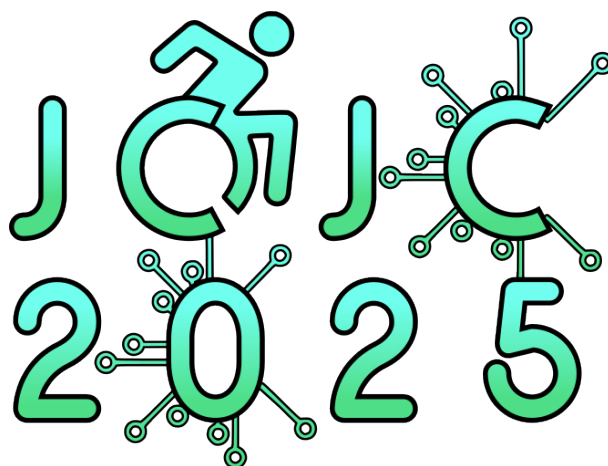


Julie Lang
Johana Bodard
Gérard Uzan (Eds.)

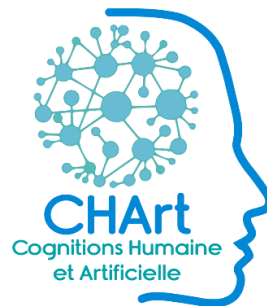
Technologies, Insertion, Handicap, Autonomie, Vieillesse

Colloque « Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs »
Université Paris 8, Campus Condorcet, Aubervilliers, 10 Juin 2025
Actes



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





Editeurs

Julie Lang
Laboratoire CHArt
EPHE-PSL
Bâtiment Recherche Nord - Campus Condorcet
15 rue Waldeck Rochet — 93322 Aubervilliers
julielang27@gmail.com

Johana Bodard
Laboratoire CHArt, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
johana.bodard02@univ-paris8.fr

Gérard Uzan
Laboratoire CHArt, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
gerard.uzan@univ-paris8.fr

Mise en page

Maquette : Julie Lang et Johana Bodard
Logo : Yann Morère
Camera-ready par les auteurs

Gestion des soumissions

Sciencesconf
<https://www.sciencesconf.org/>

ISBN 978-2-9571218-4-7



Dépôt légal juin 2025
© IFRATH

<https://ifrath.fr/jcjc2025/>

Préface

Nous sommes heureux de vous présenter l'ouvrage *Technologies, Insertion, Handicap, Autonomie, Vieillesse*, actes du septième colloque *Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs* (JCJC'2025) de l'IFRATH, organisé en collaboration avec l'Université Paris 8 (équipe THIM du laboratoire CHArt). JCJC'25 s'est tenu le 10 juin 2025 au Centre des Colloques sur le Campus Condorcet à Aubervilliers.

Regroupement de laboratoires universitaires et de recherche, d'associations, et d'industriels, l'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) a pour but de promouvoir les solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap et d'aider au développement de recherches technologiques et méthodologiques dans ce domaine.

L'IFRATH organise des réunions thématiques trimestrielles, qui rassemblent régulièrement des personnes concernées avec une volonté d'ouverture et d'intégration de nos jeunes, voire futurs collègues ; et, tous les deux ans (années paires), la conférence Handicap.

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

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

Les articles présentés ici ont chacun été relus par, au minimum, 2 membres du Comité Scientifique.

Comme il est de tradition dans ce colloque, nous avons invité deux conférenciers « senior researcher » :

- une conférencière invitée, Catherine Pelachaud, directrice de recherche CNRS à l'ISIR, UPMC à Paris. Elle travaille depuis de nombreuses années dans le domaine de l'interaction homme-machine et est largement reconnue pour ses recherches sur les agents virtuels. Elle nous a présenté ses travaux sur les agents socialement interactifs.
- un conférencier invité, Lorenzo Desideri, jeune professeur à l'Université Sigmund Freud à Milan, et chercheur à l'AIAS Bologna en Italie, ce qui témoigne de l'ouverture internationale de l'IFRATH. Il a présenté ses travaux sur la robotique sociale d'assistance.

Nous remercions chaleureusement l'Université Paris 8 et le laboratoire CHArt pour leur soutien financier et nous remercions également le Campus Condorcet pour l'accueil de la manifestation en ses murs.

Julie Lang et Johana Bodard, *Présidentes du Comité d'organisation*
Gérard Uzan, *Président de l'IFRATH*

Thèmes du colloque

Les thèmes abordés par JCJC'2025 concernent les technologies pour l'autonomie, la santé et l'insertion scolaire et socio-professionnelle des personnes handicapées ou vieillissantes, afin d'apporter des réponses innovantes en matière de compensation et d'aménagements dans toutes les dimensions scientifiques, technologiques, humaines et médicales.

- Caractérisation et modélisation des situations de perte d'autonomie
- Handicaps cognitifs
- Handicap perceptif : transmodalité, multimodalité
- Handicap moteur
- Effets du vieillissement
- Pathologies chroniques invalidantes : maladie d'Alzheimer, etc.
- Polyhandicap
- Technologies pour l'autonomie et la santé
- Technologies pour l'inclusion et la scolarisation des élèves et étudiants handicapés (de l'école à l'université)
- Technologies d'assistance à la perception
- Technologies d'assistance à la communication
- Technologies d'assistance à la rééducation, à la stimulation
- Robotique d'assistance au déplacement, à la préhension, à la rééducation
- Orthèse, prothèse, neuroprothèse
- Interface cerveau machine
- Intelligence Artificielle et Handicap
- Intelligence ambiante, maison intelligente, systèmes embarqués
- E-service : téléassistance, télévigilance, télédiagnostic, téléréhabilitation, e-accessibilité
- Réalité virtuelle pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs et moteurs
- Intégration de solutions technologiques communicantes et interopérables au service de la personne ou facilitant la tâche de l'aidant ou du professionnel de santé
- Autonomie des personnes âgées, maintien à domicile
- Méthodologies
- Rééducation, stimulation, apprentissage
- Conception de l'assistance prenant en compte les dimensions humaine et sociétale
- Évaluation des technologies dans leur environnement d'usage
- Psychologie, ergonomie et neurosciences
- Ergonomie des systèmes d'assistance
- Modélisation, simulation de l'humain : aspects cognitifs, psychophysiques, psychologiques
- Interactions homme-système d'assistance
- Sociologie
- Étude des usages des technologies
- Éthique
- Dimension sociale : vie publique et privée, handicap et intégration sociale, handicap et vie relationnelle, intégration scolaire, etc.

Comités

Comité Scientifique

Président

Guy Bourhis	Université de Lorraine
Salvatore M. Anzalone	Université Paris 8
Dominique Archambault	Université Paris 8
Christian Berger-Vachon	Université Claude Bernard-Lyon 1
Frédéric Bousefsaf	Université de Lorraine
Julie Golliot	Smart Macadam
Karine Gros	Université Paris-Est Créteil
Stéphane Jaffard	Université Paris-Est Créteil
Céline Jost	Université Paris 8
Jaime Lopez-Krahe	Université Paris 8
Christèle Lecomte	Université de Rouen
Yann Morère	Université de Lorraine
Caroline Pigeon	Université Gustave Eiffel
Antonio Pinti	Université de Valenciennes
Ludovic Saint-Bauzel	Sorbonne Université
Isis Truck	Université Paris 8
Gérard Uzan	Université Paris 8

Comité d'Organisation

Julie Lang (Présidente)	CHArt, EPHE-PSL
Johana Bodard (Présidente)	CHArt-THIM, Université Paris 8
Dominique Archambault	CHArt-THIM, Université Paris 8
Gérard Uzan	CHArt-THIM, Université Paris 8

Table des matières

Conférence invitée 1 : Agents Socialement Interactifs : communication et adaptation	
<i>Catherine Pelachaud</i>	1
Apprentissage par transfert sur des représentations temps-fréquence des signaux IMU pour évaluer la mobilité chez les patients âgés	
<i>Kaoutar El Ghabi, Frédéric Bousefsaf, Clint Hansen, Yann Morère</i>	2
Un algorithme 3D polyvalent pour la détection automatique des événements de la marche	
<i>Théo Vancanneyt, Camille Le Moal, Maxence Blard, Juliette Lenoir, Nicolas Roche, Céline Bonnyaud, Fabien Dubois</i>	8
Enhancing the Usability of Upper-Limb Assistive Robots with a Variable Admittance Controller	
<i>Maxime Manzano, Maël Gallois, Sylvain Guégan, Ronan Le Breton, Louise Devigne, Marie Babel</i>	14
État des lieux de la mise en place de l'accessibilité dans les studios de jeux vidéo français	
<i>Allan Di Rosa, Jérôme Dupire et Olivier Pons</i>	20
Enhancing Diagram Comprehension for the Blind or Visually Impaired : A Multi-modal Approach	
<i>Manpreet Kour, Gaetan Hains, Karine Gros, Mohamed Saber</i>	26
Conférence invitée 2 : What a Difference a Socially Assistive Robot Makes : Bridging Research and Practice to Support Inclusive Education and Disability Services	
<i>Lorenzo Desideri</i>	32
Model Predictive Control for Autonomous Navigation of Smart Wheelchairs Using Ultra-wideband Sensors	
<i>Théo Le Terrier, Marie Babel et Vincent Drevelle</i>	33
Surveillance de la Fatigue des Utilisateurs de Fauteuils Roulants Électriques en Temps Réel	
<i>Mohamed Rayane Mokhtari</i>	39
FacePal – un robot compagnon convivial pour les enfants atteint de troubles du neurodéveloppement	
<i>Massyl Touat, Julie Lang et Salvatore Anzalone</i>	44
Mobilité des personnes avec une déficience intellectuelle : vers l'intégration de la collaboration dans un système d'aide à la navigation	
<i>Constance Bault, Sophie Lepreux, Káthia Marçal de Oliveira, Christophe Kolski</i> ..	50

Marcher pour changer les perceptions : L'approche participative transforme la perspective des jeunes chercheurs <i>Eduardo Augusto Monteiro de Almeida, Angelina Dias Leão Costa et Guillaume Thomann</i>	56
Virtual coaches for the older people : Evaluating the effects of their co-design <i>Sidonie Salomé, Emmanuel Monfort et Lydie Du Bousquet</i>	62
Co-conception d'outils numériques : illustration parmi des apprenants en situation de handicap et leurs formateurs <i>Marie Thérèse El Fakhry</i>	68
Index des auteurs	74

Agents Socialement Interactifs : communication et adaptation

Catherine Pelachaud

Directrice de recherche CNRS

ISIR, UPMC

Les agents socialement interactifs ont la capacité de communiquer expressivement avec leurs interlocuteurs humains. Grâce à leur comportement multimodal, ils peuvent souligner une information importante, mettre en contraste des informations, mais aussi engager leur interlocuteur dans l'interaction. Nous avons développé une plateforme d'agent virtuel, Greta.

Au cours d'une interaction, les participants font preuve de coordination interpersonnelle en s'adaptant les uns aux autres. Cette coordination peut se caractériser par la réciprocité, la synchronisation, et la similitude des comportements. Une grande variété d'indices, tels que les comportements multimodaux, les indices linguistiques, les stratégies de politesse, les croyances, les attitudes sociales et les émotions, peuvent être impliqués.

L'adaptation des comportements multimodaux d'un agent socialement interactif aux comportements de ses interlocuteurs humains peut favoriser l'engagement, établir des relations et instaurer la confiance, et soutenir le processus d'apprentissage.

Nous avons intégré différents mécanismes d'adaptation à cette plateforme. Nous y avons implémenté des phénomènes tels que l'imitation, l'intra- et l'inter-synchronisation, ainsi que les stratégies conversationnelles. Nous avons mené des études d'évaluation pour mesurer l'impact sur la perception de l'agent par les utilisateurs et sur la qualité de l'interaction.

Au cours de cette présentation, je présenterai certains des travaux que nous avons menés. J'y décrirai également les modèles informatiques des différents mécanismes d'adaptation et les études expérimentales que nous avons menées pour les valider.

Apprentissage par transfert sur des représentations temps-fréquence des signaux IMU pour évaluer la mobilité chez les patients âgés

Kaoutar El Ghabi
Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Frédéric Bousefsaf
Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Clint Hansen
Université de Kiel, Neurology, UKSH
Campus Kiel, Germany

Yann Morère
Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Abstract—

Le vieillissement entraîne une diminution progressive de la mobilité, augmentant ainsi les risques de chute et de perte d'autonomie chez les personnes âgées. L'évaluation de la mobilité joue un rôle crucial dans la prise en charge des patients, mais les méthodes traditionnelles reposent encore largement sur des observations subjectives en milieu clinique et sont moins pratiquées en raison du manque de ressource.

Cette étude combine la transformée en ondelettes continue (Continuous Wavelet Transform - CWT) des signaux Unités de mesure inertielle (IMU) et l'apprentissage par transfert pour classifier la mobilité des patients en deux niveaux : "faible" et "élevé". Les données utilisées dans cette étude sont collectées par le Département de Neurologie de l'Université de Kiel. L'évaluation repose sur trois tests cliniques (TUG, 5M-WLK, 5STS) et deux types d'entrées, l'une avec la durée originale des signaux et l'autre avec une normalisation temporelle ("restriction du temps"). Cette normalisation aligne la durée des signaux sur une référence commune afin d'intégrer visuellement le temps de réalisation du test dans la représentation temps-fréquence.

Les résultats obtenus montrent que l'approche proposée permet de distinguer efficacement les deux niveaux de mobilité. Parmi les trois tests évalués, le Timed Up and Go (TUG) offre la meilleure précision de classification. En revanche, le test de marche sur 5 mètres (5M-WLK) présente les performances les plus faibles. De plus, l'intégration de la normalisation temporelle améliore la précision du modèle par rapport aux signaux conservant leur durée originale.

Ces résultats valident l'efficacité de la transformée en ondelettes combinée à l'apprentissage par transfert pour l'estimation du niveau de mobilité à partir de capteurs IMU.

Index Terms—Évaluation de la mobilité, Mobilité fonctionnelle, Personnes âgées, Vieillesse, Unités de mesure inertielle (IMU), Apprentissage profond

I. INTRODUCTION

En 2030, environ un sixième de la population mondiale aura 60 ans ou plus, soit 1,4 milliard d'individus. D'ici 2050, ce nombre devrait presque doubler pour atteindre 2,1 milliards, représentant ainsi 22% de la population mondiale [1]. Cette transition démographique pose de nouveaux défis et génère des besoins spécifiques que les sociétés modernes devront impérativement prendre en compte [2].

Le vieillissement entraîne une réduction significative de la mobilité sous différentes formes. Avec l'âge, des changements physiologiques et biomécaniques sont associés à une fragilité accrue. Ces changements conduisent à une diminution de la mobilité et compromettent la capacité à

accomplir les activités de la vie quotidienne [3]. Par ailleurs, le vieillissement s'accompagne d'une augmentation de la prévalence et de l'incidence des maladies neurologiques et cardio-vasculaires. Ces affections entraînent un ralentissement des mouvements, une diminution des capacités fonctionnelles, une immobilité accrue ainsi qu'une hausse du risque de handicaps chez les personnes âgées [4]. En effet, ces facteurs entraînent une dégradation des capacités fonctionnelles et des troubles de l'équilibre, augmentant ainsi le risque de chutes chez les personnes âgées.

Dans cette étude, la mobilité se réfère à la mobilité fonctionnelle, définie comme la capacité d'une personne à se déplacer de manière autonome, sécurisée et stable d'un endroit à un autre. Par conséquent, elle constitue un élément fondamental du maintien de l'indépendance des personnes âgées.

L'évaluation de la mobilité joue un rôle clé dans la prise en charge des personnes âgées, car elle permet de quantifier de manière objective leur niveau fonctionnel. Une évaluation précise aide à identifier les déficiences, à adapter les interventions thérapeutiques et à prévenir les risques de chutes. De plus, elle facilite l'élaboration de plans de soins personnalisés et l'ajustement des dispositifs d'assistance, garantissant ainsi une meilleure autonomie et qualité de vie pour les patients [5].

Bien que des solutions numériques existent, ces évaluations sont encore principalement effectuées sous la supervision d'un professionnel de santé, reposant sur son observation du patient. En raison de la nature subjective de ces tests, les résultats peuvent varier selon l'évaluateur, ce qui limite leur fiabilité. De plus, ces évaluations demandent beaucoup de temps en milieu clinique et sont moins pratiquées en raison du manque de ressources, notamment de personnel qualifié [6][7].

Parmi les solutions numériques disponibles, la capture de mouvement en 3D est considérée comme la technologie de référence ("gold standard") pour quantifier la mobilité fonctionnelle. Elle permet de capturer avec précision le squelette d'une personne en mouvement. Toutefois, ces systèmes sont coûteux, limités à des environnements fixes et nécessitent des ressources informatiques considérables pour l'analyse des données [8]. En parallèle, les capteurs portables représentent un domaine en pleine expansion pour l'évaluation des mouvements, en raison de leur coût plus

abordable et de leur portabilité par rapport aux systèmes traditionnels de capture de mouvement 3D. Ces capteurs, basés sur des unités de mesure inertielle (IMU), utilisent des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres miniaturisés pour analyser l'accélération linéaire, la vitesse angulaire et l'orientation du corps [8].

Les capteurs IMU ont démontré leur validité pour évaluer la mobilité chez les personnes âgées. Ils permettent notamment de détecter les différentes phases des tests de mobilité (marche, rotation, levée, etc) [9][10]. De plus, ils offrent la possibilité de calculer divers paramètres caractérisant le mouvement, tels que l'angle de l'articulation de la cheville, le temps et la variabilité des pas [11][12][13].

En outre, l'apprentissage profond est reconnu comme un outil avancé permettant une analyse de haute qualité. L'apprentissage automatique et l'apprentissage profond se sont révélés fiables pour détecter et classer les tests d'évaluation de la mobilité [14], reconnaître les gestes impliqués dans cette évaluation [15] et prédire le niveau de mobilité à partir d'images issues de caméras [16].

En s'appuyant sur ces avancées, cette étude propose une approche combinant la transformée en ondelettes des signaux IMU et l'apprentissage par transfert pour prédire le niveau de mobilité des patients. Dans cette première étude, l'objectif est de distinguer deux niveaux de mobilité : "faible" et "élevé".

Cette prédiction repose sur des données issues de tests cliniques d'évaluation de la mobilité chez les personnes âgées, notamment le Timed Up and Go (TUG), le test de marche sur 5 mètres (5m walk test) et le test de lever de chaise à cinq répétitions (5 sit-to-stand test). Ces données sont collectées par le Département de Neurologie de l'Université de Kiel [17]. Une comparaison est réalisée afin d'évaluer la précision de la prédiction du niveau de mobilité en fonction des différents tests.

II. MÉTHODOLOGIE

A. Motivation

L'apprentissage par transfert est un concept consistant à entraîner un modèle sur un problème donné, puis à l'affiner et à l'appliquer à un autre problème similaire. Il a démontré son efficacité dans divers domaines, tels que la médecine, la mécanique et les télécommunications, ainsi que dans différentes applications, notamment la classification d'images, la classification de textes et la détection des émotions [18].

Cette méthode présente plusieurs avantages, notamment une réduction du temps d'entraînement et une meilleure adaptation aux applications disposant de quantités limitées de données, car elle ne nécessite pas de vastes ensembles de données [19].

Dans notre contexte, l'exploitation des modèles pré-entraînés pour la classification d'images constitue un point d'intérêt majeur. Compte tenu du nombre restreint de données disponibles, cette approche nous permettrait d'obtenir un modèle performant tout en réduisant le coût en temps de calcul.

Pour ce faire, dans cette étude, nous représentons les signaux des IMUs sous forme d'images illustrant leur transformée en ondelettes continues (CWT). Ces signaux, issus des tests d'évaluation de la mobilité, traduisent des mouvements tels que la marche ou le soulèvement. Ces mouvements présentent des variations caractéristiques dans le temps, pouvant être analysées dans le domaine spectral.

L'application de la représentation temps-fréquence des signaux IMU en apprentissage profond a déjà démontré sa pertinence dans plusieurs domaines. Concernant la reconnaissance de la marche humaine, cette approche a atteint une performance de 79,3% pour différencier les allures "rapide", "normale" et "lente" à partir des signaux bruts des IMUs [20]. De plus, pour la détection des événements spécifiques de la marche, notamment la "frappe du talon" et le "décollement de la pointe du pied", la combinaison du deep learning et de la CWT a permis d'obtenir un F1-score moyen compris entre 0,98 et 1 selon les ondelettes utilisées [21]. Le F1-score est une métrique de performance qui correspond à la moyenne harmonique de la précision (proportion des détections correctes parmi celles effectuées) et du rappel (proportion des éléments pertinents correctement identifiés). Par ailleurs, dans le cadre de la reconnaissance d'activités à partir des signaux IMUs, cette méthode a affiché une performance de 92,46% pour la classification de six activités différentes [22]. En effet, ces résultats obtenus dans différentes études confirment que la représentation temps-fréquence des signaux IMU constitue une approche efficace pour l'analyse des mouvements.

En se basant sur ces fondements, cette étude propose de transformer les signaux IMU des tests cliniques en représentations temps-fréquence, puis d'affiner un modèle de deep learning pré-entraîné en classification d'images sur ces données afin de prédire le niveau de mobilité des patients âgés.

B. Données et traitement

1) Base de données:

Dans cette étude, les données utilisées proviennent d'un ensemble de données collecté par le Department of Neurology, Kiel University [17]. Leur exploitation s'inscrit dans le cadre d'une convention entre les équipes de recherche. Ce jeu de données comprend 167 participants, dont 43 adultes en bonne santé (18-60 ans), 24 adultes âgés en bonne santé (> 60 ans), ainsi que 34 patients atteints de la maladie de Parkinson, 21 atteints de sclérose en plaques, 23 ayant subi un accident vasculaire cérébral symptomatique, 10 souffrants de douleurs chroniques dans le bas du dos et 12 présentant d'autres diagnostics.

Les données ont été collectées à l'aide de capteurs IMU intégrant un accéléromètre triaxial, un gyroscope triaxial et un magnétomètre triaxial. Au total, 15 IMU ont été fixées sur différents segments du corps : tête, sternum, bras supérieurs, bras antérieurs, bassin, cuisses, tibias, chevilles et pieds.

Si le participant portait un pantalon avec des poches, une seizième IMU était placée dans la poche. À titre de référence, cette base de données comprend également un système de capture optique du mouvement à douze caméras, utilisé pour enregistrer les mouvements corporels. Cependant, dans cette étude, seules les données issues des 15 IMU ont été exploitées.

Les données ont été collectées à partir de la réalisation d'un ensemble de tests d'évaluation de la mobilité. Ceux pris en compte dans cette étude sont :

- Timed Up and Go (TUG) : le participant se lève d'une chaise, marche à son rythme jusqu'à un cône situé à 3 mètres, le contourne dans la direction de son choix, revient à la chaise et s'assoit.
- Test assis-debout en cinq temps (5STST) : le participant se lève et s'assoit cinq fois de suite, à la vitesse de son choix, sans utiliser ses bras si possible.
- Marche sur 5 mètres (5M-WLK) : sur une passerelle de 5 mètres, le participant marche à sa vitesse normale.

Pour la représentation quantitative du niveau de mobilité des patients, le score du Short Physical Performance Battery (SPPB) est pris en compte. Cet indicateur évalue la capacité physique à travers trois sous-tests : test d'équilibre, test de vitesse de marche et test de lever de chaise. Chaque sous-test est noté en fonction du temps nécessaire pour son exécution, et le score final correspond à la somme des notes obtenues, variant de 1 à 12. Un score de 0 à 3 indique une mobilité fortement réduite avec une limitation importante dans les activités de la vie quotidienne, un score de 4 à 6 reflète une limitation modérée, un score de 7 à 9 traduit une limitation légère, tandis qu'un score de 10 à 12 indique une autonomie quasi totale ou complète [23].

Sur cette base, et afin d'obtenir des classes modérément équilibrées, cette étude répartit les patients en deux catégories, décrits dans tableau I :

- Classe 0 : regroupe les patients ayant un score compris entre 4 et 9, correspondant à une mobilité limitée qualifiée de "faible".
- Classe 1 : inclut les patients ayant un score entre 10 et 12, représentant une autonomie préservée qualifiée de mobilité "élevée".

Les patients ayant un score compris entre 0 et 3 ne sont pas inclus dans l'étude, car la base de données ne contient aucun patient correspondant à cette tranche.

TABLE I
NOMBRE DE DONNÉES PAR CLASSE ET PAR TEST

Test	Classe 0	Classe 1
TUG	54	87
5STST	54	84
5M-WLK	50	85

2) Traitement de données:

Dans cette étude, seuls les patients équipés de 15 ou 16 IMU ont été pris en compte. En raison d'erreurs de mesure du système, deux enregistrements de patients présentaient des capteurs manquants. Par conséquent, ces deux patients ont été exclus de notre étude. Les données présentées dans le tableau I correspondent aux effectifs finaux utilisés dans cette étude, après l'exclusion des deux patients.

Par ailleurs, seuls les signaux de l'accéléromètre et du gyroscope ont été retenus pour l'analyse en raison de leur capacité à fournir des informations essentielles sur la dynamique du mouvement. L'accéléromètre mesure les accélérations linéaires, utiles pour détecter les phases de déplacement, tandis que le gyroscope enregistre les vitesses angulaires, permettant d'analyser la rotation, la stabilité et la coordination des mouvements. En revanche, le magnétomètre, qui mesure l'orientation par rapport au champ magnétique terrestre, apporte peu d'informations pertinentes pour l'analyse de la mobilité fonctionnelle ce qui limite son utilité dans ce contexte.

Un découpage temporel a été effectué afin d'extraire uniquement la phase correspondant à l'exécution des tests. Ensuite, un rééchantillonnage à 60 Hz a été appliqué, les fréquences initiales variant entre 100 Hz et 200 Hz. Cette normalisation permet d'uniformiser la fréquence d'échantillonnage pour tous les signaux, tout en optimisant l'efficacité des calculs, sans perte d'informations.

Pour la représentation temps-fréquence, la transformée en ondelettes complexes de Morse a été utilisée, avec des paramètres de symétrie fixés à 2,5 et une largeur de bande temporelle de 3. Parmi les ondelettes analytiques disponibles pour obtenir les représentations temps-fréquence, telles que Morlet, Bump et Morse avec différents paramètres, l'ondelette choisie (Morse) est celle ayant montré la meilleure corrélation avec les signaux du jeu de test.

Chaque signal étant composé de six composantes (trois de l'accéléromètre et trois du gyroscope), cela génère six représentations temps-fréquence (CWT) par IMU. Afin d'optimiser les calculs et de réduire l'empreinte mémoire, les CWT ont été redimensionnées à 224×224 pixels. Ces représentations sont ensuite empilées pour former une unique image à 90 canaux, correspondant aux 15 IMU alignés, produisant ainsi des images de forme (224, 224, 90). Ces images constituent ensuite les entrées du modèle de deep learning.

C. Approche

L'approche proposée repose sur l'utilisation de ResNet101 comme extracteur de caractéristiques pour analyser des représentations temps-fréquence empilées sous forme d'images de dimension $224 \times 224 \times 90$. Le choix de ce modèle repose sur sa capacité à converger efficacement lors de l'entraînement, comparé aux autres modèles de classification d'images pré-entraînés testés.

ResNet101 est une architecture de réseau de neurones convolutifs profond composée de 101 couches, introduite

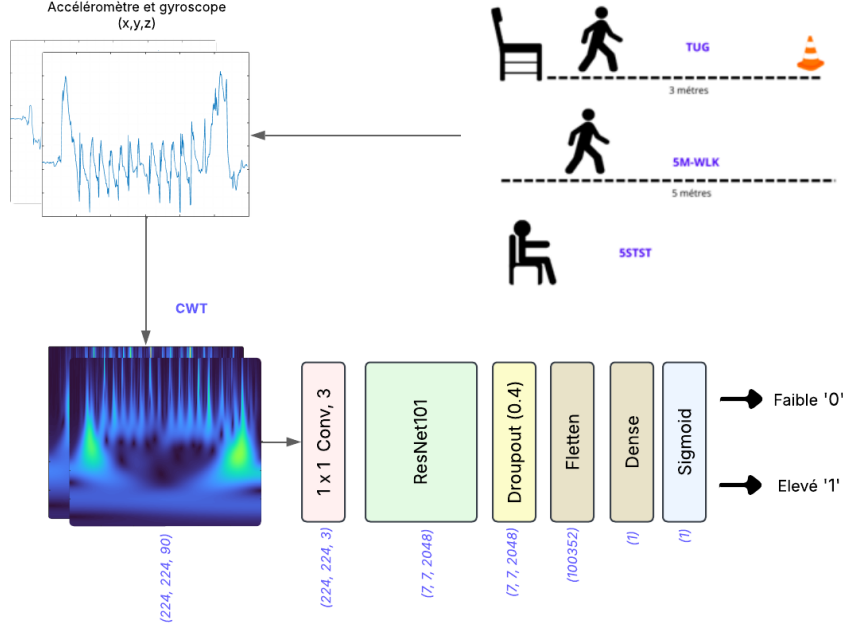


Fig. 1. Approche proposée

pour résoudre les problèmes de dégradation du gradient dans les réseaux profonds grâce à l'utilisation de connexions résiduelles. Ces connexions permettent de faciliter l'apprentissage en évitant la perte d'information et en accélérant la convergence.

Étant donné que ResNet101 [24], pré-entraîné sur ImageNet, une base de données contenant plus de 14 millions d'images étiquetées réparties en plus de 20 000 catégories, est conçu pour traiter des images RGB (3 canaux), une couche d'adaptation est ajoutée pour convertir les 90 canaux en 3 via une convolution 1×1 . Après l'extraction des caractéristiques, un Dropout (0.4) est appliqué pour éviter le sur-apprentissage, suivi d'une couche Flatten qui transforme les données en vecteur unidimensionnel. Enfin, une couche dense avec activation sigmoïde effectue la classification finale en produisant une probabilité binaire permettant de distinguer les classes. Cette approche est illustrée dans la figure 1.

Afin d'évaluer l'impact de cette approche, nous l'appliquons à deux types d'entrées : l'une conservant la durée originale des signaux et l'autre intégrant une transformation temporelle, appelée "restriction du temps". La figure 2 illustre les deux types d'entrée du modèle et leurs CWT.

En plus de la vitesse de marche et d'autres caractéristiques, le temps de réalisation du test est un facteur clé pour évaluer la mobilité fonctionnelle du patient. Pour intégrer cet indicateur temporel dans la CWT, nous proposons de normaliser la durée globale des signaux. Cette normalisation consiste à ajuster toutes les périodes des signaux à la durée maximale observée, correspondant au patient ayant mis le plus de temps à effectuer

le test. Pour ce faire, si un signal est plus court que cette durée maximale, il est prolongé en répétant sa dernière valeur jusqu'à atteindre la période de référence. Cette opération est appelée "restriction du temps".

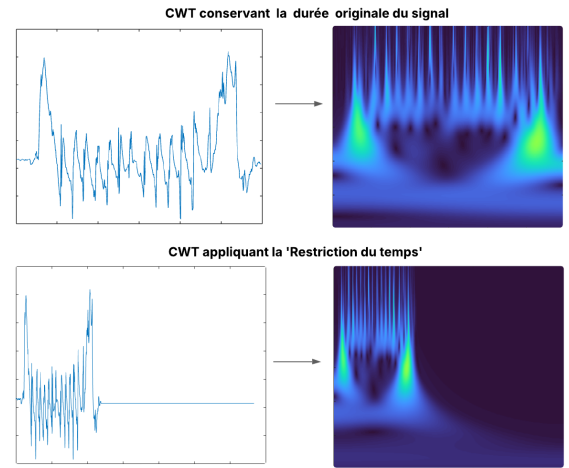


Fig. 2. Les deux Types d'entrées du modèle

III. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Pour entraîner et évaluer le modèle, les données sont divisées en trois sous ensembles : 70 % pour l'entraînement, 10% pour la validation et 20 % pour le test. L'entraînement s'appuie sur les hyperparamètres décrits dans le tableau II,

qui présentent la combinaison permettant d'obtenir un entraînement convergent et de meilleurs résultats, suite à plusieurs tests.

TABLE II
HYPERPARAMÈTRES DU MODÈLE

Hyperparamètre	Valeur
Époques	150
Taille du batch	8
Optimiseur	Adam
Taux d'apprentissage	1×10^{-6}
Fonction de perte	Binary Crossentropy

L'évaluation du test repose sur la précision, définie par l'équation suivante :

$$\text{Précision} = \frac{\text{Vrais Négatifs} + \text{Vrais Positifs}}{\text{Vrais Positifs} + \text{Faux Positifs} + \text{Vrais Négatifs} + \text{Faux Négatifs}}$$

Les performances du modèle, illustrées dans la figure 3, démontrent que la prédiction du niveau de mobilité basée sur les représentations temps-fréquence est significative. L'approche proposée permet de distinguer efficacement les différents niveaux de mobilité des patients.

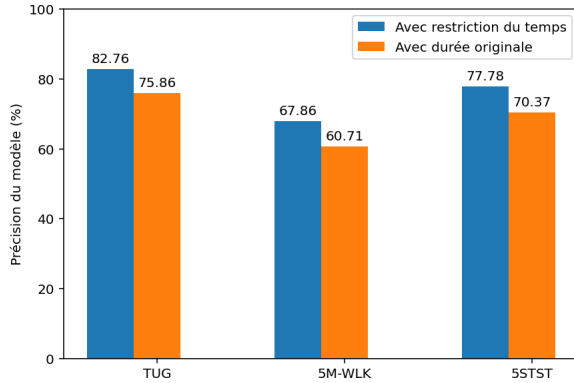


Fig. 3. Performances du modèle selon les tests et les types d'entrée

L'analyse des résultats obtenus avec les données d'entrée basées sur la durée originale du test montre des performances satisfaisantes. Cela indique que le modèle est capable d'identifier les patients en exploitant les variations de fréquence présentes dans les images CWT. Cette tendance est également observable dans les signaux bruts : une personne ayant une faible mobilité marche à une vitesse plus lente (fréquence plus basse) qu'une personne avec une mobilité plus élevée (fréquence plus élevée). De plus, le nombre de pas diffère entre ces deux groupes : les patients à faible mobilité effectuent généralement plus de pas que ceux ayant une mobilité plus élevée. Ces différences sont bien visibles dans les images CWT. En effet, ces résultats confirment que ces indicateurs visuels présents dans les images CWT permettent

au modèle de distinguer efficacement les différents niveaux de mobilité.

Par ailleurs, l'utilisation d'images normalisées en fonction du temps de réalisation du test a conduit à de meilleures performances par rapport aux images basées sur la durée originale, et ce, pour les trois tests. Cette observation souligne que le temps d'exécution du test est un facteur clé pour évaluer la mobilité des patients. L'intégration de cette information dans les images utilisées pour l'entraînement du modèle améliore ses performances et sa capacité à différencier les niveaux de mobilité.

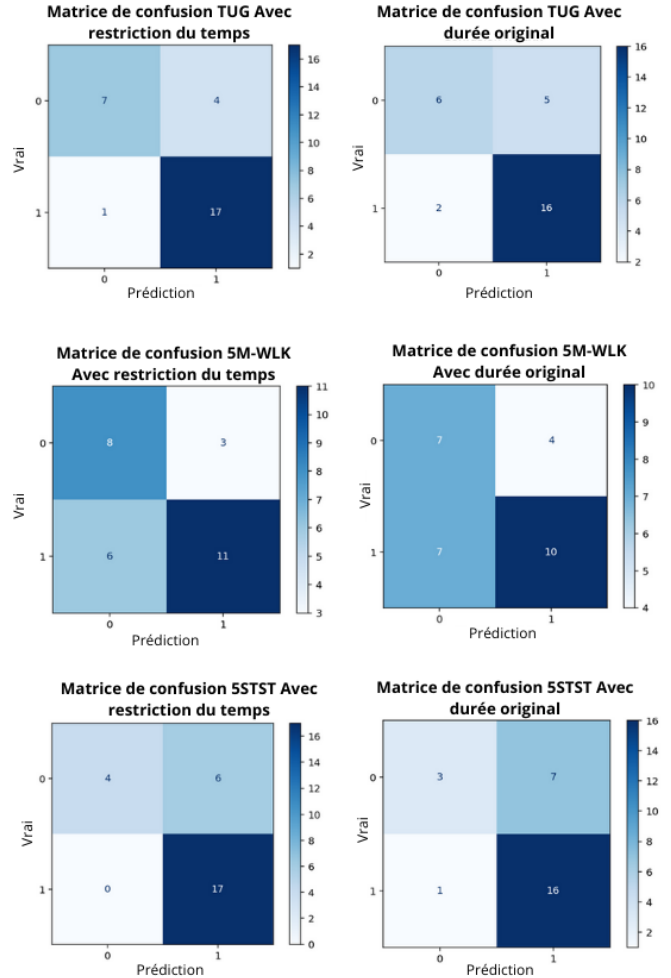


Fig. 4. Matrices de confusion

D'autre part, on observe que les tests TUG fournissent les meilleurs résultats, suivis par le 5STST, tandis que le 5M-WLK présente les performances les plus faibles. Cette différence peut s'expliquer par le fait que le test TUG contient plus d'informations que les tests 5STST et 5M-WLK. En effet, il inclut à la fois une phase de marche, qui reflète la capacité fonctionnelle du patient, ainsi qu'une phase de levée de chaise et de contournement de cônes, qui sont indicatives

de l'équilibre et de la stabilité du patient.

Les matrices de confusion, illustrées dans la figure 4, permettent d'analyser la capacité du modèle à distinguer les différentes classes pour chaque test. Pour le test TUG, le modèle parvient globalement à bien différencier les deux classes, avec une meilleure précision pour la classe 1 que pour la classe 0. On note que la normalisation du temps améliore légèrement la classification.

En revanche, pour le test 5M-WLK, le modèle éprouve plus de difficultés à distinguer les classes. Il y a une confusion notable entre les deux catégories, avec plusieurs échantillons de la classe 1 mal classés comme appartenant à la classe 0, et inversement. Ces résultats indiquent que ce test contient des caractéristiques moins discriminantes entre les niveaux de mobilité, ce qui complique la tâche du modèle.

Concernant le test 5STST, les résultats sont intermédiaires, le modèle classe bien la classe 1, avec très peu d'erreurs, mais a plus de difficultés avec la classe 0, en particulier sans normalisation du temps. Comme pour le TUG, l'utilisation de la normalisation temporelle semble améliorer la précision des prédictions.

En résumé, ces résultats confirment que le test TUG est le plus pertinent pour la classification des niveaux de mobilité, suivi du 5STST. En revanche, le 5M-WLK s'avère plus difficile à analyser pour le modèle en raison d'une confusion plus marquée entre les classes. De plus, ces résultats confirment que l'application de la normalisation du temps contribue à améliorer la précision du modèle.

IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cette étude propose une approche fondée sur l'utilisation des représentations temps-fréquence des signaux IMU, appliquée à un modèle pré-entraîné, afin de prédire deux niveaux de mobilité des patients : "faible" et "élevé". Les résultats obtenus démontrent que cette approche permet de distinguer efficacement les différentes classes, avec une performance particulièrement marquée pour les signaux issus du test TUG, qui offrent les meilleurs résultats.

Ces observations ouvrent plusieurs perspectives d'amélioration. Tout d'abord, l'extension de la classification à trois niveaux de mobilité ("faible", "modéré" et "élevé") pourrait affiner l'évaluation du modèle et permettre une meilleure distinction des patients. Par ailleurs, une analyse approfondie des capteurs les plus pertinents pour la prédiction pourrait contribuer à améliorer la précision du modèle. En identifiant et en éliminant les capteurs fournissant des données non significatives, il serait possible d'optimiser les performances et la robustesse du modèle.

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. Charpillet, "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] M. J. Daley and W. L. Spinks, "Exercise, mobility and aging," en, *Sports Med.*, vol. 29, no. 1, pp. 1–12, Jan. 2000.
- [4] I. Reuter, "Aging, physical activity, and disease prevention 2012," en, *J. Aging Res.*, vol. 2012, p. 373 294, Dec. 2012.
- [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. 2 100 609, 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] J. Rekant, S. Rothenberger, and A. Chambers, "Inertial measurement unit-based motion capture to replace camera-based systems for assessing gait in healthy young adults: Proceed with caution," en, *Measur. Sens.*, vol. 23, no. 100396, p. 100 396, Oct. 2022.
- [9] S. Mellone, C. Tacconi, and L. Chiari, "Validity of a smartphone-based instrumented timed up and go," en, *Gait Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 163–165, May 2012.
- [10] S. Hellmers, B. Izadpanah, L. Dasenbrock, et al., "Towards an automated unsupervised mobility assessment for older people based on inertial TUG measurements," en, *Sensors (Basel)*, vol. 18, no. 10, p. 3310, Oct. 2018.
- [11] R. Bergquist, C. Nerz, K. Taraldsen, et al., "Predicting advanced balance ability and mobility with an instrumented timed up and go test," en, *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 17, p. 4987, Sep. 2020.
- [12] J. Rudisch, T. Jollenbeck, L. Vogt, et al., "Agreement and consistency of five different clinical gait analysis systems in the assessment of spatiotemporal gait parameters," en, *Gait Posture*, vol. 85, pp. 55–64, Mar. 2021.
- [13] Q. An, Y. Ishikawa, J. Nakagawa, et al., "Evaluation of wearable gyroscope and accelerometer sensor (PocketIMU2) during walking and sit-to-stand motions," Paris, France: IEEE, Sep. 2012.
- [14] S. Hellmers, B. Izadpanah, L. Dasenbrock, et al., "Towards an automated unsupervised mobility assessment for older people based on inertial TUG measurements," en, *Sensors (Basel)*, vol. 18, no. 10, p. 3310, Oct. 2018.
- [15] S. Golestan, D. J. Diaz Romero, E. Stroulia, A. Miguel-Cruz, and L. Liu, "Sensor-enabled functional-mobility assessment: An exploratory investigation," in *2019 IEEE 5th World Forum on Internet of Things (WF-IoT)*, Limerick, Ireland: IEEE, Apr. 2019.
- [16] L. Romeo, R. Marani, T. D'Orazio, and G. Cicirelli, "Video based mobility monitoring of elderly people using deep learning models," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 2804–2819, 2023.
- [17] E. Warmerdam, R. Romijnders, J. Geritz, 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.
- [18] M. Iman, H. R. Arabnia, and K. Rasheed, "A review of deep transfer learning and recent advancements," en, *Technologies (Basel)*, vol. 11, no. 2, p. 40, Mar. 2023.
- [19] J. Gupta, S. Pathak, and G. Kumar, "Deep learning (CNN) and transfer learning: A review," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 2273, no. 1, p. 012 029, May 2022.
- [20] H. Kuduz and F. Kaçar, "A deep learning approach for human gait recognition from time-frequency analysis images of inertial measurement unit signal," en, *ijamec*, Sep. 2023.
- [21] N. Ji, H. Zhou, K. Guo, et al., "Appropriate mother wavelets for continuous gait event detection based on time-frequency analysis for hemiplegic and healthy individuals," en, *Sensors (Basel)*, vol. 19, no. 16, p. 3462, Aug. 2019.
- [22] I. Trabelsi, J. Francoise, and Y. Bellik, "Sensor-based activity recognition using deep learning: A comparative study," in *The 8th International Conference on Movement and Computing*, Chicago IL USA: ACM, Jun. 2022.
- [23] "Un test fonctionnel : La short physical performance battery (SPPB)," *Kinésithér. rev.*, vol. 18, no. 194, pp. 51–52, Feb. 2018.
- [24] K. Team, Keras documentation: ResNet and ResNetV2 — keras.io, <https://keras.io/api/applications/resnet/#resnet101-function>, [Accessed 09-03-2025].

Un algorithme 3D polyvalent pour la détection automatique des événements de la marche

Théo Vancanneyt

Laboratoire d'analyse du mouvement
Hôpital Raymond Poincaré, GHU Paris Saclay, AP-HP
Garches, France
theo.vancanneyt.pro@gmail.com

Camille Le Moal

Laboratoire d'analyse du mouvement
Hôpital Raymond Poincaré, GHU Paris Saclay, AP-HP
Garches, France
camillou.lemoal@gmail.com

Maxence Blard

Laboratoire d'analyse du mouvement
Hôpital Raymond Poincaré, GHU Paris Saclay, AP-HP
Garches, France
maxence.blard@aphp.fr

Juliette Lenoir

Unité de recherche ERPHAN (UR20201)
Université Paris-Saclay
Montigny-Le-Bretonneux, France
juliette.lenoir@aphp.fr

Nicolas Roche

Laboratoire End :icap (UMR1179)
Université Paris-Saclay
Garches, France
roche.nicolas@aphp.fr

Céline Bonnyaud

Unité de recherche ERPHAN (UR20201)
Université Paris-Saclay
Montigny-Le-Bretonneux, France
celine.bonnyaud@aphp.fr

Fabien Dubois

Unité de recherche ERPHAN (UR20201)
Université Paris-Saclay
Montigny-Le-Bretonneux, France
fabien.dubois@aphp.fr

Résumé—Background : La marche humaine étant variable, d'autant plus pour les personnes en situation de handicap moteur, il est difficile d'en détecter automatiquement les événements *Foot Strike* et *Foot Off*. Malgré les différents algorithmes proposés dans la littérature, une correction manuelle reste encore nécessaire. Cette étude vise à dépasser la rigidité des algorithmes de la littérature et à proposer un algorithme polyvalent prenant en compte la variabilité intra-individuelle de chaque patient.

Algorithme : Un nouvel algorithme, nommé Multi-Condition (MC), a été développé. Celui-ci utilise la vitesse dans les 3 dimensions de l'espace de chacun des marqueurs du pied. Le *Foot Strike* est repéré quand le premier marqueur s'arrête et le *Foot Off* est repéré quand le dernier marqueur bouge à nouveau.

Méthode : Cet algorithme a été testé sur 819 fichiers C3D représentant 9 participants sains et 50 participants avec une marche pathologique (Accident Vasculaire Cérébral, Sclérose En Plaques, blessé médullaire, paralysie cérébrale, etc.). Ses performances ont été comparées aux autres algorithmes de la littérature.

Résultats : Le MC a détecté les *Foot Strike* et *Foot Off* dans un intervalle de 3 images autour de la correction experte, dépassant ainsi la précision et la fiabilité des autres algorithmes.

Conclusion : L'algorithme MC est une méthode fiable et précise pour détecter les événements de marches saines et pathologiques variables. Les paramètres et décisions cliniques qui en découlent sont ainsi plus sûrs. Son export vers d'autres conditions cliniques et types de capteurs est une perspective importante pour viser un consensus.

Mots clés—Analyse de la marche, Événements de la marche, Détection automatique, Cinématique, Capture de mouvement optoélectronique, Biomécanique

I. INTRODUCTION

La marche humaine est le fruit d'un apprentissage et d'une adaptation constante au cours de la vie. Du développement du corps pendant la petite enfance aux conséquences du vieillissement ou de pathologies, notre marche évolue [1]. Sans en être conscients, nous prenons en compte les caractéristiques du sol, l'inertie de notre corps et les obstacles éventuels. Avec un handicap, nous devons en plus composer avec différents déficits (faiblesse musculaire, spasticité ...) qui poussent notre marche à s'adapter à nouveau [2]. On observe alors, chez les personnes en situation de handicap, des patterns de marche très variés.

L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), réalisée dans un laboratoire du mouvement, vise à compléter l'analyse qualitative faite par les cliniciens (médecins, kinésithérapeutes, etc.) en obtenant des données quantitatives, donc objectives, sur la marche de chaque patient. Ces données comprennent les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire, la dynamique d'appui au sol et l'activité musculaire. Pour pouvoir réunir les cycles de marches du patient sur une même échelle (en pourcentage de cycle de marche), il faut détecter deux événements. Le *Foot Strike* (FS) est le moment où le pied se pose au sol, et le *Foot Off* (FO) quand il décolle du sol [3].

Ces événements sont généralement détectés de manière automatique. De nombreux algorithmes cinématiques existent dans la littérature, basés soit sur la position [4], [5], la vitesse [6], [7], [9] ou l'accélération [10], [11] des marqueurs du pied

TABLE I
FONCTIONNEMENT DES ALGORITHMES UNITAIRES DE DÉTECTION DES ÉVÉNEMENTS DE LA MARCHÉ COMPARÉS.

Variable	Composante	marqueur	Fonctionnement	Auteur
Position	Y	HEE, SACR	<i>Foot Strike</i> : Maximum dans la différence de position antéro-postérieure entre le talon et le sacrum	Zeni et al. [4]
		TOE, SACR	<i>Foot Off</i> : Minimum dans la différence de position antéro-postérieure entre l'avant-pied et le sacrum	
	Y	HEE	<i>Foot Strike</i> : Maximum de la position antéro-postérieure du talon après filtrage passe-haut	Desailly et al. [5]
		TOE	<i>Foot Off</i> : Minimum de la position antéro-postérieure de l'avant-pied après filtrage passe-haut	
Vitesse	Z	HEE, TOE	<i>Foot Strike</i> : Minimum de vitesse verticale du centre virtuel du pied (Talon - AvantPied)	O'Connor et al. [6]
		HEE, TOE	<i>Foot Off</i> : Maximum de vitesse verticale du centre virtuel du pied (Talon - AvantPied)	
	Sagittale (Y, Z)	HEE	<i>Foot Strike</i> : Vitesse sagittale inférieure au seuil : - Ghousayni : 500 mm/s - Ghousayni modifié : $0.78 * \text{vitesse de marche}$	Ghoussayni et al. [7] Ghoussayni modifié : Bruening & Ridge [8]
		TOE	<i>Foot Off</i> : Vitesse sagittale supérieure au seuil : - Ghousayni : 500 mm/s - Ghousayni modifié : $0.66 * \text{vitesse de marche}$	
	3D(X,Y,Z)	HEE, TOE	<i>Foot Strike</i> : pré-détection par l'algorithme Zeni Affinage par vitesse 3D inférieure au seuil et selon l'attaque : - Talon : $0.5 * \text{vitesse de marche}$ - Avant-pied : $0.8 * \text{vitesse de marche}$	Bonci et al. [9]
			<i>Foot Off</i> : pré-détection par l'algorithme Zeni Affinage par vitesse 3D supérieure au seuil : - Avant-pied : $0.8 * \text{vitesse de marche}$	
		HEE, ANK, TOE, VMH, SMH, FMH, HLX	<i>Foot Strike</i> : Premier des marqueurs du pied dont les vitesses en X, Y et Z sont inférieures à leur seuil (pourcentages de la vitesse de marche)	Algorithme Multi-Condition
			<i>Foot Off</i> : Dernier des marqueurs du pied dont les vitesses en X, Y et Z sont supérieures à leur seuil (pourcentages de la vitesse de marche)	
Accélération	Z	HEE	<i>Foot Strike</i> : Maximum d'accélération verticale du talon	Hreljac et al. [10]
	Y	TOE	<i>Foot Off</i> : Maximum d'accélération antéro-postérieure de l'avant-pied	
	Y	HEE	<i>Foot Strike</i> : Minimum d'accélération antéro-postérieure du talon	Hsue et al. [11]
		TOE	<i>Foot Off</i> : Maximum d'accélération antéro-postérieure de l'avant-pied	

(Tableau I). La précision et la fiabilité de chacun d'entre eux ont été exposées dans leurs articles respectifs, mais on observe des différences au niveau des cohortes, de l'acquisition des données et des protocoles de post-traitement. Ainsi, des études comparatives ont vu le jour [8], [12], [13]. Ces études ont généralement montré que l'algorithme de Ghousayni *et al.* est le plus précis et fiable à utiliser [7]. Cependant, en clinique avec une cohorte importante, et donc des patterns de marche très variables, les erreurs de détection des événements de la marche doivent, malgré tout, être corrigées manuellement, quel que soit l'algorithme de la littérature.

Cette étude a donc pour but de répondre à cette problématique de variabilité de la marche. L'objectif principal est de développer un algorithme de détection des événements de la marche polyvalent, pouvant s'adapter à tous les patterns de marches quelle que soit la pathologie du patient. Il sera dénommé Algorithme Multi-Condition (MC) par la suite. Cette étude présente le développement de l'algorithme MC, les conditions cliniques et méthodologiques de son développement ainsi que sa comparaison aux autres algorithmes de la

littérature. Une discussion des résultats ainsi qu'une ouverture sur les perspectives d'avenir de l'algorithme sont également présentées.

II. MÉTHODE

A. Participants

Cette étude est rétrospective. Elle utilise une base de données d'Analyses Quantifiées de la Marche réalisées au laboratoire d'analyse du mouvement de l'hôpital Raymond Poincaré (AP-HP) de Garches. Cette base de données contient les données de 50 patients avec une marche pathologiques (Accident Vasculaire Cérébral, Sclérose En Plaques, blessé médullaire, paralysie cérébrale, etc.) et 9 sujets sains. Le ratio homme/femme est de 47%/53% et l'âge moyen est de 45 ans (min/max : 19-73 ans). Cela représente 819 fichiers d'acquisition C3D et 10910 événements de la marche.

B. Mesure clinique

Chaque participant s'est déplacé, pieds nus, en ligne droite le long d'un couloir de marche instrumenté de 10 mètres. Les

données cinématiques sont obtenues par un système de capture de mouvement optoélectronique Motive Optitrack (version 3.0.3). La fréquence d'échantillonnage est de 100 Hz. Le *marker set* est le *Conventional Gait Model* v2.5 [14] pour lequel un marqueur a été ajouté sur l'hallux de chaque pied. Il en résulte donc 60 marqueurs au total, dont 7 spécifiquement par pied, qui seront utilisés pour la détection (Fig. 1).

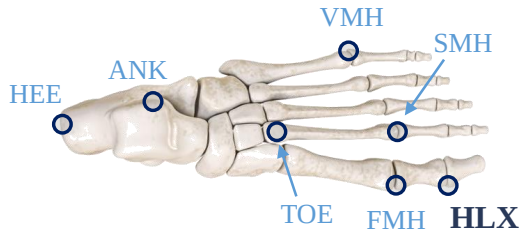


FIGURE 1. *Marker set* placé sur le pied, venant du *Conventional Gait Model* [14] avec l'ajout de l'Hallux

Lors du post-traitement, les marqueurs sont labellisés sur Qualisys Track Manager v2020.2. La détection des événements de la marche se fait par des algorithmes programmés sur Matlab v2018a et utilise le *biomechanical toolkit* [15]. Les événements sont vérifiés manuellement sur Mokka v0.6.2 puis sont compilés par le modèle biomécanique pyCGM v2.5 [14] pour obtenir les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire, etc.

C. Description de l'algorithme Multi-Condition

Afin de développer l'algorithme Multi-Condition (Fig. 2) de manière à ce qu'il s'adapte à des patterns de marche variables et des grandes cohortes, nous avons emprunté une approche de la mécanique des systèmes :

- Au lieu d'utiliser un marqueur pour le Talon et un marqueur pour l'Avant-Pied comme la plupart des autres algorithmes, nous nous sommes intéressés à chaque partie du système (chacun des marqueurs du pied).
- Nous avons assimilé le contact au sol à la création d'une liaison encastrement entre le pied et le sol pour une très courte durée.

Par cette approche, nous avons pu définir le Foot Strike comme le premier marker perdant ses degrés de liberté (s'arrêtant) et le Foot Off comme le dernier marker les reprenant (repartant).

L'algorithme MC, détaillé en Fig.2, est donc constitué des étapes suivantes :

- 1) Les données brutes sont nettoyées. Chaque marqueur est labellisé en accord avec le *marker set* de [14]. Les trajectoires des marqueurs sont lissées par un filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 4 et dont la fréquence de coupure est un des paramètres de calage de l'algorithme. La vitesse est ensuite calculée en dérivant les positions des marqueurs (Pour le développement de l'algorithme Multi-Condition, nous avons choisi de détecter les événements de la marche par des calculs sur

la vitesse des marqueurs plutôt que sur leurs trajectoires pour travailler sur des signaux quasi-périodiques).

- 2) Un fenêtrage est appliqué pour séparer les différents cycles de marche présents sur l'acquisition. Ce fenêtrage se fait au niveau du milieu des phases oscillantes, là où aucun événement de la marche ne peut avoir lieu. Pour cela, les pics de vitesse antéro-postérieure du marqueur sont détectés et reportés.
- 3) Chaque composante de la vitesse (X,Y,Z), de chaque marqueur du pied (7 dans notre cas) est ensuite considérée indépendamment. Un seuil propre à chaque composante est appliqué, proportionnel à la vitesse de marche antéro-postérieure. Ces seuils sont les trois autres paramètres de calage de l'algorithme. Une fonction binaire est alors créée : si la vitesse est supérieure au seuil, la fonction retourne 0, sinon elle retourne 1.
- 4) Pour chaque marqueur, on somme les trois vecteurs binaires des composantes X, Y et Z. La première occurrence où la somme vaut 3 est enregistrée comme potentiel *Foot Strike* car elle représente le moment où le marqueur devient immobile. La dernière occurrence où la somme vaut 3 est un potentiel *Foot Off*, où le marqueur recommence à bouger.
- 5) Enfin, les détections de chaque marqueurs sont réunies. Le premier des 7 *Foot Strike* potentiels, autrement dit le premier marqueur devenant immobile, est défini comme *Foot Strike* du cycle de marche considéré. De même pour le dernier des 7 potentiels *Foot Off* qui est défini comme *Foot Off* du cycle de marche considéré.

En étudiant la trajectoire de chaque marqueur du pied dans chacune des composantes de l'espace, la détection prend ainsi en compte les variabilités intra-individuelles entre deux cycles consécutifs. Les patterns et attaques différents sont alors des facteurs moins limitants puisque chaque cycle est étudié séparément. Il est à noter que, dans notre cas, nous travaillons avec 7 marqueurs pied (MC7) mais l'algorithme est utilisable avec un nombre variable de marqueurs.

D. Optimisation

Quatre paramètres permettent de caler l'algorithme : la fréquence de coupure du filtre passe-bas et les 3 seuils de détection en X, Y et Z. Une phase d'optimisation numérique, non explicitée ici, a été conduite en faisant varier chacun de ces paramètres sur une base de données rétrospective. 6534 combinaisons de paramètres ont été testées sur plus de 10 000 événements pour obtenir le meilleur compromis entre précision et fiabilité. Il est sorti de cette phase le quadruplet suivant : 9 Hz, 18%, 31% et 8%. La fréquence de coupure de 9 Hz est cohérente avec la littérature qui oscille entre 6 et 10 Hz. Les valeurs de seuil semblent cohérentes avec le jeu de capteur et la tâche réalisée. Le contact au sol est généralement marqué par un pic de vitesse verticale, ce qui fait qu'un seuil bas et précis est utilisable. En revanche, le déplacement antéro-postérieur étant très variable à cause des patterns de glissement, un seuil plus élevé est nécessaire. Il en

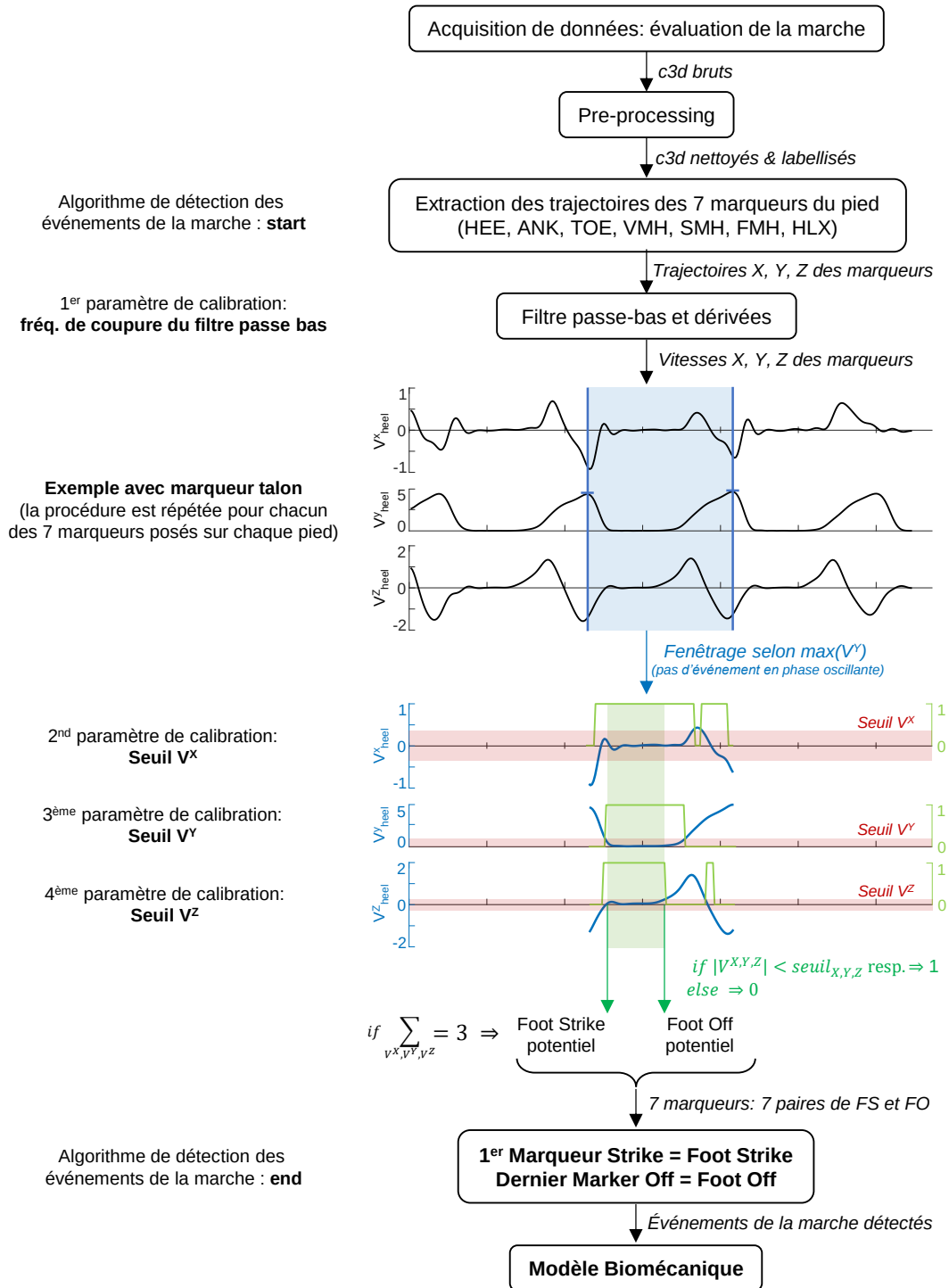


FIGURE 2. Synoptique de fonctionnement de l'algorithme Multi-Condition avec 7 marqueurs sur le pied

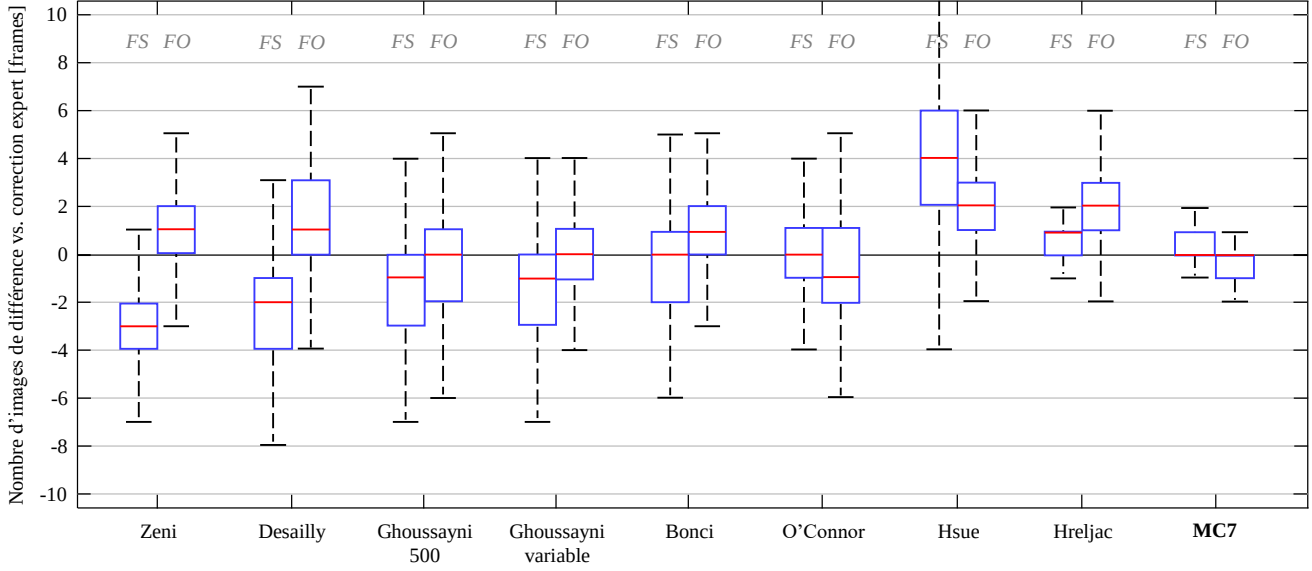


FIGURE 3. Comparaison des différents algorithmes de la littérature et de l’algorithme Multi-Condition

va de même pour le seuil médio-latéral avec les patterns de fauchage et boîtiers de hanche.

E. Étude comparative

Pour comparer les performances (fiabilité et précision) de l’algorithme Multi-Condition à la littérature, tous les algorithmes présentés dans le tableau I ont été programmés et appliqués à notre base de données.

III. RÉSULTATS

L’algorithme Multi-Condition, calibré avec le quadruplet cité en II.D, est comparé aux algorithmes unitaires listés dans le Tableau I. La Fig.3 présente ces résultats.

Pour le *Foot Strike*, seuls les algorithmes de Hreljac *et al.* [10] et Multi-Condition sont fiables et précis à 2 images près. Pour les *Foot Off*, seul l’algorithme Multi-Condition est fiable et précis à 2 images près.

IV. DISCUSSION

Même si l’algorithme Multi-Condition est fiable et précis, plusieurs *outliers* sont toujours générés, notamment lorsque le pied change de direction avant de toucher le sol (certains types de *steppage pattern*). Refaire la phase d’optimisation avec une cohorte plus étendue devrait résoudre ce problème.

A l’instar des algorithmes de la littérature, l’algorithme Multi-Condition a été développé pour une évaluation clinique où il est demandé au patient de marcher en ligne droite. La recherche clinique actuelle tend à faire évoluer cette évaluation vers des marches plus représentatives du quotidien des patients (marche en virage, escalier, etc.). La performance de l’algorithme Multi-Condition dans d’autres tâches d’évaluation comme le virage ou le slalom serait intéressante et à poursuivre.

La cohorte de notre étude est relativement faible en taille. Augmenter cette cohorte et refaire l’étape d’optimisation serait intéressant. De plus, transférer l’algorithme à d’autres laboratoires d’analyse du mouvement avec des cohortes et des systèmes de mesure différents nous donnerait des informations importantes sur les faiblesses et forces de l’algorithme que nous n’aurions pas encore repérées.

Enfin, adapter l’algorithme à d’autres capteurs et systèmes de captures de mouvement comme l’accélérométrie ou le *markerless* est une perspective importante de notre étude.

V. CONCLUSION

Dans cette étude, nous avons développé un algorithme polyvalent permettant de détecter de manière précise et fiable les événements de la marche tout en s’adaptant à la variabilité des *patterns* de marche de chaque patient. Cette approche prend en compte les 3 composantes de l’espace (X, Y et Z) et chaque marqueur pied du *marker set* utilisé.

Cette amélioration permet de réduire le biais dû à une correction manuelle. Des paramètres cliniques plus fiables seront ainsi disponibles pour les thérapeutes.

RÉFÉRENCES

- [1] N. Dominici, Y. Ivanenko, G. Cappellini, A. d’Avella, V. Mondì, M. Cicchese, A. Fabiano, T. Silei, A. Di Paolo, C. Giannini, R. Poppele, and F. Lacquaniti, “Locomotor primitives in newborn babies and their development,” *Science*, 2011.
- [2] J. Nonnekes, R. Gossink, E. Ruzicka, A. Fasano, J. Nutt, and B. Bloem, “Neurological disorders of gait, balance and posture : a sign-based approach,” *Nature reviews neurology*, 2018.
- [3] J. Perry, T. Slac, and J. Davids, *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992.
- [4] J. A. Zeni, J. G. Richards, and J. S. Higginson, “Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data,” *Gait & Posture*, 2008.

- [5] E. Desailly, Y. Daniel, P. Sardain, and P. Lacouture, "Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait," *Gait & Posture*, 2009.
- [6] C. M. O'Connor, S. K. Thorpe, M. J. O'Malley, and C. L. Vaughan, "Automatic detection of gait events using kinematic data," *Gait & Posture*, 2007.
- [7] S. Ghoussayni, C. Stevens, S. Durham, and D. Ewins, "Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals," *Gait & Posture*, 2004.
- [8] D. A. Bruening and S. T. Ridge, "Automated event detection algorithms in pathological gait," *Gait & Posture*, 2014.
- [9] T. Bonci, F. Salis, K. Scott, L. Alcock, C. Becker, S. Bertuletti, E. Buckley, M. Caruso, A. Cereatti, S. Del Din, E. Gazit, C. Hansen, J. M. Hausdorff, W. Maetzler, L. Palmerini, L. Rochester, L. Schwickert, B. Sharrack, I. Vogiatzis, and C. Mazzà, "An algorithm for accurate marker-based gait event detection in healthy and pathological populations during complex motor tasks," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2022.
- [10] A. Hreljac and R. N. Marshall, "Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data," *Journal of Biomechanics*, 2000.
- [11] B.-J. Hsue, F. Miller, F.-C. Su, J. Henley, and C. Church, "Gait timing event determination using kinematic data for the toe walking children with cerebral palsy," *XXI ISB Congress*, 2007.
- [12] R. M. S. Visscher, S. Sansgiri, M. Freslier, J. Harlaar, R. Brunner, W. R. Taylor, and N. B. Singh, "Towards validation and standardization of automatic gait event identification algorithms for use in paediatric pathological populations," *Gait & Posture*, 2021.
- [13] R. V. Gonçalves, S. T. Fonseca, P. A. Araújo, V. L. Araújo, T. M. Barboza, G. A. Martins, and M. C. Mancini, "Identification of gait events in children with spastic cerebral palsy : comparison between the force plate and algorithms," *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 2020.
- [14] F. Leboeuf, R. Baker, A. Barré, J. Reay, R. Jones, and M. Sangeux, "The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future," *Gait & Posture*, 2019.
- [15] A. Barré and S. Armand, "Biomechanical toolkit : Open-source framework to visualize and process biomechanical data," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2014.

Enhancing the Usability of Upper-Limb Assistive Robots with a Variable Admittance Controller

Manzano Maxime
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria,
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
ORCID: 0009-0001-7535-2663

Gallois Maël
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria,
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
mael.gallois@inria.fr

Guégan Sylvain
Univ Rennes, INSA Rennes,
LGCGM
Rennes, France
ORCID: 0000-0002-8797-6078

Le Breton Ronan
Univ Rennes, INSA Rennes,
LGCGM
Rennes, France
ORCID: 0000-0002-2663-9983

Devigne Louise
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria,
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
ORCID: 0000-0002-9109-545X

Babel Marie
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria,
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
ORCID: 0000-0001-6425-389X

Abstract—Assistive robots are crucial to foster independence and social participation of individuals with mobility impairments. In particular, upper-limb assistive robots enable individuals with severely impaired motor function to perform activities of daily living autonomously. However, despite their potential, these devices struggle to achieve widespread adoption, mainly due to significant usability limitations. Indeed, most active devices rely on admittance controllers to interpret user intention into motion, but their fixed-parameter configuration is hard to optimize across situations, often resulting in either instabilities or overly conservative settings that compromises user experience. To alleviate this issue, variable admittance controllers with adjustable parameters have been proposed. However, only few studies have applied to upper-limb wearable robots, and only for rehabilitation purposes rather than daily life assistance.

This paper introduces then a novel variable admittance controller that ensures stable interaction while effectively assisting upper-limb movements. An experimental evaluation involving 18 participants without upper-limb impairment shows that the proposed variable admittance controller enhances assistance, usability and acceptance compared to the conventional fixed parameter approach.

Keywords—Assistive robots, exoskeletons, variable admittance, upper-limb, daily activities.

I. INTRODUCTION

Upper-limb (UL) assistive robots have emerged as promising tools for assisting people in activities of daily life (ADLs), offering potential benefits in terms of mobility and independence for individuals with severe motor impairments [1]. However, their adoption remains limited due to challenges related to their usability, particularly as they fail to ensure intuitive interaction [2]. Improving the usability of these devices requires then to properly detect the user intentions [3]. For individuals with residual motor abilities, measuring and interpreting natural physiological or biomechanical signals helps encourage both cognitive and physical engagement in movement, while also allowing for the detection of intended actions through intuitive cues. A common approach to this is

the integration of force sensors at the human-robot interfaces, offering a rich and non-invasive source of information on the user intended motions, as the sensors are seamlessly embedded within the robot's structure [4]. Afterward, this detected intention is used to compute desired velocities for the actuator to perform motion in line with the user intent. This step is commonly achieved by an admittance controller that acts as a mass-damper system to compute the exoskeleton desired motion from the user forces [5]. Despite its widespread use, admittance control faces limitations in adapting to the dynamic human-exoskeleton system [6]. Indeed, this controller often relies on constant parameters, which fails to capture the complexity of human motor control, as individuals adjust their impedance by co-activating muscles in response to different tasks [7]. Thus, one common side effect of admittance-based control is instability which occurs when the user increases their stiffness. This effect is even amplified as the human central nervous system tends to increase stiffness when interacting with an unstable robotic system [8]. This is particularly observed for news users that often experience apprehension [9]. This side effect hinders the adoption of exoskeleton technologies, as stability is crucial for assistive devices [10].

In response to these challenges, variable (or adaptive) admittance control has been proposed in the literature which adapts the admittance parameters to the human's varying impedance [11]. Several strategies have been explored to adjust admittance parameters dynamically, such as reducing damping for free movements while increasing it during more precise tasks [12]. Other strategies rely on a comparison between the user's intention and the current direction of motion to facilitate acceleration or deceleration [13]. Although these approaches support task execution, they do not address the stabilization of human-robot interaction. Previous works have proposed variable admittance controllers for stable interaction [8], [14], but they rely on detecting the onset of instability, which limits user acceptance as they do not prevent instability from

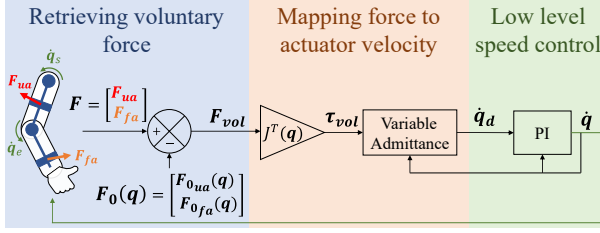


Figure 1. Architecture of the assistive controller. The user intention is detected with force sensors. The proposed variable admittance translates this intention to desired actuator velocities, which are followed by a PI controller.

occurring. Previous works have proposed variable admittance controllers to improve interaction stability, but they only attenuate instabilities rather than completely eliminate them [8], [14]. As a result, users can still perceive these instabilities, leading to a diminished experience. In addition, most of these studies focused on human-robot interaction at the end-effector level. Few variable admittance controllers have been applied to upper-limb wearable robots, and only in the context of rehabilitation, where, unlike in daily life assistance, the user is required to follow a predefined trajectory [15], [16].

This paper proposes then a variable admittance controller designed to stabilize human-robot interaction while providing effective assistance for ADLs. Sec. II details the design of the controller and its working principle. An experiment is then presented in Sec. III, where 18 participants without impairments performed pick-and-place tasks under various conditions. The results are presented and discussed in Sec. IV, and Sec. V concludes the paper.

II. METHODS

A. Generic architecture

The architecture of the assistive framework, directly derived from previous work [17], is depicted in Fig. 1. Three stages allow to properly follow the user intent. First, force sensors at the physical interfaces allow to estimate the user intent. To do so, passive UL forces F_0 are subtracted from the raw force measurements F to retrieve the user voluntary forces F_{vol} . In this work, these passive forces are estimated by interpolating between measurements recorded at different poses q while the user keeps the UL relaxed (see Sec. III-B). Then, user voluntary torques τ_{vol} are computed from these voluntary forces with the UL Jacobian matrix J and supplied to the proposed variable admittance controller. Lastly, a low-level PI controller ensures that the exoskeleton actuators follow properly the desired velocity $\dot{q}_d$.

B. Variable admittance controller

For a given joint q , a generic admittance controller computes the desired joint velocity $\dot{q}_d$ from user's voluntary torque as

$$\dot{q}_d + T\ddot{q}_d = K\tau_{vol}, \quad (1)$$

with T the time constant, and K the gain of this controller. In the case of a classical admittance controller, both parameters

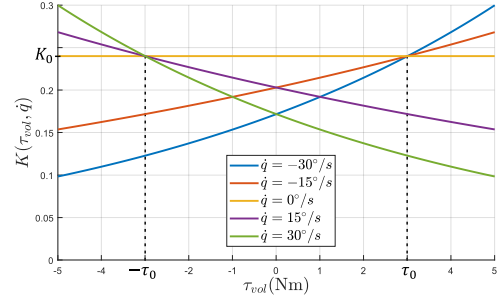


Figure 2. Variable admittance gain function $K(\tau_{vol}, \dot{q})$ with respect to the user voluntary torque τ_{vol} for different joint velocities $\dot{q}$ (Eq. 2). Parameters are set to $K_0 = 0.24 \text{ rad/(sNm)}$, $P = 4.7 \text{ W}$ and $\tau_0 = 3 \text{ Nm}$.

are constant. To address the related instability issues, we propose to continuously vary the gain K depending on both the user's voluntary torque and the current joint velocity $\dot{q}$ so that

$$K(\tau_{vol}, \dot{q}) = K_0 e^{-\frac{\tau_{vol} + \text{sign}(\dot{q})\tau_0}{P} \dot{q}}, \quad (2)$$

with K_0 the zero-velocity gain, τ_0 the torque offset and P the scaling parameter. Fig. 2 shows this gain function with the parameters tuned for shoulder flexion joint (see Sec. III-A). This gain function is chosen to facilitate the triggering and stopping of movement, while ensuring stable interactions during motion. Indeed, if the joint is stationary (i.e. $\dot{q} = 0$), K is set relatively high, allowing the user to trigger motion with low torque. This gain then evolves if $\dot{q} \neq 0$ as follows: if the user applies a torque in the direction of motion, K is reduced to attenuate acceleration and thus stabilize motion, whereas if the torque is opposed to the current movement, K is increased to facilitate deceleration. In addition, to keep a predictable and consistent behavior, the time constant T is kept constant.

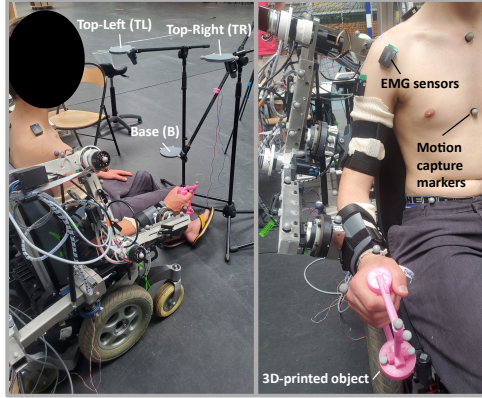
In the following, this controller is compared to a classical admittance controller with a fixed gain $K = K_0$.

III. EXPERIMENTAL ASSESSMENT

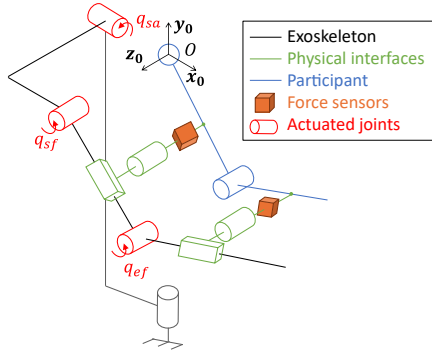
An experiment approved by the local Operational Committee for the assessment of Legal and Ethical risks (OCELER, Notice n°2024-40) involving 18 right-handed participants without UL impairments has been conducted to evaluate the proposed variable admittance controller. The experimental protocol follows literature recommendations on UL functions assessment [18]. The exoskeleton design and the tuning of its control parameters (Tab. II) were guided by clinicians from the Pôle Saint Hélier rehabilitation center (Rennes, France).

A. Experimental conditions

In this experiment, a right UL exoskeleton prototype mounted on a fixed wheelchair is used to implement the proposed variable admittance controller. Participants were asked to perform pick-and-place tasks (Fig. 3(a)) under 3 conditions: (VA) assisted by the proposed Variable Admittance controller; (FA) assisted by a standard Fixed-parameters Admittance controller; (F) in Free motions without the exoskeleton.



(a) Pictures of the experimental setup, showing a participant with the exoskeleton during a pick-and-place task.



(b) Kinematic diagram of the human-exoskeleton system. Actuated and passive joints as well as force sensors are shown.

Figure 3. Experimental setup.

For practical reasons, condition F is always executed last, but VA and FA are randomly performed. Under each condition, the participant performs 3 repetitions of 5 pick-and-place tasks using a 100g 3D-printed object with a cylindrical handle (3.5 cm in diameter) and a flat base (5.5 cm in diameter). All tasks begin and end in a natural resting pose in the sagittal plane, with upper-arm vertical and forearm horizontal, making a 90° elbow angle. 4 of these tasks involve grasping the object at the Base (B), Top-Left (TL) or Top-Right (TR) target and releasing it onto one of these targets. A task mimicking drinking is also included: the participant grasps the object on target B, reaches and stabilizes for 3 seconds in a drinking pose and places the object back on B. The subtasks involved in each task are detailed in Tab. I.

The exoskeleton prototype assists shoulder abduction, shoulder flexion and elbow flexion. It is actuated by Maxon BLDC motors (EC45Flat, 1:169 and 1:100 reduction ratio respectively at shoulder and elbow). The exoskeleton pose is denoted $\mathbf{q} = [q_{sa}, q_{sf}, q_e]$, where q_{sa} , q_{sf} , and q_e correspond to the shoulder abduction, shoulder flexion, and elbow flexion angles respectively (Fig. 3(b)). The origin pose $\mathbf{q} = [0, 0, 0]$ corresponds to the UL in frontal elevation. Shoulder internal

Task	Base 2 Top-Right (B2TR)	Base 2 Top-Left (B2TL)	Top-Right 2 Base (TR2B)	Top-Left 2 Base (TL2B)	Drink
Sub-task 1	Rest $\rightarrow$ B	Rest $\rightarrow$ B	Rest $\rightarrow$ TR	Rest $\rightarrow$ TL	Rest $\rightarrow$ B
Sub-task 2	B $\rightarrow$ TR	B $\rightarrow$ TL	TR $\rightarrow$ B	TL $\rightarrow$ B	B $\rightarrow$ Mouth (3sec)
Sub-task 3	TR $\rightarrow$ Rest	TL $\rightarrow$ Rest	B $\rightarrow$ Rest	B $\rightarrow$ Rest	Mouth $\rightarrow$ B
Sub-task 4	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	B $\rightarrow$ Rest

Table I

PICK-AND-PLACE TASKS PERFORMED DURING THE EXPERIMENT. ALL TASKS, EXCEPT FOR THE "DRINK" TASK, ARE DEPICTED FROM THE PARTICIPANT'S POINT OF VIEW, WHILE THE "DRINK" TASK IS DEPICTED FROM THE SAGITTAL PERSPECTIVE.

rotation is allowed by a passive revolute joint. The participant's upper-arm and forearm are attached to 3D-printed orthoses with foam and hook-and-loop fasteners. With this fastening solution, the forearm orthosis allows slight pronation-supination movements. Although the exoskeleton limb lengths and shoulder center of rotation are adjustable, misalignments between the participant and exoskeleton joints are unavoidable [19] and have been identified as a prominent source of hazards [20]. Thus, both orthoses are mounted on two passive joints: a slider joint parallel to the user's limb and a revolute joint perpendicular to it. The user intention is measured using three-axis force sensors (NF742, Naturoll) attached to the orthoses. This provides force measurements aligned with the user's upper-arm and forearm.

The VA and FA controllers use the same low-level PI speed controller. Their admittance parameters, set according to clinician feedback, are shown in Tab. II. K_0 and P are defined as vectors corresponding to the shoulder abduction, shoulder flexion, and elbow flexion parameters respectively. To ensure a fair comparison between the two controllers, the FA and VA gains are adjusted so that their task execution times are similar. Specifically, since the VA gain is reduced once motion begins, using the same K_0 for both controllers would result in a lower average gain for the VA, causing slower motion. Thus, K_0 is set lower for the FA controller than for VA.

A motion capture system is used to track the trajectories of the user, the exoskeleton and the object. It consists of 9 IR-cameras (Miquis, Qualisys) tracking the position of reflective markers at a 300Hz frequency. The pelvis, trunk and right UL of the participant are tracked with markers set on the following bony landmarks defined in [21], [22]: ASIS (2), PSIS (2), PX, IJ, AC (left and right), EL, EM, RS and US. To better track the user trunk, markers are added on vertebrae C7 and T5, and one is added on the MCP joint of the middle finger to track the right hand. In addition, the muscular activities of 6

Control strategy	$K_0(\text{rad}/(\text{sNm}))$	$T(\text{s})$	$P(\text{W})$	$\tau_0(\text{Nm})$
Variable Admittance (VA)	[0.2 0.24 0.25]	0.2	[4 4.7 4.9]	3
Fixed Admittance (FA)	[0.1 0.12 0.13]	0.2	N.A.	N.A.

Table II

PARAMETERS FOR BOTH ADMITTANCE CONTROLLERS.

UL muscles are recorded with wireless EMG sensors (Trigno, Delsys). These are the Trapezius, Posterior Deltoid, Medial Deltoid, Anterior Deltoid, Biceps brachii and Triceps brachii.

B. Experimental protocol

The participant is first equipped with reflective markers on the aforementioned bony landmarks, and EMG sensors are placed according to the SENIAM recommendations [23]. Once the EMG signals have been checked, the participant sits in the wheelchair and the exoskeleton is installed on their right UL. Then, the exoskeleton is adjusted to align its joints as closely as possible with those of the user.

As mentioned in Sec. II, a calibration is required to extract user's voluntary forces. It is performed by measuring the interaction forces $\mathbf{F}$ for different UL poses while the participant is completely relaxed. To limit calibration time, measurements are taken only in the sagittal plane, holding the abduction joint angle at $q_{sa} = 0$. During the trials, the passive interaction forces $\mathbf{F}_0$ are assumed to follow the direction of gravity and are estimated through interpolation between the measured values. Consequently, if the arm abducts ($q_{sa} \neq 0$), the forces are rotated since the force sensors are no longer aligned with the sagittal plane.

Then the 3 targets are installed (Fig. 3(a)). To get comparable range of motions between participants, the target positions are adapted to each individual. To do so, the exoskeleton is set at predefined joint angles, and the targets are positioned according to the resulting user's hand position. The B target is centered in front of the user while $\mathbf{q} = [0^\circ, -30^\circ, 30^\circ]$ such that the forearm is horizontal. The TL and TR targets are set with $\mathbf{q} = [0^\circ, 40^\circ, 0^\circ]$ and respectively aligned with the left and right user's shoulder. The targets are 3D-printed and form a flat disk of 10cm diameter. These experimental conditions have been chosen to make the pick-and-place tasks challenging due to the relatively small and slippery targets and high TL and TR positions, requiring precise movements to release the object without dropping it.

Then, each participant performs the tasks, assisted by one control strategy, then the other. For both controllers, they perform free movements before starting the trial to familiarize themselves with the assistance. They have as much time as required, but each task is performed at least once. When ready, the 3 repetitions of the 5 tasks are completed in a random order provided by the experimenter. For each task, participants wait for a signal to start moving. The experimenter gives this signal verbally and simultaneously records it using a push-button. Afterwards, they subjectively assess their perceived usability and acceptance of the assistive device by answering the QUEAD questionnaire from the literature [24]. Lastly, the participants perform the tasks without the exoskeleton ("F" condition). Personal feedback is collected after the session.

C. Data processing and analysis

To analyse collected data, as suggested by [24], dividing the tasks into motor primitives allows more accurate analyses of

experimental results. Thus, the five tasks (Tab. I) are divided and gathered into 8 motor primitives as follow:

- Reach-And-Grasp at Base (RAGB): from resting pose to object grasp at B target. This refers to subtask 1 of tasks B2TR, B2TL and Drink;
- Transport And Release Top (TART): from object grasp at B target to object release on TL or TR target. This refers to subtask 2 of tasks B2TR and B2TL;
- Reach-And-Grasp at Top (RAGT): from resting pose to object grasp at TL or TR target. This refers to subtask 1 of tasks TR2B and TL2B;
- Base To Mouth (B2M): this only refers to subtask 2 of the Drink task, from object grasp on B target to stabilizing at the mouth;
- Transport And Release Base (TARB): from object grasp at TL or TR target to object release on target B. This refers to subtask 2 of tasks TR2B and TL2B;
- Mouth To base (M2B): this only refers to subtask 3 of the Drink task, from stabilizing at the mouth to object release on B target;
- REposition From Top (REFT): from object release at TL or TR target to reaching back the rest pose;
- REposition From Base (REFB): from object release at B target to reaching back the rest pose.

Each motor primitive time interval is defined by the time between two successive actions: start (when the push button is pressed), grasp (when the object begins to move), drink (when the object is stabilized in front of the mouth), release (when the object stops moving), and reposition (when the participant returns to the rest pose).

Qualisys Track Manager (QTM) software is used to post-process the motion capture data to fill gaps and label markers. Then, OpenSim software is used to estimate the user's joint trajectories during all trials. An osteoarticular model from the literature [25] is scaled to each participant and joint angles are estimated using OpenSim's Inverse Kinematics (IK) tool. This process allows to compute the participant's hand trajectory. This trajectory and its first two derivatives are then computed and filtered in Matlab software with a 0.1s robust local regression filter ("rloess") as shown in [26]. Lastly, the log dimensionless jerk is computed to evaluate and compare motion smoothness between the three tested conditions [26].

Muscular activity measurements are post-treated following literature recommendations [27]. The smooth rectified envelopes (SRE) of EMG signals are computed by applying a moving root-mean-square filter with a 0.1s window. These envelopes are used to compute the mean effort index (MEI) to assess the participant's muscular effort required to perform the tasks. For a given motor primitive mp , MEI is computed as

$$MEI_{mp} = \frac{1}{6} \sum_{m=1}^6 \frac{\overline{SRE}_{m,mp}}{\max \overline{SRE}_{m,mp,F}}, \quad (3)$$

with m the muscle index, mp the motor primitive index and F refers to the "Free motions" condition. $\overline{SRE}_{m,mp}$ is the mean value of the SRE of muscle m during motor primitive

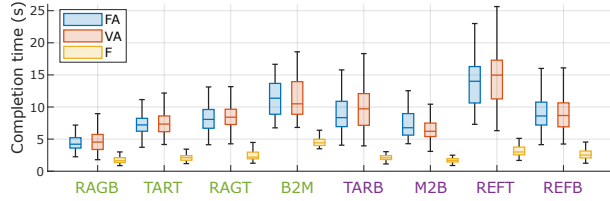


Figure 4. Completion time results for each motor primitive under the three conditions. Motor primitives involving UL elevation are colored in green whereas purple encodes downward motions.

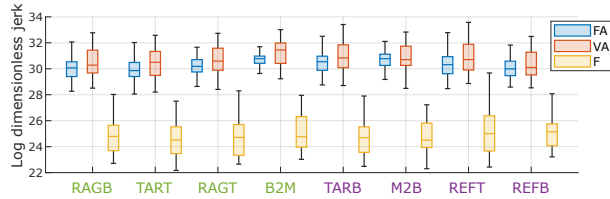


Figure 5. Motion smoothness results: log dimensionless jerk for each motor primitive under the three conditions. Lower value means smoother motion. Motor primitives involving UL elevation are colored in green whereas purple encodes downward motions.

mp. Therefore, the MEI represents the average muscle activity of all recorded muscles during the motor primitive *mp*, normalized by the peak activity observed in this motor primitive during free movement.

IV. RESULTS AND DISCUSSION

First of all, all participants successfully completed the five tasks under the three conditions, and both controllers achieved similar completion times, showing that they are effectively comparable (Fig. 4). However, in line with clinicians' recommendations, the controller gains were set to achieve moderate-speed movements, according to the needs of the target population. Therefore, task execution takes longer when using the exoskeleton (FA or VA) than during free movement (F). Focusing on motion smoothness (Fig. 5) Free motion than with the exoskeleton, regardless of the controller used. However, the FA controller resulted in lower log dimensionless jerk, suggesting slightly smoother movements compared to VA. This difference can be attributed to participants exerting non-constant torques, even when their intentions were coherent with the ongoing movement, causing variations in VA gain and thus slight fluctuations in joint velocities.

Regarding muscular effort (Fig. 6), the exoskeleton successfully assisted participants with both VA and FA controllers, as their MEI is reduced for almost all motor primitives compared to free motions. However, higher MEIs are observed with both controllers during repositioning from any target (REFT and REFB). This can be explained by an increase in Posterior Deltoid activity during shoulder extension, as participants needed to push against the exoskeleton to return to the resting position, whereas in free motion, they only have to control the free fall of their UL. Comparing both conditions with the exoskeleton, the proposed VA controller outperforms the FA

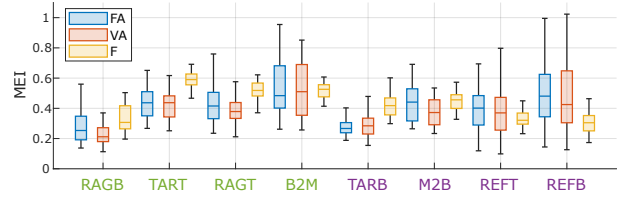


Figure 6. Muscular effort results: MEI for each motor primitive under the three conditions. Motor primitives involving UL elevation are colored in green whereas purple encodes downward motions.

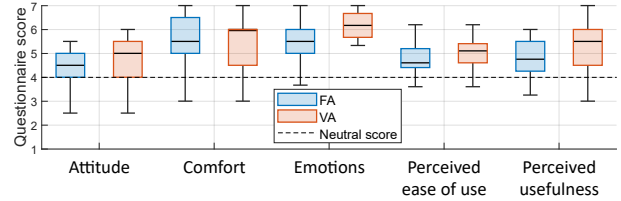


Figure 7. Qualitative evaluation results for both VA and FA controllers from the QUEAD questionnaire. High score means positive assessment.

controller in reach-and-grasp (RAGB, RAGT) and mouth-to-base (M2B) motor primitives, while achieving similar MEIs in the other ones. In addition, only the VA controller reduces the MEI during M2B compared to free motion. These results show that the proposed VA controller induces better interaction, as it shows greater reduction in MEI compared to the FA controller. Particularly, VA appears to better assist extension motions from the head as observed in the M2B motor primitive, which is a commonly challenging task for individuals with UL impairments [28].

The subjective assessment of both controllers show an overall preference for the VA controller (Fig. 7). Although motions were globally less smooth with the VA controller (Fig. 5), participants felt more comfortable and experienced more positive emotions when using it. This preference is likely due to greater confidence in the device, as the VA controller responds more cautiously, even when participants exert high voluntary torques. Furthermore, this controller demonstrated better usability as reflected in the QUEAD results in terms of perceived ease of use and usefulness.

In addition to these metrics, the subjective comments from participants revealed notable variability in their experiences, due to several factors. First, some participants had to exert a constant effort to maintain static pose, typically observed around the mouth, which explains the variability in MEIs during B2M motor primitive (see Fig. 6). This effect is probably due to calibration issues. Moreover, this variability could stem from a mismatch between applied gains and individual motor abilities, suggesting that a more personalized tuning process of the controller could enhance human-robot interaction. Indeed, some participants experienced uncontrolled movements (*i.e.*, instability) with the FA controller and reported fewer jerky motions with VA which might have been more apparent using alternative metrics to log dimensionless jerk. Interestingly,

some participants felt more agility with the FA controller because of its lack of speed limitation, while others reported a sense of rigidity with it. In contrast, some participants struggled to notice any substantial difference between the two controllers. Overall, many participants appreciated the ease of movement enabled by the VA controller for UL elevation tasks, though some reported difficulties with arm extension.

These findings are promising and highlight several avenues for enhancing the usability and acceptance of UL exoskeletons. Improving the intention detection calibration process could lead to more accurate intention recognition. Additionally, the lack of a universally optimal gain setting suggests that an individualized gain adaptation procedure could significantly improve human-robot interaction. Finally, next trials involving people with UL impairments will be conducted to assess the suitability of the proposed strategy for target users.

V. CONCLUSION

In this paper, a novel variable admittance (VA) controller for assistive upper-limb (UL) exoskeletons has been proposed and evaluated. The VA controller is designed to enhance the usability and acceptance of UL assistive devices by providing more cautious and stable motions while effectively assisting the UL. Its performances have been assessed in an experiment involving 18 participants without UL impairments, showing promising results. Overall, the VA controller offered better assistance, and participants reported enhanced usability and acceptance compared to a classical fixed-parameter admittance controller. However, significant variability among participants suggests that further improvements could be achieved through personalized assistance tailored to each user's motor functions.

REFERENCES

- [1] M. Gandolla, A. Antonietti, V. Longatelli, and A. Pedrocchi, "The Effectiveness of Wearable Upper Limb Assistive Devices in Degenerative Neuromuscular Diseases," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 7, p. 450, Jan. 2020.
- [2] V. Longatelli, A. Antonietti, E. Biffi, E. Diella, M. G. D'Angelo, M. Rossini, F. Molteni, M. Bocciolone, A. Pedrocchi, and M. Gandolla, "User-centred assistive SystEm for arm Functions in neUromuscular subjects (USEFUL): a randomized controlled study," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 18, no. 1, p. 4, Jan. 2021.
- [3] J. Babič, M. Laffranchi, F. Tessari, T. Verstraten, D. Novak, N. Šarabon, B. Ugurlu, L. Peternel, D. Torricelli, and J. F. Veneman, "Challenges and solutions for application and wider adoption of wearable robots," *Wearable Technologies*, vol. 2, p. e14, Nov. 2021.
- [4] J. Gantenbein, J. Dittli, J. T. Meyer, R. Gassert, and O. Lambercy, "Intention Detection Strategies for Robotic Upper-Limb Orthoses," *Front. Neurobot.*, vol. 16, p. 815693, 2022.
- [5] A.-N. Sharkawy and P. N. Koustoumpardis, "Human-Robot Interaction: A Review and Analysis on Variable Admittance Control, Safety, and Perspectives," *Machines*, vol. 10, no. 7, p. 591, Jul. 2022.
- [6] J. Cao, J. Zhang, C. Wang, K. Li, J. Zhang, G. Wang, and H. Ren, "Variable Admittance Control of High Compatibility Exoskeleton Based on Human-Robotic Interaction Force," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 37, no. 1, p. 119, Oct. 2024.
- [7] N. Hogan, "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles," *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, no. 8, pp. 681–690, Aug. 1984.
- [8] F. Dimeas and N. Aspragathos, "Online Stability in Human-Robot Cooperation with Admittance Control," *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 9, no. 2, pp. 267–278, Apr. 2016.
- [9] M. Broderick, R. O'Shea, J. Burrigge, S. Demain, L. Johnson, and P. Bentley, "Examining Usability, Acceptability, and Adoption of a Self-Directed, Technology-Based Intervention for Upper Limb Rehabilitation After Stroke: Cohort Study," *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, vol. 10, p. e45993, Aug. 2023.
- [10] D. M. Mahfouz, O. M. Shehata, E. I. Morgan, and F. Arrichiello, "A Comprehensive Review of Control Challenges and Methods in End-Effector Upper-Limb Rehabilitation Robots," *Robotics*, vol. 13, no. 12, p. 181, Dec. 2024.
- [11] F. J. Abu-Dakka and M. Saveriano, "Variable Impedance Control and Learning—A Review," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 7, Dec. 2020.
- [12] P. Song, Y. Yu, and X. Zhang, "A Tutorial Survey and Comparison of Impedance Control on Robotic Manipulation," *Robotica*, vol. 37, no. 5, pp. 801–836, May 2019.
- [13] A. Lecours, B. Mayer-St-Onge, and C. Gosselin, "Variable admittance control of a four-degree-of-freedom intelligent assist device," in *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2012, pp. 3903–3908.
- [14] F. Ferraguti, C. Talignani Landi, L. Sabatini, M. Bonfè, C. Fantuzzi, and C. Secchi, "A variable admittance control strategy for stable physical human-robot interaction," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 38, no. 6, pp. 747–765, May 2019.
- [15] R. S. Zarrin, A. Zeiaee, and R. Langari, "A Variable-Admittance Assist-As-Needed Controller for Upper-Limb Rehabilitation Exoskeletons," *IEEE RA-L*, vol. 9, no. 6, pp. 5903–5910, Jun. 2024.
- [16] G. Xu and A. Song, "Fuzzy Variable Impedance Control for Upper-Limb Rehabilitation Robot," in *2008 Fifth International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery*, vol. 3, 2008, pp. 216–220.
- [17] M. Manzano, S. Guégan, R. Le Breton, L. Devigne, and M. Babel, "Force-Triggered Control Design for User Intent-Driven Assistive Upper-Limb Robots," in *2024 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Oct. 2024, pp. 135–140.
- [18] V. Longatelli, D. Torricelli, J. Tornero, A. Pedrocchi, F. Molteni, J. L. Pons, and M. Gandolla, "A unified scheme for the benchmarking of upper limb functions in neurological disorders," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 19, no. 1, p. 102, Sep. 2022.
- [19] M. B. Näf, K. Junius, M. Rossini, C. Rodríguez-Guerrero, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "Misalignment Compensation for Full Human-Exoskeleton Kinematic Compatibility: State of the Art and Evaluation," *Applied Mechanics Reviews*, vol. 70, no. 050802, Feb. 2019.
- [20] S. Massardi, D. Pinto-Fernandez, J. Babič, M. Dežman, A. Trošt, V. Longatelli, D. Lefeber, C. Rodriguez, J. Bessler, L. Schaake, G. Prange-Lasonder, J. F. Veneman, and D. Torricelli, "Relevance of hazards in exoskeleton applications: a survey-based enquiry," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 20, no. 1, p. 68, May 2023.
- [21] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 4, pp. 543–548, Apr. 2002.
- [22] G. Wu, F. C. van der Helm, and *et al.*, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, May 2005.
- [23] D. Stegeman and H. Hermens, "Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)," *Enschede: Roessingh Research and Development*, vol. 10, pp. 8–12, 2007.
- [24] J. Schmidler, K. Bengler, F. Dimeas, and A. Campeau-Lecours, "A questionnaire for the evaluation of physical assistive devices (QUEAD): Testing usability and acceptance in physical human-robot interaction," in *2017 IEEE ICRA,(SMC)*. Banff, AB: IEEE, Oct. 2017, pp. 876–881.
- [25] A. Seth, R. Matias, A. P. Veloso, and S. L. Delp, "A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements," *PLOS ONE*, vol. 11, no. 1, p. e0141028, Jan. 2016.
- [26] P. Gulde and J. Hermsdörfer, "Smoothness Metrics in Complex Movement Tasks," *Frontiers in Neurology*, vol. 9, p. 615, Sep. 2018.
- [27] P. Konrad, "The abc of emg," *A practical introduction to kinesiological electromyography*, vol. 1, no. 2005, pp. 30–5, 2005.
- [28] C. L. Massie, S. Fritz, and M. P. Malcolin, "Elbow Extension Predicts Motor Impairment and Performance after Stroke," *Rehabilitation Research and Practice*, vol. 2011, pp. 1–7, 2011.

État des lieux de la mise en place de l'accessibilité dans les studios de jeux vidéo français

DI ROSA Allan

Conservatoire National des Arts et Métiers

Paris, France

allan.di-rosa@lecnam.net

PONS Olivier

Conservatoire National des Arts et Métiers

Paris, France

olivier.pons@lecnam.net

Abstract— Cette étude examine l'état de l'implémentation de l'accessibilité dans les studios de jeux vidéo français. Pour cela, un questionnaire a été envoyé à plus de 200 studios, obtenant 51 réponses. Parmi les studios interrogés, 35 ont déjà intégré l'accessibilité dans au moins un de leurs projets. Les principaux résultats de ce questionnaire indiquent que l'appartenance à un cluster de studios influence à la fois la mise en place de l'accessibilité et sa qualité. Il en va de même pour la réalisation de playtests visant à évaluer l'accessibilité. L'étude montre également que ni la durée du projet ni le nombre d'employés dans un studio n'ont d'influence significative sur l'implémentation de l'accessibilité ou sa qualité. Ces résultats suggèrent que le manque d'accessibilité n'est pas principalement lié à un manque de moyens. On cherchera donc à créer un outil afin d'accompagner au mieux les studios qui souhaitent intégrer de l'accessibilité dans leurs projets

Keywords—component; jeux vidéo, accessibilité, questionnaire, studios de jeux vidéo

I. INTRODUCTION

Le jeu vidéo est une industrie très prospère qui s'est largement imposée dans notre quotidien [1,10]. L'accessibilité est un sujet majeur de la société actuelle comme le montre les lois la concernant aux États-Unis (la Century Communications and Video Accessibility Act) ou en Europe avec la European Accessibility Act. L'accessibilité est également un sujet majeur dans l'industrie du jeu vidéo comme le montre l'ajout récent de prix de l'accessibilité dans la cérémonie des Pégases¹ en 2021 ou aux Game Awards en 2021. Aujourd'hui de plus en plus de personnes en situation de handicap jouent aux jeux vidéo et l'accessibilité est indispensable pour que ce loisir soit pratiqué par le plus grand nombre[2,3]. Pour la suite de cet article nous utiliserons les termes de quantité et de qualité d'accessibilité désignant respectivement le nombre de fonctionnalités d'accessibilité présentes dans le jeu vidéo et l'efficacité de ces fonctionnalités à rendre le jeu utilisable aux personnes en situation de handicap concernées par cette fonctionnalité. Cela implique, par exemple, que ces personnes aient accès à toutes les informations transmises via ces fonctionnalités. Malgré une augmentation du nombre de jeux qui intègrent des fonctionnalités d'accessibilité [4] on constate

¹ <https://academiejeuvideo.org>

DUPIRE Jérôme

Conservatoire National des Arts et Métiers

Paris, France

jerome.dupire@lecnam.net

une grande disparité entre les jeux comme peuvent le suggérer les notes données par CapGame Testing² (un site spécialisé dans la notation d'accessibilité) sur les sorties de ce début d'année 2025 avec un 7.5/10 à Indiana Jones et le Cercle Ancien mais un 3.75/10 à Kingdom Come Deliverance 2. On peut se questionner alors sur les facteurs d'une telle disparité. Cet article explore les facteurs influençant la mise en place de l'accessibilité dans les studios français, via une enquête auprès de 200 structures. Il est structuré comme suit : après un état de l'art (Section II), nous détaillons la méthodologie de l'enquête (Section III), avant de présenter les résultats obtenus (Section IV) et de conclure par une discussion des implications et des perspectives futures (Section V)

II. ÉTAT DE L'ART

L'accessibilité est définie comme la "capacité de jouer à un jeu même dans des conditions limitées. Ces conditions peuvent être des limitations fonctionnelles ou des handicaps." [5]. Parfois l'intégration de l'accessibilité est souhaitée par le studio dès le début de la création du jeu. D'autres fois le jeu vidéo contient une fonctionnalité qui permet plus d'accessibilité dans son jeu sans que ça soit voulu au départ. C'est par exemple le cas dans le jeu Pokemon HeartGold où un joueur non-voyant, Legacy Angel,³ explique qu'il peut facilement cartographier son environnement grâce à un son émis lorsque son personnage entre dans un obstacle. Dans le contexte du Web le World Wide Web Consortium⁴ (W3C) établit des guidelines communes en accessibilité en définissant les Web Content Accessibility Guidelines (WCAG)[6] qui est un document qui explique comment rendre les contenus web plus accessibles aux personnes en situation de handicap. Dans le jeu vidéo les Game Accessibility Guidelines (GAG) [7] essaient de transposer les WCAG aux jeux vidéo, mais une étude comparative a été menée [8] et arrive à la conclusion qu'il n'existe pas d'équivalent au W3C dans le jeu vidéo. Ce

² <https://www.game-lover.org>

³ <https://www.youtube.com/@Legacy-Angel>

⁴ World Wide Web Consortium <https://www.w3.org>

serait une explication de ces différences de quantité ou de qualité d'accessibilité entre les jeux vidéo que l'on peut constater.

Certaines études ont cherché à comprendre les barrières et les freins à l'accessibilité dans le jeu vidéo [9, 10] mais il s'agit d'études qui interrogent seulement un petit échantillon ou bien qui datent de 2013, bien avant les progrès récents de l'accessibilité. On sait pourtant que c'est une question qui intéresse l'industrie du jeu vidéo comme en témoigne le questionnaire d'Amélie F. Chiasson [11]. Mais la démarche de Chiasson est une démarche industrielle réalisée pour Player Research⁵ qui n'a pas donné lieu à une publication scientifique et qui s'apparente plus à une étude de marché. Notre objectif est alors de créer un questionnaire à destination des studios de jeux vidéo français pour leur demander quels sont les facteurs qui influencent la mise en place de l'accessibilité et sa qualité.

III. MÉTHODE

Le questionnaire a été conçu sur Microsoft Forms et contient 48 questions. Il est composé de quatre parties :

- La première partie consiste à effectuer un profilage du studio en demandant les caractéristiques du studio telles que sa date de création, son nombre d'employés ou sa localisation.

- La deuxième partie cherche à connaître la relation qu'a le studio avec la mise en place de l'accessibilité dans ses projets en demandant s'il en a déjà intégré dans un de ses projets et demandant des précisions sur les facteurs qui ont pu influencer cette décision.

- La troisième partie veut savoir comment a été mise en place l'accessibilité dans la dernière grosse production du studio en demandant des détails sur les caractéristiques de cette production comme le nombre de personnes qui ont travaillé dessus, sa durée ou bien la façon dont le studio a évalué l'accessibilité de ce projet.

- La quatrième partie s'intéresse à l'avenir du studio vis à vis de l'accessibilité en l'interrogeant notamment sur façon dont le studio procédera pour mettre en place de l'accessibilité dans ses prochaines productions

Le questionnaire a plusieurs objectifs et questions de recherche :

RQ1 : Déterminer si les studios français intègrent des options d'accessibilité dans leurs projets et quels sont les facteurs qui peuvent impacter cette décision ?

RQ2 : Quels sont les facteurs qui peuvent impacter la qualité de l'accessibilité ?

Ce questionnaire a ensuite été envoyé aux studios par mail. La liste des studios français a été récupérée sur le site web de l'AFJV (l'Agence Française pour le Jeux Vidéo) qui regroupe les studios de jeux vidéo français ainsi que leur contact. Après avoir effectué un tri pour extraire les studios inactifs, le mail

avec le questionnaire a été envoyé à 223 studios. Sept clusters⁶ du jeu vidéo francophones ont été contactés afin qu'ils diffusent le questionnaire auprès de leurs studios adhérents via une newsletter. Le questionnaire a également été transmis aux studios lors d'événements professionnels qui regroupent des acteurs du jeu vidéo français tels que le Gamecamp.

Au total nous avons eu 51 réponses exploitables au questionnaire. D'après le rapport du baromètre du SELL de 2023 [12], il y avait 577 studios de jeux vidéo en France en 2023. Nous avons donc une couverture d'environ 9% des studios français.

Une fois les réponses recueillies, afin de vérifier les corrélations éventuelles entre les différentes variables nous avons effectué des tests de Fisher. Le test de Fisher est adapté aux petits échantillons, nous avons aussi effectué des tests ANOVA lorsqu'il s'agissait de variables continues.

Ces tests ont été réalisés à l'aide du logiciel R⁷.

L'ensemble des résultats de ces tests statistiques se trouvent dans le Tableau 1.

IV. RÉSULTATS

RQ1 : Déterminer si les studios français intègrent des options d'accessibilité dans leurs projets et quels sont les facteurs qui peuvent impacter cette décision ?

Avez-vous déjà entendu parler d'accessibilité des jeux vidéo ?

Comme on le voit sur le graphique [Fig.1], 90% des studios interrogés répondent "oui" à cette question ce qui semble indiquer que l'accessibilité est un sujet connu de la majorité des studios de jeux vidéo français.

Le studio a-t-il déjà intégré de l'accessibilité dans une de ses productions ?

Ici 68% des studios répondent "oui" [Fig.2]. On peut donc penser que presque un tiers des studios français n'a jamais intégré d'accessibilité dans leurs productions. Ce qui signifie également que certains studios ont déjà entendu parler d'accessibilité sans pour autant en avoir intégré. Plus tard dans le questionnaire on a demandé aux studios s'ils prévoient d'intégrer de l'accessibilité dans leur futur projet et sur les 16 qui avaient répondu n'avoir jamais intégré d'accessibilité, 11 répondent que "oui" il y en aura dans leur prochain jeu. Ce qui montrerait que de plus en plus de studios de jeux vidéo français intégreront de l'accessibilité dans leurs projets à l'avenir.

Avez-vous intégré de l'accessibilité à votre dernière "grosse" production ?

⁶ Un cluster est une association dont le but est de fédérer et d'accompagner l'ensemble des acteurs du jeu vidéo de la région

⁷ <https://www.r-project.org>

⁵ <https://www.playerresearch.com>

39% des studios répondent “non” [Fig.3] ce qui signifie qu’il reste encore beaucoup de studios qui pourraient mettre de l’accessibilité. Il semble qu’il n’y ait pas de lien entre la durée de développement d’un projet et la mise en place (ou non) de l’accessibilité ($pvalue=0.36$). Il n’y aurait pas de lien non plus entre le nombre de personne travaillant sur un projet et la mise en place (ou non) de l’accessibilité ($pvalue=0.16$) [Fig.4]. Il n’y aurait pas non plus de lien entre le nombre de mois-humain passés sur un projet et la mise en place (ou non) de l’accessibilité ($pvalue=0.53$) [Fig 5]. Ces données suggèrent que ni la durée du projet ni la quantité de ressources humaines ne déterminent l’intégration de l’accessibilité. Cela laisse également penser qu’il n’existe pas de corrélation entre le budget d’un projet et la mise en place de fonctionnalités d’accessibilité. Ce qui nous permet de conclure qu’il semblerait que les dimensions du projet n’impactent en aucun cas la mise en place de l’accessibilité dans un jeu vidéo.

On sait également qu’il n’y aurait pas de lien entre la date de création et la mise en place de l’accessibilité ($pvalue=0.55$) [Fig 6]. On sait par contre qu’il y a une corrélation positive entre le fait d’appartenir (ou non) à un cluster ($pvalue=0.028$).

On sait aussi que la taille du studio ne serait pas un facteur déterminant, peu importe la taille du studio il peut y avoir (ou non) de l’accessibilité ($pvalue=0.09$) [Fig 7]

On constate que dans notre échantillon, en moyenne 42% des ressources humaines d’un studio travaillent sur l’accessibilité des projets. On note également que plus le studio est gros et plus ce pourcentage diminue en moyenne. Pour autant, en termes de personnes, plus l’équipe est grande et plus il y a de gens qui travaillent sur l’accessibilité.

Le studio pense-t-il intégrer plus d’accessibilité dans ses futurs projets ?

78% des studios répondent “oui”. La note moyenne des studios qui répondent “non” est de 4.2 sur 10, il semblerait donc que les studios se satisfassent d’une note de 4.2 sur 10 qu’ils se sont eux-mêmes attribuer.

Si non, pouvez-vous nous expliquer pourquoi ?

Ici 55% des studios évoquent le manque de budget, 45% le manque de ressources humaines et 64% le manque de temps, or il semblerait que ce ne soient pas des facteurs qui influencent la mise en place de l’accessibilité ou sa qualité. 36% disent que ce n’est pas prioritaire dans leur production.

Si oui, qu’est-ce qui pourrait vous limiter dans la mise en place de l’accessibilité ?

83% des studios parlent également du manque de budget et 60% du manque de temps.

On peut remarquer que dans le questionnaire, un total de 42 studios sur les 51 expriment qu’avec plus de budget, il y aurait plus d’accessibilité dans leurs projets. Pourtant, sur ces 42 studios, seulement 8 savent estimer le coût de l’accessibilité dans leur projet. Ce qui signifie que 80% des studios de notre échantillon disent avoir besoin de plus de fonds sans connaître les coûts de l’accessibilité et donc sans savoir de combien de budget ils auraient réellement besoin. De

la même manière, sur les 51 studios, 34 expriment avoir besoin de plus de temps pour pouvoir intégrer plus d’accessibilité et sur ces 34 studios, seulement 8 sont capables d’estimer le temps passé sur l’accessibilité dans leur projet.

Par rapport à votre dernier projet, allez-vous procéder de la même manière pour la mise en place de l’accessibilité ?

47% des studios expriment que “oui” et 52% exprime que “non”. La note moyenne des studios qui disent ne pas modifier la façon d’intégrer l’accessibilité dans leur projet est de seulement 4.3/10. Encore une fois, il semblerait donc que les studios se satisfassent d’une note de 4.3 sur 10 qu’ils se sont eux-mêmes attribuer. La moyenne de ceux qui expriment qu’ils vont changer la façon de mettre en place l’accessibilité dans leurs futurs projets est de 3.1 sur 10.

Qu’est-ce qui va changer ?

Deux studios disent qu’ils vont augmenter le budget total de la production. Un studio explique qu’il y aura moins d’accessibilité dans sa prochaine production car ce ne serait pas le bon style de jeu pour mettre en place de l’accessibilité. Deux autres disent demander de l’aide externe. Un total de dix studios exprime qu’ils vont mieux anticiper et s’y prendre plus tôt pour implémenter l’accessibilité. Il semblerait donc que les studios qui veulent s’améliorer vont majoritairement s’y prendre mieux sans parler d’augmenter le budget.

On voit qu’ici peu de gens mentionnent leur augmentation de budget alors qu’ils ont bien prévu de mettre plus d’accessibilité, ce qui renforce une fois de plus le fait que la mise en place de l’accessibilité ne dépendrait effectivement pas du budget ou du temps de production.

Et pourtant, lorsqu’on demande ensuite aux studios : À l’avenir, comment pensez-vous pouvoir améliorer l’accessibilité de vos jeux vidéo ?

Dix studios parlent d’une augmentation du budget, six parlent d’anticiper mieux, sept parlent de plus de formations, douze parlent d’aide externe et huit studios ne savent pas.

RQ2 : Quels sont les facteurs qui peuvent impacter la qualité de l’accessibilité ?

Comment estimez-vous le "niveau d’expertise" de votre studio en termes d’accessibilité ?

Pour cette question on a demandé aux studios où il se situait parmi 6 niveaux : “0 - Absent : L’accessibilité est ignorée ou inexistante”, “1 - Limité : Le travail sur l’accessibilité est rare, effectué de manière spontanée, lorsque l’occasion se présente”, “2 - Émergent : Le travail d’accessibilité est fonctionnel mais pourrait être grandement amélioré”, “3 - Structuré : L’organisation dispose d’une méthodologie liée à l’accessibilité qui est largement répandue au sein du studio mais avec des degrés d’efficacité et d’efficacité variables”, “4 - Intégré : Le travail d’accessibilité est complet, efficace et omniprésent”, “5 - Exceptionnel - Le dévouement à l’accessibilité à tous les niveaux permet

d'obtenir des connaissances approfondies et des résultats exceptionnels en matière d'accessibilité du jeu vidéo”.

La moitié des studios se considèrent seulement au début de l'expertise en accessibilité en s'attribuant la valeur “1-limité” ce qui signifierait que les studios considèrent qu'ils ont encore beaucoup à apprendre en accessibilité. Il n'y aurait pas de lien entre la date de création du studio et le niveau de maturité en accessibilité de celui-ci ($pvalue=0.48$). Il n'y aurait pas non plus de lien entre la taille du studio et le niveau de maturité de celui-ci ($pvalue=0.16$). Également, il n'y aurait pas de lien entre le nombre de personnes ayant travaillé sur l'accessibilité du projet et le niveau de maturité du studio ($pvalue=0.55$). Ce qui signifierait que les studios considèrent que ce n'est pas nécessaire de faire travailler beaucoup de personnes sur l'accessibilité pour se considérer comme mature en accessibilité.

Comment avez-vous évalué l'accessibilité de ce projet ?

Lorsqu'on pose cette question aux studios, 35% d'entre eux répondent qu'ils n'ont pas évalué l'accessibilité de leur projet. Il existerait une corrélation positive entre le niveau de maturité du studio et le fait d'avoir (ou non) évalué l'accessibilité ($pvalue=0.046$) ; plus le studio se considère mature en accessibilité plus il est probable qu'il ait évalué l'accessibilité de son projet. On pourrait en déduire que les studios considèrent qu'évaluer l'accessibilité de son projet est une preuve de maturité et d'expertise.

Si vous avez effectué des playtests, ont-ils impliqué des personnes en situation de handicap ?

Ici 25% des studios expriment que “oui”. Il n'y aurait pas de lien entre la note et le fait d'avoir effectué (ou non) ces playtests avec des personnes en situation de handicap ($pvalue=0.07$) pour autant on constate une meilleure note de satisfaction d'accessibilité chez les studios qui ont effectué leurs playtests avec des personnes en situation de handicap (4.8/10) que ceux qui ont réalisé leurs playtests sans personne en situation de handicap (3.5/10).

Sur une échelle de 1 à 10, à quel point vous estimez vous satisfait par l'accessibilité de votre dernière "grosse" production ?

La moyenne de tous les studios est de 3.84 sur 10. Il existerait un lien entre le fait d'appartenir à un cluster et le fait d'avoir une meilleure note (moyenne de 4.5 si membre d'un cluster et de 3.2 si non). On remarque aussi que, dans notre échantillon, plus le studio se considère expert en accessibilité et plus il est satisfait de son accessibilité. [Fig 8] Il n'y aurait pas de lien entre le nombre de personnes impliquées dans la production et sa note d'accessibilité ($pvalue=0.25$). Il n'y aurait pas de lien entre la durée d'une production et la note d'accessibilité ($pvalue=0.80$). Il n'y aurait pas de lien entre le nombre de mois-humain consacré à la production du projet et sa note d'accessibilité ($pvalue=0.89$). Il n'y aurait pas de lien entre la date de création d'un studio et sa note d'accessibilité ($pvalue=0.45$). Il existerait une corrélation positive entre la note d'accessibilité et le fait d'effectuer (ou non) une évaluation de l'accessibilité ($pvalue = 0.003$, note 4.65 et 2.6)

Il en ressort donc seulement trois critères qui influenceraient la note d'accessibilité : le niveau d'expertise du studio en accessibilité, l'évaluation (ou non) de l'accessibilité et l'appartenance (ou non) à un cluster.

Comment auriez-vous pu améliorer l'accessibilité de votre dernière "grosse" production ?

À cette question ouverte, de nombreuses propositions en ressortent, certaines semblent validées par le questionnaire comme celle de faire des playtests. D'autres propositions sembleraient au contraire invalidées par les résultats de notre questionnaire. En effet, ces résultats ont montré à plusieurs reprises que ni la durée de production ni le nombre d'employé·es n'influencerait la mise en place de l'accessibilité ou sa qualité. D'autres studios mentionnent que l'accessibilité serait de meilleure qualité en ajoutant des fonctionnalités, ce qui est certainement vrai mais qui n'indique pas comment faire pour mettre en place plus de fonctionnalités. D'autres studios mentionnent qu'il faudrait penser plus tôt à l'accessibilité pour qu'elle soit de meilleure qualité, le questionnaire ne permet pas de vérifier cette hypothèse. Et enfin, certains studios expriment tout simplement ne pas savoir comment améliorer la qualité de leur accessibilité.

V. CONCLUSION

Dans cette étude nous avons cherché à connaître les facteurs qui influencent la quantité et la qualité de l'accessibilité d'un jeu vidéo. Pour réaliser ceci nous avons envoyé un questionnaire aux studios de jeux vidéo français et avons obtenu 51 réponses. Après analyse des données issues de ce questionnaire on sait qu'effectuer des playtests pour évaluer son accessibilité serait une bonne méthode pour avoir une bonne accessibilité tout comme faire partie d'un cluster de jeux vidéo serait un bon atout pour la mise en place de son accessibilité. Ce qu'on apprend également c'est que certains facteurs importants de la création d'un jeu vidéo n'impacteraient pas la mise en place de l'accessibilité ou sa qualité comme le nombre de personnes travaillant sur le projet, la durée du projet ou encore son budget. Ce questionnaire présente néanmoins des limites notamment dû au fait que l'on a obtenu la réponse de seulement 8,8% des studios français et que certaines questions, particulièrement celles liées à la qualité de l'accessibilité, sont auto-évaluées et présentent forcément des biais liés à la personne qui a répondu. Maintenant que l'on sait que 68% des studios sondés mettent en place de l'accessibilité mais que si cette accessibilité n'est pas toujours de bonne qualité ce n'est pas un problème de moyen, on peut se demander comment faire pour accompagner au mieux ces studios. Pour cela, dans de futurs travaux nous proposeront des interviews semi-dirigées directement avec des chefs/chefes de projet afin d'investiguer au mieux sur les différentes méthodologies et processus de création d'un jeu vidéo dans l'objectif d'intégrer au mieux l'accessibilité dans la production.

RÉFÉRENCES

[1] Rufat, S., Ter Minassian, H. et Coavoux, S. (2014) . Jouer aux jeux vidéo en France Géographie sociale d'une pratique culturelle. L'Espace géographique, Tome 43(4), 308-323. <https://doi.org/10.3917/eg.434.0308>.

- [2] Aguado-Delgado, Juan & Gutiérrez-Martinez, Jose-Maria & Hilera, José & de-Marcos, Luis & Otón, Salvador. (2020). Accessibility in video games: a systematic review. Universal Access in the Information Society. 19. 10.1007/s10209-018-0628-2.
- [3] Conseil National du Numérique. L'accessibilité numérique, entre nécessité et opportunité. 2020. <https://cnnumerique.fr/files/uploads/2020/rap-cnnum-accessi-6.pdf>.
- [4] Social accessibility in multiplayer games: Theory and praxis, Entertainment Computing, Volume 47, Paulina Baltzar, Lobna Hassan, Markku Turunen, 2023
- [5] IGDA Accessibility in Games: Motivations and Approaches, Kevin Bierre, Michelle Hinn, Teresa Martin, Michael McIntosh, Tess Snider, Katie Stone, Thomas Westin (2004)
- [6] World Wide Web Consortium (W3C). (2008). Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) https://interoperable-europe.ec.europa.eu/sites/default/files/document/2014-12/Web%20Content%20Accessibility%20Guidelines%20%28WCAG%29%202.0_0.pdf
- [7] Westin, Thomas & Ku, JaEun & Dupire, Jérôme & Hamilton, Ian. (2018). Game Accessibility Guidelines and WCAG 2.0 – A Gap Analysis. 10.1007/978-3-319-94277-3_43.]
- [8] Game Accessibility Guidelines <https://gameaccessibilityguidelines.com>
- [9] Jozef Kulik, Jen Beeston, and Paul Cairns. 2021. Grounded Theory of Accessible Game Development. <https://doi-org.proxybib-pp.cnam.fr/10.1145/3472538.3472567>
- [10] An empirical study of issues and barriers to mainstream video game accessibility, Jhon R. Porter, Julie A. Kientz (2013)
- [11] "Learnings & Tales From Building a Games Accessibility Service." IGDA GASIG, 6 décembre 2023, YouTube, <https://www.youtube.com/watch?v=1RqiebWgFFc>.
- [12] SEL.L. Baromètre annuel du jeu vidéo en France 2023. Syndicat des Éditeurs de Logiciels de Loisirs, 2023, https://afjv.com/news/11299_barometre-annuel-jeux-video-france-2023.htm.

Corrélation entre deux éléments	Pvalue (en gras si significatif*)
Durée de développement d'un projet - Mise en place de l'accessibilité	0.36
Nombre de personne travaillant sur un projet - Mise en place de l'accessibilité	0.16
Nombre de mois-humain passé sur un projet - Mise en place de l'accessibilité	0.53
Date de création - Mise en place de l'accessibilité	0.55
Appartenir à un cluster - Mise en place de l'accessibilité	0.028*
Taille du studio - Mise en place de l'accessibilité	0.09
Date de création du studio - Niveau de maturité en accessibilité	0.48
Taille du studio - Niveau de maturité en accessibilité	0.16
Nombre de personnes ayant travaillé sur l'accessibilité - Niveau de maturité en accessibilité	0.55
Niveau de maturité en accessibilité - Effectuer des playtests avec des personnes en situation de handicap	0.07
Nombre de personnes impliquées dans la production - Note d'accessibilité	0.25
Durée de production - Note d'accessibilité	0.8
Nombre de mois-humain passé sur un projet - Note d'accessibilité	0.89
Date de création du studio - Note d'accessibilité	0.45
Effectuer une évaluation de l'accessibilité - Note d'accessibilité	0.003*

Tableau 1 : Relations statistiques et le résultats de leur Pvalue après un test de Fisher

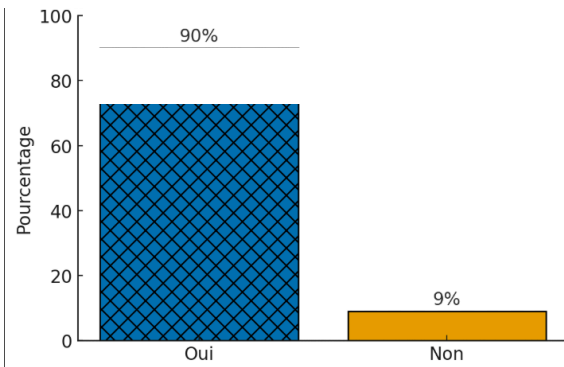


Figure 1 : Pourcentage des studios ayant déjà entendu parler d'accessibilité

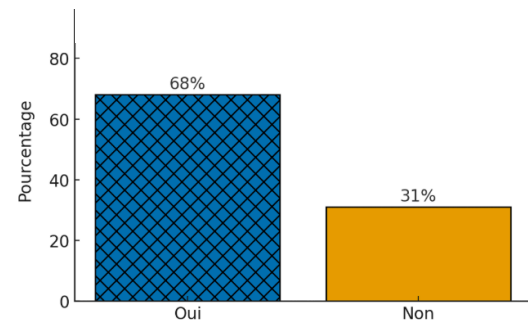


Figure 2 : Pourcentage des studios ayant déjà intégré de l'accessibilité dans une de ses productions

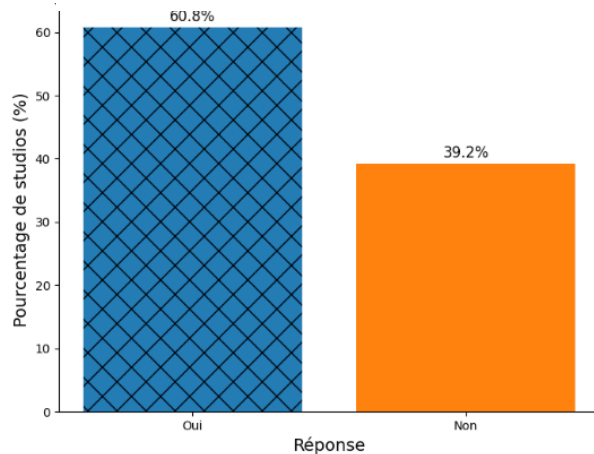


Figure 3 : Pourcentage des studios ayant intégré de l'accessibilité dans leur dernière grosse production

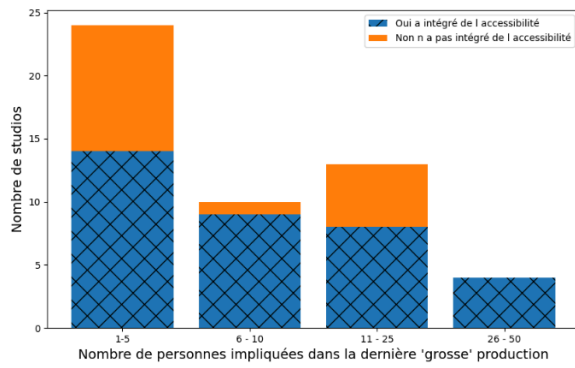


Figure 4 : Nombre de studios ayant intégré de l'accessibilité en fonction du nombre de personnes impliquées dans la dernière "grosse" production

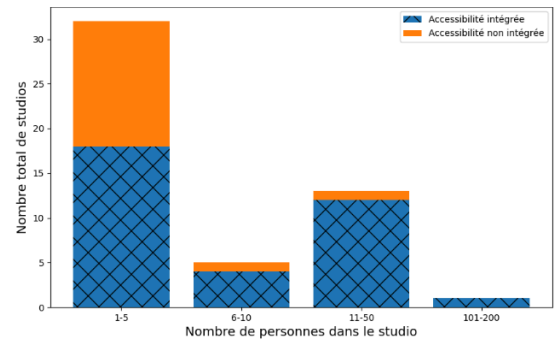


Figure 7 : Nombre de studios ayant mis en place de l'accessibilité en fonction de la taille du studio

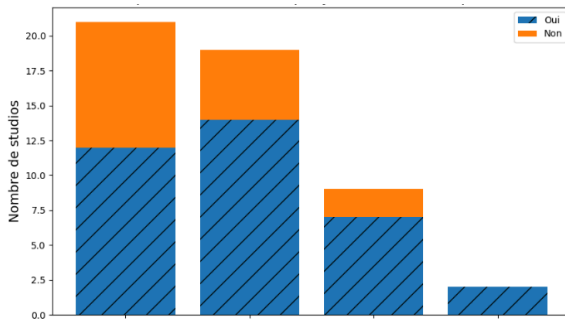


Figure 5 : Nombre de studios ayant mis en place de l'accessibilité en fonction du nombre de mois-humain consacré au projet

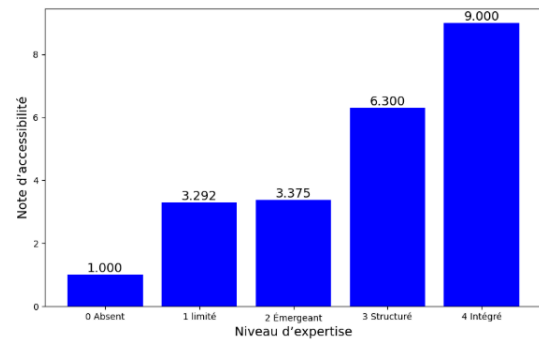


Figure 8 : Moyenne de la note d'accessibilité en fonction du niveau d'expertise en accessibilité du studio

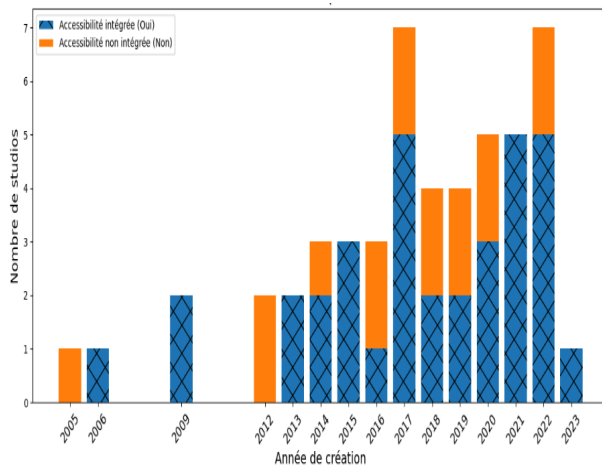


Figure 6 : Mise en place de l'accessibilité ou non en fonction de la date de création du studio

Enhancing Diagram Comprehension for the Blind or Visually Impaired : A Multimodal Approach

1st Manpreet Kour

(LACL)

Université Paris-Est Créteil (UPEC)

Créteil, France

0009-0007-4356-936X

2nd Gaétan Hains

(LACL)

Université Paris Est Créteil (UPEC)

Créteil, France

0000-0002-1687-8091

3rd Karine Gros

Research chair for Disability, Employment and Health at Work

Université Paris-Est Créteil (UPEC)

Créteil, France

0009-0001-1554-3417

4th Mohamed Saber

Computer Science Engineer

Orange.com

Orleans, France

0009-0003-0120-9391

Résumé—Diagrams are a very important part of education, learning and understanding, allowing the transmission of complex ideas in a visual format. However, current accessibility technologies introduce substantial limitations for visually impaired students in accessing these materials. Traditional approaches to fix this problem, such as audio descriptions and tactile graphics, either lack detail or are prohibitively expensive to scale. This review will focus on the current status of accessible diagram technologies, such as tactile graphics, 3D printing, AI-driven recognition applications, and methods proposed until now. We identify the major technical challenges and propose an integrated approach using multi modal interaction by combining audio and AI-enhanced diagram interpretation. The approach offers equal access to STEM (Science, Technology, Engineering, and Mathematics) visual content as part of the road to inclusive education.

Keywords—Accessible Diagrams, Visual Impairment, STEM Accessibility, Diagram Recognition, Tactile Graphics, 3D Printing for Accessibility, Haptic Feedback, Smart Diagram Markup Language (SDML), Multi modal Accessibility, Diagram Interpretation, Neural networks, recognition, OCR.

I. INTRODUCTION

The diagram is one of the basic communicative tools within the educational framework of science, technology, engineering, business, and mathematics. The very same elements, however, are those which continue to be inaccessible for students with visual impairments. Solutions such as audio description and tactile graphics have rapidly improved in recent years, but usually do not include the detailed information that is part of a STEM (Science, Technology, Engineering, and Mathematics). Besides this, all of these are also very costly to implement and cannot be scaled up easily. Therefore, these solutions tend to have poor responsiveness in real time, further limiting their applicability in dynamic learning environments.

Diagrams include bar graphs, scatter plots, line graphs, UML (Unified Modeling Language) diagrams, and others which are typical visual tools that connect the dots between hard data and audience comprehension. For this reason, they remain

relevant in both academic and professional research to represent a wide variation of datasets, which range from categorical distribution to the correlation between two variables. Indeed, for instance, scatter plots are good at conveying the relationship existing between two variables, ranging from biological investigations into the expression of genes to engineering studies dealing with material properties. This is because, both its standardized format and intuitive readability mean that various researchers can draw information from the data with limited ambiguity. The simplicity of universal diagrams lends limitations to situations that call for multidimensional or hierarchical representation of data—a need to which specialized visualization methods are required.

The following article both describes the current status of accessible diagram technologies and reviews emerging innovations to focus on bridging the accessibility gap. The discussion identifies the need for scalable, real-time multimodal solutions; it particularly talks to touch-sound integration promising AI applications in development. We focus on these technologies to show progresses and remaining gaps as part of a road map toward universal accessibility in STEM for visually impaired learners. Moreover we will try to understand and investigate the universality of the accessible diagrams and their types.

In this paper, we will explore about multiple sections that systematically address the key components of our study. Section 2 provides a comprehensive summary of existing research. Section 3 outlines the types of diagrams commonly encountered in educational and professional sector and discusses potential accessibility solutions for each. In Section 4, we identify the technical challenges faced in developing accessible diagrams and present a detailed proposal to address these challenges. Finally, Section 5 summarizes the conclusion, discusses open problems, and proposes directions for future work in this field.

II. REVIEW OF PRIOR WORK

In this section, we discuss the past developments that have been done in accordance with our research. We are going to review the important elements of past research that have been performed to identify the important elements and understand the significance. The prior work has been divided into three categories :

Tactile and 3D-Printed Representations :

Greenbacker (2011) [1] focuses on the development of tactile graphics, allowing visually impaired students to explore diagrams through touch. These tactile representations are effective for simpler diagrams like bar charts, but face limitations in representing complex diagrams due to high production costs and scalability challenges.

Hahn (2023) [2] introduces the use of 3D-printed tactile diagrams, which offer more accurate and detailed representations of complex visual data. This technique is particularly promising for creating intricate diagrams in fields such as public health and STEM education, though the cost of 3D printing remains a challenge for wide-scale adoption.

Guo (2022) [3] focuses on 3D printing to create tactile representations of biological and chemical diagrams. By allowing students to feel the spatial relationships between atoms and molecular structures, 3D printing offers a more immersive way for visually impaired students to engage with complex scientific diagrams.

AI-Driven Diagram Recognition and Semantic Approaches

Wang (2020) [4] explores AI-based diagram recognition, where AI algorithms are trained to recognize and extract diagrams from digital documents. This method automates the process of converting visual diagrams into accessible formats, making it scalable and effective for handling large volumes of complex diagrams.

Braga (2011) [5] presents intelligent human-machine interfaces that use AI to transform digital diagrams and texts into accessible formats. This approach shows potential for making complex digital content accessible in real-time, although challenges remain in ensuring accuracy for highly detailed diagrams.

Fredj (2006a) [6] proposes GraSSML, a semantic markup language for describing schematic diagrams in a machine-readable format. This framework allows diagrams to be interpreted by assistive technologies like screen readers and tactile devices, enabling better accessibility for complex STEM content.

Fredj (2006b) [7] expands on GraSSML by applying it to more advanced diagrams, such as pie charts and flowcharts. This approach enables diagrams to be interpreted through both tactile and audio feedback, making them more accessible for visually impaired students in STEM fields.

The paper by Uzan 2022 [8] focuses on the development of an accessibility assistant to help visually impaired students in analysing scientific articles and, more particularly, figures in these articles. This underlined the verbal figure description

and the accessibility assistant. This paper emphasized the use of structured dialogue-based approaches ; where the assistant would provide clarification to the student about complex diagrams by breaking down these diagrams into understandable parts. The technique consisted of activity-based strategies and provided relevant insights on how visually impaired students can access visual information via textual representations. The goals were to make scientific literacy more accessible at least to those areas that have a necessary input from figure-based analysis.

The paper Uzan 2024 [9] expands on this work from 2022 to assess the use of conversational AI such as ChatGPT as an accessibility assistant for visually impaired students. The work presented here concerns the feasibility of AI in describing scientific figures with accuracy and, moreover, interactively. It answers the question of whether conversational agents can provide more than mere descriptions : dynamic engagement with a user and response to the specific needs of the user. Limitations of this work will be discussed, including the problem of AI "hallucinations"-the term standing for the cases where the AI provides incorrect or fabricated information-and the need for human validation that ensures accuracy of outputs. The work does seem to intimate that conversational AI, while promising, is still in need of further development to meet high standards for dependable accessibility.

Multimodal and Interactive Systems :

Kennel (1996) [10] introduces the Audiograf system, a multimodal solution that combines tactile feedback with synchronized audio descriptions. This system enables visually impaired students to engage with diagrams using multiple senses, offering a richer learning experience, though the synchronization of touch and sound requires further refinement.

Horstmann (2004) [11] focuses on the cognitive models that affect how visually impaired students understand and process visual information. This research emphasizes the importance of designing accessible diagrams that align with the cognitive processing styles of visually impaired learners, ensuring better comprehension and retention.

Sorge (2016) [12] complements Guo's work [3] by integrating multimodal systems in education, combining tactile feedback with audio descriptions to make abstract diagrams more accessible in subjects such as chemistry. This approach enhances students understanding by allowing them to explore complex diagrams through multiple senses.

Kim (2018) [13] considered shape-shifting interfaces as an emerging paradigm to increase accessibility for visually impaired learners by producing dynamic haptic feedback. The study demonstrated the viability of actuated pin displays and elastic items to be commanded via squeeze, fold, or press actions in representing mathematical graphs, spatial structures, and science ideas. Compared to static tactile graphics, which are immobile, these interfaces allow users to interact with diagrams in real time, offering a more interactive learning experience. The technique is particularly beneficial in STEM education, in which students can feel and sense equations, molecular form, and economic graphs via shape change. However, although

promising, shape-changing interfaces require special hardware, so they are not convenient for mass deployment. On the other hand, our research addresses AI-driven accessibility solutions through the use of OCR-based text extraction, semantic processing, and multimodal interaction towards real-time, scalable diagram interpretation. Whereas the research by Kim *et al.* points out the potential for haptic interaction, our research aims to advance accessibility beyond hardware limitations by enabling AI-driven speech-based and interactive digital diagram recognition. The subsequent research would investigate the integration of AI-based interpretation with shape-shifting interfaces and blending the capacity of multimodal and touch-based smart solutions into a single hybrid solution in order to cater to inclusive learning.

Serin (2024) [14] explores the application of advanced assistive technologies in STEM education, specifically for the handling of abstract diagrams. The paper highlights the role of AI and interactive systems in making complex content accessible, showing how these technologies can improve the learning experience for visually impaired students.

Rojbi (2023) [15] explores haptic feedback and voice-controlled interfaces for interacting with diagrams in real time. These systems allow students to navigate the diagrams through touch and voice commands, providing dynamic feedback on the relationships between different elements within the diagrams.

Zong (2024) [16] builds on the Umwelt framework, extending it to support more complex diagrams such as flowcharts and class diagrams. The system provides detailed auditory and tactile feedback, allowing students to navigate specific components of the diagrams in real-time.

III. SUBJECT DOMAINS AND TYPES OF DIAGRAMS

Non-text diagrams can be found across various subject domains in higher education. Understanding these domains and the types of diagrams used within them is critical for constructing a comprehensive dataset.

A. Mathematics

Mathematical diagrams include bar charts, line graphs, and geometric figures. These diagrams are often employed to explain concepts such as relationships between variables, spatial geometry, or optimization problems [17]. Johansen *et al.* (2018) proposed a typology of mathematical diagrams in cognitive terms, dividing them into three broad categories: Resemblance Diagrams, Abstract Diagrams, and Cartesian Diagrams, with the fourth potential category of Matrices and Tables [18]. The typology is designed to look at the different roles that diagrams have to play in mathematical problem-solving, reasoning, and understanding ideas. Resemblance diagrams are those which have a direct visual resemblance to the mathematical objects they describe, and so are intuitive devices for conceptual anchoring. They include Euclidean geometric diagrams, like triangles, circles, and constructions in classical geometry, where the diagram visually resembles the properties of the abstract object it is describing. These diagrams provide an intuitive and spatial description of mathematical

structures, which allows mathematicians to reason geometrically and conclude geometric relationships more clearly. Meja *et al.* (2021) [19] give a detailed overview of accessibility systems to math for visually impaired users, categorizing them into content access systems and content generation systems. Their review identifies significant approaches such as Braille displays, auditory rendering based on prosodic cues, and MathML-based TTS systems. The paper emphasizes the challenges of rendering intricate expressions and the need for intuitive, multimodal interfaces to enable inclusive STEM education. Abstract diagrams, in contrast, do not have a literal visual analogy with mathematical objects but instead operate through conceptual mapping. Abstract diagrams only make sense when interpreted within some specific mathematical context. An excellent example is category theory commutative diagrams consisting of arrows and objects for the mathematical objects and their evolution. Unlike resemblance diagrams, abstract diagrams have to be interpreted by the observer for meaning through cognitive schemas, which renders them crucial tools in higher-order mathematical thought where visualization is secondary to relationships among objects.

Cartesian diagrams are a type of figure grounded in a coordinate system utilized to convey mathematical relationships. These graphs marry numerical and geometric thought and are therefore most useful for graphing functions, plotting coordinates, and mapping transformations in mathematics across many disciplines. The Cartesian coordinate system is a vintage favorite, where mathematical functions are plotted as curves or points in a structured space. These types of diagrams enable mathematicians to study functional relationships, ascertain trends, and explore the behavior of equations graphically.

Besides these three basic categories, the authors also discuss whether Matrices and Tables constitute an independent category of diagrams. These visual creations place mathematical signs and information within a two-dimensional framework where patterns and associations may be easily detected. Matrices in linear algebra, for instance, are utilized to describe collections of equations, while tabular data in statistics is utilized to present numerical associations. While matrices and tables clearly rely on spatial organization, they are often excluded from traditional definitions of diagrams since they are not independent visual representations, but rather systematic symbolic systems.

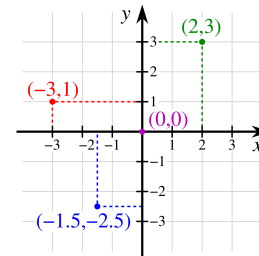


FIGURE 1. This diagram most likely depicts a mathematical coordinate system that is used in mathematics to show spatial data, relationships, or functions. Cartesian planes, equation graphs, and statistical plots are typical examples.

B. Chemistry

Chemistry diagrams are simple visualization aids for molecules, reaction mechanisms, and periodic trends, enabling one to visualize chemical concepts intuitively. They do not only represent spatial structures of atoms in a molecule but also bonding interactions, electron movement in reactions, and periodic relationships among elements. By encoding structural and dynamic features of chemical processes, diagrams help facilitate interpretation of reaction mechanisms, anticipation of molecular behavior, and understanding of underlying principles such as electro negativity trends, molecular symmetry, and thermodynamic stability. Their graphic rendition bridges the gap between theoretical chemistry and application, making them an invaluable resource across fields from organic synthesis and computational chemistry to biochemistry and materials science.

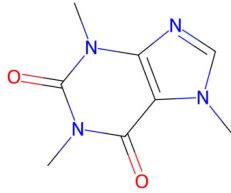


FIGURE 2. A Chemistry molecular diagram above shows a chemical compound's bonding structure and atomic makeup. It depicts the atoms (carbon, hydrogen, oxygen, and nitrogen) and their relationships to represent caffeine in this instance.

C. Engineering

Engineering diagrams encompass the broad category of visual presentations ranging from circuit schematics and flowcharts to mechanical diagrams, blueprints, and system plans. Diagrams are vital communications tools that transform obtuse engineering concepts into rational, readable formats, assisting engineers with designing, analyzing, and optimizing systems and parts. Circuit diagrams represent electrical pathways and interconnections, flowcharts map process logic and decision-making structures, and mechanical drawings and blueprints provide precise specifications for assembly and fabrication. By using the visual representation of physical components, system interactions, and engineering processes, these diagrams are powerful tools in disciplines such as electrical, mechanical, civil, and software engineering, facilitating teamwork, debugging, and innovation in engineering design and problem-solving.

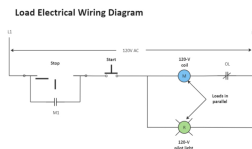


FIGURE 3. Example of a Engineering diagram(Load Electrical Wiring Diagram) represents of an electrical system, detailing how electrical components (such as resistors, switches, and circuits) are connected

D. Computer Science

Engineering diagrams comprise the broad category of visual displays ranging from circuit schematics and flowcharts through mechanical diagrams, blueprints, and system plans. Diagrams are essential communications tools that make obtuse engineering ideas into reasonable, readable format, assisting engineers in designing, analyzing, and optimizing systems and components. Circuit diagrams represent electrical connections and paths, flowcharts represent decision-making patterns and process logic, and mechanical blueprints and drawings provide precise assembly and fabrication specifications. By using the graphical model of physical components, system interactions, and engineering processes, these diagrams are useful tools in electrical, mechanical, civil, and software engineering, facilitating collaboration, debugging, and innovation in engineering problem-solving and design. [20].

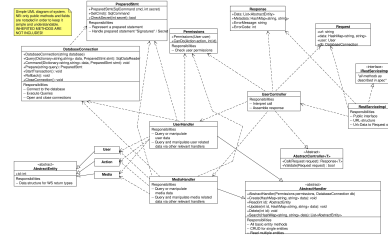


FIGURE 4. Example of a Computer Science Diagram(UML diagram) represents classes, attributes, methods and relationships in Object-oriented programming and software engineering.

E. Economics

Economic graphs are powerful analytical devices that visually represent statistical data, economic trends, and market forces, making it easier to interpret complex economic events. Economic graphs typically include line graphs, bar graphs, scatter plots, and pie charts, each of which is intended to show specific aspects of economic activity, such as GDP growth, inflation rates, employment trends, and supply-demand equilibrium. By transforming raw numerical data into comprehensible visual patterns, economic charts facilitate comparative analysis, prediction, and decision-making in policy making, financial planning, and market strategy. Their role is particularly vital in the conveyance of abstract economic concepts, such as business cycles, market equilibrium, and macroeconomic stability, and are therefore vital instruments for economists, researchers, and policymakers [21].

F. Other Domains

Other fields could be Biology (for example, anatomical drawings, genetic graphs), geography (for example, maps, topographical charts), and Physics (for example, force charts, wave diagrams). Each diagrammatic type serves distinct pedagogical purposes.

IV. APPROACH AND METHODOLOGY

The work flow diagram (Figure 1) illustrates the step-by-step process of automating the interpretation of the diagrams of

digital documents to convert them into an accessible format for visually impaired users. The system integrates machine learning-based classification, geometry-to-topology extraction, and a user-interactive interface for a seamless and structured representation of diagrammatic information.

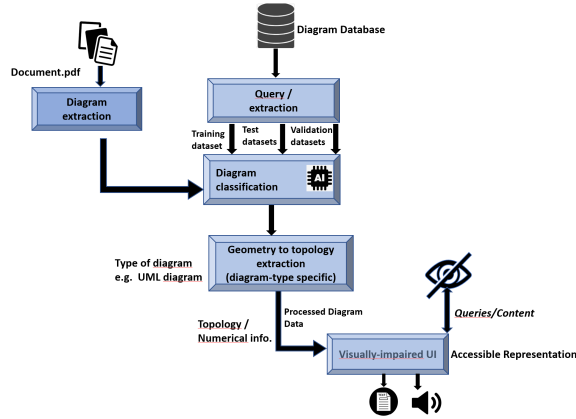


FIGURE 5. Pipeline for Processing the diagram understanding for Visually Impaired Student

The system of processing a diagram includes various basic modules which are key to diagram extraction, classification, transformation and accessibility enhancement.

Diagram Extraction : It takes a single input PDF file containing several diagrams. The diagram extraction module reads the document and isolates individual diagrams by sub-dividing sub-images. Extracted diagrams are classified to determine their structural type.

Diagram Classification : Once extracted, diagrams are automatically classified according to structural, topological, and semantic characteristics. The module employs AI-driven classification models trained on a range of datasets. The module is trained on three categories of datasets stored in a diagram database :

Training dataset – Model learning and adjustment.

Test datasets – Test quality of detection.

Validation datasets – Verify generalization across other diagram categories.

The system classifies diagrams into different categories including :

UML Diagrams (Class Diagrams, Sequence Diagrams, Activity Diagrams). Flowcharts (Decision Trees, Process Workflows), Circuit Diagrams (Electrical Schematic Representations), Graph-based Network Representations (Topology Diagrams). A machine learning-powered classifier represented by an AI processor icon analyzes input diagrams and categorizes them under their appropriate classes. Precise classification renders proper semantic meaning in later step.

1) *Geometry-to-Topology Extraction:* After classification, the system converts the graphical content to a structured topology by extracting the following :

Geometric properties (edges, shapes, connectors, labels), hierarchy relationships (e.g., inheritance in UML diagrams), connectivity patterns (e.g., logic flow in flowcharts, electrical circuits). The extraction process converts raw image-based diagrams into structured, machine-readable forms that can be further processed for accessibility.

2) *Visually Impaired User Interface (UI) :* After processing the diagram, it is sent through an accessibility-centric UI, which supports a few output types :

3) *Text-Based Representation ::* It generates semantic descriptions that describe the structure of the diagram. It identifies main components, relationships, and logical flow. Example : "This diagram is a UML class structure where Class A is inheriting from Class B".

Audio Representation :

It uses speech synthesis to provide voice descriptions of diagram content. Users may interact by asking questions to obtain specific information (e.g. "What is the top node?").

Interactive Query System :

Users can request additional information to obtain different elements of the diagram. The feedback loop facilitates continuous interaction, promoting user comprehension. Icons in the workflow indicate text-to-speech conversion (document icon) and audio description (speaker icon), representing different accessibility forms.

User Interaction and Feedback Loop

A two-way feedback approach allows users to send questions/content requests regarding diagrams. This enables adaptive response generation, which allows visually impaired users to interactively correct diagrams. The feedback loop also enables system learning and improvement, with improved classification and extraction accuracy.

V. CONCLUSION AND FUTURE WORK

Our work aims at developing techniques and methodologies to enhance the accessibility of UML diagrams for visually impaired users. We will examine other representations, such as text-based semantic explanations and sound-based descriptions, to effectively translate UML diagram structures into an easier-to-understand representation. We will also examine machine learning methodologies that are capable of producing context-sensitive textual descriptions from the input of UML diagrams such that users with blindness can get a structured impression of the grammar and semantics in these diagrams. By integrating such methods, our aim is to bridge the accessibility gap and make UML-based software modeling and knowledge representation concepts accessible to blind or visually impaired individuals.

We are particularly interested in UML diagrams due to their grammar schema, which possesses a structured topology that is required for system design and software modeling. Even for individuals with normal eyesight, analyzing and understanding the structure of UML diagrams requires mental effort and knowledge of their syntax and semantics. For visually impaired users, though, such interpretation is truly a challenge given

that the graphically oriented design of UML relies primarily upon spatial relationships as well as upon visual semantics.

According to more recent research on UML diagram classification, deep learning-based methods such as Convolutional Neural Networks (CNNs) have been utilized to classify many different types of UML diagrams based on structural features. Although such methods efficiently identify and differentiate UML diagrams, they fail to provide any information about the schema or grammar rules embedded in the diagrams. This deficiency prevents visually impaired users from comprehending the logical dependencies, associations, and data flow offered in UML illustrations.

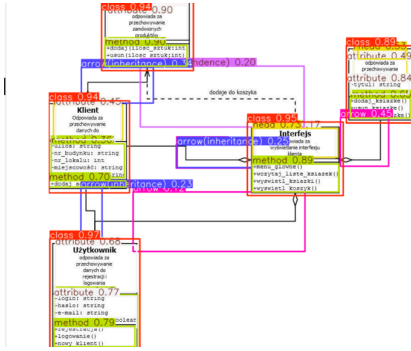


FIGURE 6. Example of our initial results of UML sub object detection using Neural Networks as we can see the sub-objects like arrows and their meaning and sub-objects like class ,attribute and methods

We are able to implement a successful object detection of the sub-objects in the UML diagrams as per their grammar and are able to extract the relevant information using the Neural Networks and image processing techniques and with the help of accessible readable formats that information is available. for the low vision users, so that they are going to analyze it and give us a feedback about their understanding.

ACKNOWLEDGMENT

We want to express our sincere gratitude to IFRATH (Colloque Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs (JCJC'2025)) for giving the opportunity to contribute by writing the article. The work of Manpreet Kour, Gaetan Hains, and Karine Gros is part of the INOVISUP project, funded by Université Paris-Est Créteil, France, through the grant "ANR-21-EXES-0009" from Agence Nationale de la Recherche under the French government's "Program d'Investissements d'Avenir". We also thank LACL (UPEC) for using the space and computational resources. We would like to thank Orange to contribute for Mohamed Saber.

RÉFÉRENCES

[1] C. F. Greenbacker, P. Wu, S. Carberry, K. F. McCoy, S. Elzer, D. D. McDonald, D. Chester, and S. Demir, "Improving the accessibility of line graphs in multimodal documents," in *Proceedings of the Second Workshop on Speech and Language Processing for Assistive Technologies*, 2011, pp. 52–62.

[2] Y. Hahn, B. Oh, and I. Hwang, "A layered approach to designing public health communication diagram for improved information accessibility," in *International Association of Societies of Design Research Congress (IASDR2023)*, Politecnico di Milano (Italy), October 2023.

[3] M. Guo, V. Thost, B. Li, P. Das, J. Chen, and W. Matusik, "Data-efficient graph grammar learning for molecular generation," Tech. Rep., 2022.

[4] G. Wang, G. Wang, K. Wang, X. Liang, and L. Lin, "Grammatically recognizing images with tree convolution," in *Proceedings of the 26th ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery & Data Mining*, 2020, pp. 903–912.

[5] D. de Siqueira Braga, F. B. de Lima Neto, and S. C. Oliveira, "A intelligent human-machine interface for reading digital texts for the blind," in *10th Brazilian Congress on Computational Intelligence (CBIC'2011)*, Fortaleza, Ceará Brazil, November 2011.

[6] Z. B. Fredj and D. A. Duce, "GraSSML : accessible smart schematic diagrams for all," in *Proceedings of the 2006 international cross-disciplinary workshop on Web accessibility (W4A) : Building the mobile web : rediscovering accessibility ?*, 2006, pp. 57–60.

[7] —, "GraSSML : Smart schematic diagrams, XML and accessibility," in *Theory and Practice of Computer Graphics (TPCG)*, 2006, pp. 47–54.

[8] G. Uzan, A. Culpin, E. Dupré, J. Gaëtan, and A. Taly, "Assistant en accessibilité, rendre accessible une activité d'analyse d'article," in *12ième édition Conférence Handicap (HANDICAP2022)*, 2022, pp. 161–166.

[9] G. Uzan, P. Poulain, F. Reby, and A. Taly, "Évaluation de l'utilisation d'un robot conversationnel comme assistant en accessibilité pour la lecture des articles scientifiques," Tech. Rep., 2024.

[10] A. R. Kennel, "Audiograf : A diagram-reader for the blind," in *Proceedings of the second annual ACM conference on Assistive technologies*, 1996, pp. 51–56.

[11] M. Horstmann*, M. Lorenz, A. Watkowski, G. Ioannidis, O. Herzog, A. King, D. G. Evans, C. Hagen, C. Schlieder, A.-M. Burn *et al.*, "Automated interpretation and accessible presentation of technical diagrams for blind people," *New Review of Hypermedia and Multimedia*, vol. 10, no. 2, pp. 141–163, 2004.

[12] V. Sorge, "Polyfilling accessible chemistry diagrams," in *Computers Helping People with Special Needs : 15th International Conference, (ICCHP2016)*. Linz, Austria : Springer, July 2016, pp. 43–50.

[13] H. Kim, M. Aliva, T. Kosch, C. Coutrix, and A. Roudaut, "Using shape-changing interfaces to foster inclusive education for visually impaired people," 2018.

[14] F. Serin and K. Romeo, "Title of the article," *Journal Name*, vol. 15, no. 4, pp. 123–145, 2024.

[15] S. Rojbi, A. Rojbi, and M. S. Gouider, "Enhancing the accessibility of images on the web : A holistic view and new perspectives," Tech. Rep., 2023.

[16] J. Zong, I. Pedraza Pineros, M. Chen, D. Hajas, and A. Satyanarayan, "Umwelt : Accessible structured editing of multi-modal data representations," in *Proceedings of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2024, pp. 1–20.

[17] B. Mainali, "Representation in teaching and learning mathematics," *International Journal of Education in Mathematics, Science and Technology*, vol. 9, no. 1, pp. 1–21, 2021.

[18] M. Johansen, M. Misfeldt, and J. Pallavicini, *A Typology of Mathematical Diagrams*, 01 2018, pp. 105–119.

[19] P. Mejía, L. C. Martini, F. Grijalva, J. C. Larco, and J. C. Rodríguez, "A survey on mathematical software tools for visually impaired persons : A practical perspective," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 66 929–66 947, 2021.

[20] H. Koç, A. M. Erdoğan, Y. Barjakly, and S. Peker, "Uml diagrams in software engineering research : a systematic literature review," in *Proceedings*, vol. 74, no. 1. MDPI, 2021, p. 13.

[21] S. A. Greenlaw, D. Shapiro, and D. MacDonald, *Principles of economics 3e*. OpenStax, 2022.

What a Difference a Socially Assistive Robot Makes: Bridging Research and Practice to Support Inclusive Education and Disability Services

Lorenzo Desideri

Senior Researcher

Sigmund Freud University, Milano

Socially assistive robots are increasingly recognized as promising tools to support children with disabilities in clinical and educational contexts. However, their integration into real-world settings remains limited by a gap between research findings and everyday practice.

This presentation outlines a decade-long research and innovation program led by AIAS Bologna Onlus, designed to bridge this gap by systematically translating research into service development.

Through a series of applied studies, the program explored how humanoid robots can enhance engagement in behavioral interventions, support inclusive education, assess cognitive functioning, and enable remote assistance for children with neurodevelopmental conditions. Projects like the Robot Valley initiative, a network of schools using robots to co-create inclusive learning activities, exemplify how evidence can inform structured, scalable services. By combining experimental design with collaborative implementation, this work highlights how socially assistive robotics can be effectively embedded within disability and inclusion services to promote participation, learning, and well-being.

Model Predictive Control for Autonomous Navigation of Smart Wheelchairs Using Ultra-wideband Sensors

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

Abstract—In this paper, we present a sensor-based control method to stabilize a power wheelchair to a learned reference pose, using low-cost ultra-wideband (UWB) radio modules. It exploits range-domain differences to mitigate the effects of uncalibrated biases and anchor node position inaccuracies, and robust estimation to handle multipath and non-line-of-sight signal propagation. The obtained relative pose estimate is used as a feedback for a stabilizing nonlinear model predictive controller (NMPC). Exploiting the formalism of the NMPC, input control constraints are integrated, accounting for acceptability and user comfort. We have validated our method through experiments with a power wheelchair equipped with UWB sensors, in various adverse conditions, with a final position error of a few centimeters. Compared to a global pose-based method, the proposed approach yields significantly better results in terms of final pose error and stabilization time.

Keywords—Sensor-based control, smart wheelchair, ultra-wideband

I. INTRODUCTION

Power wheelchair (PW) users may experience difficulties performing daily maneuvering tasks, as it requires dedicated driving skills. People with cognitive disorders may not even be authorized to use a PW [1]. Autonomous PW navigation is thus a relevant problem [2], as impaired mobility may lead to social isolation, anxiety and depression [3]. Even considering the empty-PW autonomous navigation, the independence of the user could be increased, as tasks such as docking the PW to a charging station would not rely on an occupational therapist.

Autonomous control of a PW is a challenging problem, e.g., due to disturbances introduced by steering wheels, or different tire inflation for the two differentially driven wheels. It has been addressed for autonomous corridor following and doorways passing [4], using an image-based visual servoing scheme. More recently, autonomous PW navigation has been widely studied using *nonlinear model predictive control* (NMPC), as it inherently handles constraints such as physical actuator limitation, and is well suited to shape the behavior of the system. In the context of PW autonomous control, the NMPC formalism is also well suited for integrating user comfort as a set of constraints [5].

Solutions toward PW autonomous navigation using NMPC have been proposed, e.g., for path following [5], or trajectory tracking [6]. The safety of the task can be ensured by integrating obstacle collision avoidance into the NMPC formulation. It is handled either as a soft constraint within the objective cost function [7], or both soft and hard constraints [8].

The design of a fully autonomous system would also require stabilization of the PW at a target pose. A typical case would be the transfer of a PW user from the platform to its bed. The PW should be positioned at a specific position and angle next to the bed, according to the needs of the user. Following the transfer, the PW could autonomously proceed to a docking task at a charging station. The stabilization problem has been widely addressed in the field of NMPC, e.g., for nonholonomic robots [9]. To the best of our knowledge, the stabilization problem of a PW using NMPC has only been tackled in [7], in which the target is generated by the user via a brain-machine interface. However, the PW orientation is not considered in this work.

Furthermore, NMPC strategy relies on both an accurate nonlinear model to predict the behavior of the PW, as well as its precise pose estimation. In autonomous PW control, this pose estimation is handled using sensors such as 2-D [7] or 3-D LiDARs [10], and depth cameras [11]. Since PWs are not initially designed to be equipped with such sensors, their integration into the platform usually requires a cumbersome system, which may reduce the acceptability of the proposed solutions. Also, the cost of the final solution is an important criterion [3], hence the importance of using low-cost and discreet sensors. In this paper, we propose a NMPC controller for the stabilization of a PW using a set of low-cost ultra-wideband (UWB) sensors to estimate the PW pose error.

A typical setup for indoor positioning using UWB sensors consists of a set of fixed anchor nodes communicating with mobile nodes (tags). The distance between a tag and an anchor is determined using methods such as two-way ranging [12]. UWB based positioning has been widely studied in the context of ground robots [13], and aerial robotics [14].

Precise indoor positioning based on UWB range measure-

ments is a challenging problem, as the measurements are affected by factors such as intrinsic UWB noise, non-line-of-sight (NLOS) and multipath signal propagation, biases of radio modules, and anchor position accuracy. State-of-the-art approaches are designed to handle the case of NLOS signal propagation in multipath environments [15], [16], but their precision is dependent on the accuracy of the anchor positions and the calibration of each radio module's bias. When relative positioning is considered, differential UWB measurements can be used to mitigate the effects of these factors [17]. This is the approach we propose in this paper.

We aim to stabilize a PW to a previously learned reference pose. That is, the UWB range measurements have been recorded by the user, potentially helped by an occupational therapist, in a rehabilitation center or at the PW user's home. A typical case would be the recording of UWB reference measurements when the PW is located in an ideal transfer pose, next to the bed of the PW user. Following the principle of pose-based visual servoing [18], this goal is achieved in a two-step process. It first provides a robust pose error estimate from range-domain differences. An NMPC controller is then implemented to stabilize this pose error to zero.

By using an approach based on range differences, the time-consuming tasks of accurately mapping the anchor positions and calibrating the radio modules can be avoided, as these error factors cancel out in the differences. This simplifies and reduces the cost of deploying the system.

Although it is outside the scope of this paper, it is important to mention that a low-cost, easy-to-integrate fully autonomous navigation system could be proposed based on our method, by integrating obstacle avoidance using a set of infrared time-of-flight sensors, as in [1].

This paper is organized as follows. After introducing PW kinematics and UWB ranging models, the robust relative pose estimation method is presented. Then, the nonlinear model predictive controller is detailed. Finally, experimental results with a PW equipped with UWB sensors are presented.

II. PROBLEM STATEMENT

A. Wheelchair Model

The PW configuration in the world frame $\mathcal{F}_W$ is denoted $\mathbf{q} = (x, y, \theta)^T$ where (x, y) are the coordinates of the PW's center of rotation, and θ is the heading angle between the frame $\mathcal{F}_W$ and the local frame attached to the PW $\mathcal{F}_R$. A PW can be modeled as a unicycle robot, hence matching nonholonomous constraints. The two control inputs $\mathbf{u}$ related to the PW are its linear (resp. angular) velocity, denoted v (resp. ω). The continuous-time model of the PW is thus given by

$$f(\mathbf{q}(t), \mathbf{u}(t)) = \begin{cases} \dot{x}(t) = v(t) \cdot \cos \theta(t) \\ \dot{y}(t) = v(t) \cdot \sin \theta(t) \\ \dot{\theta}(t) = \omega(t). \end{cases} \quad (1)$$

B. UWB Ranging Model

A set of UWB anchors is installed in a room, and distance measurements to UWB tags installed on the PW are performed. A system overview is presented in Fig. 1.

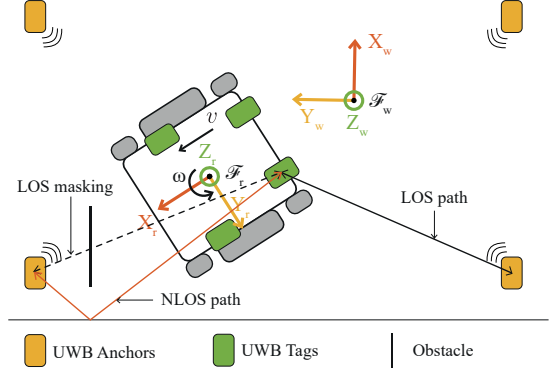


Figure 1. System Overview. Each UWB tag (green) measures its distance to each anchor (yellow). Range measurements can be affected by multipath or NLOS propagation.

Let n_T be the number of tags installed on the PW, and n_A the number of anchors. We denote T_i , $i \in \{1, \dots, n_T\}$, the i^{th} tag, and A_j , $j \in \{1, \dots, n_A\}$, the j^{th} anchor. The coordinates of a tag T_i , expressed in $\mathcal{F}_R$, are denoted ${}^R\mathbf{x}_{T_i} = ({}^R x_{T_i}, {}^R y_{T_i}, {}^R z_{T_i})$. The coordinates of T_i in $\mathcal{F}_W$, denoted $\mathbf{x}_{T_i} = (x_{T_i}, y_{T_i}, z_{T_i})$, can be expressed as a function of the PW configuration:

$$\mathbf{x}_{T_i}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} x + {}^R x_{T_i} \cos \theta - {}^R y_{T_i} \sin \theta \\ y + {}^R x_{T_i} \sin \theta + {}^R y_{T_i} \cos \theta \\ {}^R z_{T_i} \end{pmatrix}. \quad (2)$$

The fixed coordinates of an anchor A_j in $\mathcal{F}_W$ are denoted $\mathbf{x}_{A_j} = (x_{A_j}, y_{A_j}, z_{A_j})$. The measured range between T_i and A_j is denoted $s_{i,j}$ and is defined as

$$s_{i,j} = \|\mathbf{x}_{T_i}(\mathbf{q}) - \mathbf{x}_{A_j}\|_2 + \beta_{i,j}, \quad (3)$$

where $\beta_{i,j}$ is the range measurement error.

III. ROBUST RELATIVE POSE ESTIMATION FROM UWB RANGE DIFFERENCES

A. Observation Model

Let us denote $\mathbf{s}^*$, the vector of desired UWB range measurements recorded at the desired reference PW pose $\mathbf{q}^*$. We define $\mathcal{F}_G$ as the fixed frame attached to $\mathbf{q}^*$ (both in position and orientation). The positions of the anchors in the frame $\mathcal{F}_G$ are denoted ${}^G\mathbf{x}_{A_j}$. Assuming that each anchor position is known in $\mathcal{F}_W$, and that an estimate $\hat{\mathbf{q}}^*$ of $\mathbf{q}^*$ is available, an estimation of ${}^G\mathbf{x}_{A_j}$ can be obtained.

Our method seeks to estimate the relative pose ${}^G\mathbf{q}$ of the PW in the frame $\mathcal{F}_G$. Let us denote $s_{th}({}^G\mathbf{q})$, the vector of all theoretical ranges

$$s_{th,i,j}({}^G\mathbf{q}) = \|{}^G\mathbf{x}_{T_i}({}^G\mathbf{q}) - {}^G\mathbf{x}_{A_j}\|_2 \quad (4)$$

between the pairs of anchors/tags, when the PW is located at ${}^G\mathbf{q}$.

The observation model is expressed as the difference between theoretical range measurements at a given relative pose ${}^G\mathbf{q}$, and theoretical range measurements $\mathbf{s}_{th}^*$ at the learned reference pose:

$$\mathbf{h}({}^G\mathbf{q}) = \mathbf{s}_{th}({}^G\mathbf{q}) - \mathbf{s}_{th}^*. \quad (5)$$

B. Robust Relative Pose Estimator

We aim to provide, at each measurement epoch k , an estimate ${}^G\hat{\mathbf{q}}_k$ of the relative PW pose ${}^G\mathbf{q}_k$ using range measurement differences

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{s}_k - \mathbf{s}^*. \quad (6)$$

The residuals with respect to the observation model are

$$\mathbf{r}({}^G\mathbf{q}) = \mathbf{y}_k - \mathbf{h}({}^G\mathbf{q}). \quad (7)$$

We denote $r_{i,j}({}^G\mathbf{q})$, the residual of the range measurement between the i^{th} tag and the j^{th} anchor.

The Huber M-estimation method is used to provide the estimate ${}^G\hat{\mathbf{q}}_k$, from the observation model and observed range differences. The relative pose estimation problem is then cast into an optimization problem of the form

$${}^G\hat{\mathbf{q}}_k = \arg \min_{{}^G\mathbf{q}} \sum_{(i,j)} L_\delta(r_{i,j}({}^G\mathbf{q})) \quad (8)$$

where L_δ is the Huber loss function [19], with an adjustment parameter δ . This robust estimator is particularly effective at rejecting outliers, such as those caused by multipath or NLOS signal measurements. UWB range outliers are generally positive, but due to the differencing, outliers in $\mathbf{y}_k$ can be either positive (outlier in the current measurement $\mathbf{s}_k$) or negative (outlier in the reference range $\mathbf{s}^*$), necessitating a symmetric loss function.

The problem (8) is solved using the iteratively reweighted least squares (IRLS) method with the Gauss-Newton iteration. The Huber loss weight update rule at the l^{th} iteration is given by

$$w(r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)) = \begin{cases} 1 & \text{if } |r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)| \leq \delta, \\ \frac{\delta}{|r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)|} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

Denoting $\mathbf{W}_l = \text{diag}[w(r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l))]$ the diagonal weighting matrix at the l^{th} iteration, the iterative solution to the problem (8) is given by

$${}^G\hat{\mathbf{q}}_{l+1} = {}^G\hat{\mathbf{q}}_l + (\mathbf{H}_l^T \mathbf{W}_l \mathbf{H}_l)^{-1} \mathbf{H}_l^T \mathbf{W}_l \mathbf{r}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l) \quad (10)$$

where $\mathbf{H}_l$ is the Jacobian of the observation model at the l^{th} iteration:

$$\mathbf{H}_l = \left. \frac{\partial \mathbf{h}}{\partial {}^G\mathbf{q}} \right|_{{}^G\hat{\mathbf{q}}_l} \quad (11)$$

The relative pose ${}^G\hat{\mathbf{q}}_k$ computed from range-domain differences is then sent to the NMPC controller to be stabilized to zero.

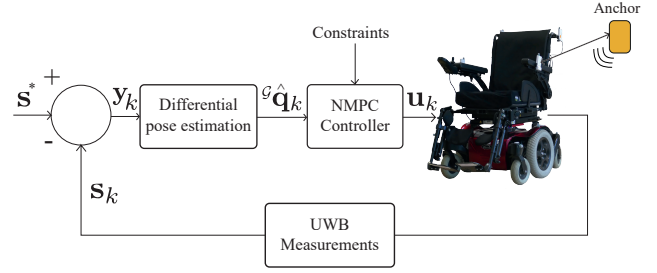


Figure 2. Range-domain differences NMPC control scheme.

IV. NONLINEAR MODEL PREDICTIVE CONTROL

A. Control Architecture

The NMPC consists in computing the control input by solving, at each sampling time k , a constrained optimal control problem over a finite prediction horizon N_p . At each iteration, the relative PW pose estimated from our method is used as an initial state for the NMPC. Starting from this initial state, the behavior of the system is predicted over the horizon N_p , with respect to the PW model described in section II-A. This information is used to obtain a control input sequence $\tilde{\mathbf{u}}$ by minimizing an objective cost function J . Considering model uncertainties, as well as potential disturbances, only the first input control of $\tilde{\mathbf{u}}$ is applied to the PW. The procedure is then repeated at the next sampling time with an updated PW pose estimate and a shifted prediction horizon. An overview of our control scheme is shown in Fig. 2.

B. Constraint Handling

The optimal control problem solved at each sampling time is subject to constraints on input control variables and model states. Constraints on input control variables are used for both consistency with the physical actuator limitations of the platform, as well as for designing an acceptable behavior of the system. Also, constraints should be designed with a user-centered approach, hence considering the comfort of the potential user in the PW during the stabilization task.

In our application, input control variables are constrained both in terms of linear and angular velocities,

$$\mathbf{u}_{min} \leq \mathbf{u} \leq \mathbf{u}_{max} \quad (12)$$

and in terms of linear and angular accelerations,

$$\Delta \mathbf{u}_{min} \leq \Delta \mathbf{u} \leq \Delta \mathbf{u}_{max} \quad (13)$$

The set of admissible input controls with respect to (12) and (13) is denoted $\mathbb{U}$.

C. Mathematical Formulation

The constrained optimization problem is expressed as

$$\min_{\mathbf{u}} J = \sum_{i=1}^{N_p} \left\| {}^G\mathbf{q}_{i|k} \right\|_{\mathbf{Q}}^2 + \left\| \mathbf{u}_{i|k} \right\|_{\mathbf{R}}^2 \quad (14)$$

subject to:

$${}^G\mathbf{q}_{i+1|k} = f({}^G\mathbf{q}_{i|k}, \mathbf{u}_{i|k}), \quad {}^G\mathbf{q}_{0|k} = {}^G\mathbf{q}_k \quad (15)$$

$$\mathbf{u}_{i|k} \in \mathbb{U}, \quad i \in \{1, \dots, N_p\} \quad (16)$$

where ${}^G\mathbf{q}_{0|k}$ is the relative pose estimate at sampling time k , set as the initial state. ${}^G\mathbf{q}_{i|k}$ is the predicted state at the i^{th} step of the prediction horizon, from sampling time k . Its prediction is performed using the nonlinear evolution model f described in section II-A. The control inputs at the i^{th} step from time k , denoted $\mathbf{u}_{i|k}$ are constrained in the set $\mathbb{U}$. The weighting matrices $\mathbf{Q}$ and $\mathbf{R}$ are symmetric positive definite, and are set to shape the PW behavior.

D. NMPC Implementation

Designing an autonomous PW navigation system requires a smooth and slow system behavior. Indeed, a fast system is not acceptable in a rehabilitation center, or in a PW user's home. The control input constraints were set to $v_{max} = 0.25 \text{ m s}^{-1}$ and $a_{max} = 0.2 \text{ m s}^{-2}$ for linear velocity and acceleration, and to $\omega_{max} = 0.25 \text{ rad s}^{-1}$ and $\alpha_{max} = 0.1 \text{ rad s}^{-2}$ for angular velocity and acceleration. As a consequence, the resolution time in the NMPC controller has to be limited to be able to predict small maneuver trajectories despite small velocity values. We have limited the resolution time to 200 ms, hence a controller frequency of 5 Hz. The prediction horizon was set to $N_p = 20$ in order to predict as far as possible in time, while ensuring a convergence of the COBYLA algorithm within the resolution time. The weighting matrices in the objective cost function are set to $\mathbf{Q} = \text{diag}[1, 2, 1]$ and $\mathbf{R} = \text{diag}[0.5, 0.5]$.

Results of our NMPC controller implementation, using our robust range-domain differences based relative positioning method, are discussed in the following section.

V. EXPERIMENTAL RESULTS

A. Experimental Setup

The PW used in the experiments is an off-the-shelf PW from the Medical Sunrise company. Such a PW has six wheels, two of which are differentially actuated, whereas the four others are caster wheels. Four UWB tags are integrated to the PW, as shown in Fig. 3. Four UWB anchors are set in the corners of the room. The UWB sensors are Qorvo DWM1001 development kits, providing range measurements at a 10 Hz rate. A motion capture setup with eight Qualisys cameras provides a PW pose ground truth at a 100 Hz rate.

Our method was validated by performing the stabilization task at reference poses under four conditions:

- 1) An uncluttered environment, with precise anchor position estimation (namely, *I* for *Ideal conditions*).
- 2) An uncluttered environment, with poor anchor position estimation (namely, *P* for *anchor Positions*). 10 cm of error was added to the precise anchor positions.
- 3) A cluttered environment (see Fig. 3 where the television and the survival blanket mask LOS signal propagation), with poor anchor position estimation (namely, *PC* for *anchor Positions and Cluttered environment*).

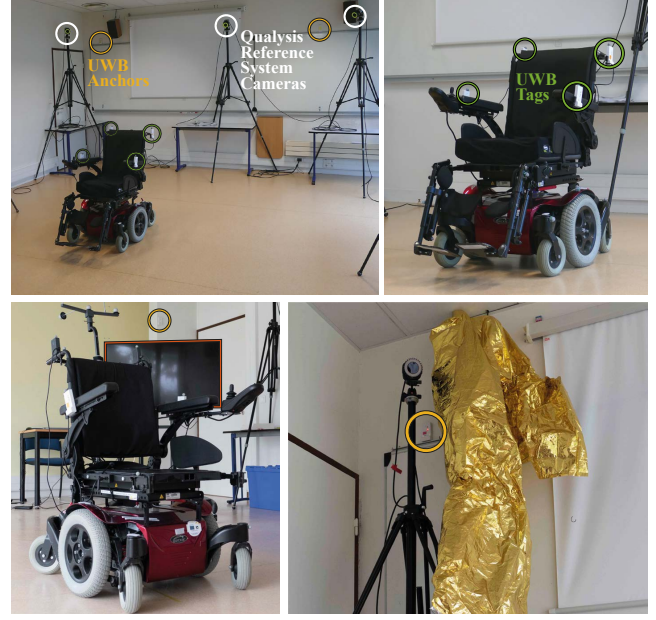


Figure 3. Experimental setup, both in uncluttered (top) and cluttered (bottom) environments. The television and survival blanket are set in a way that masks the line-of-sight signal propagation condition with two out of four anchors.

- 4) An uncluttered environment, with poor anchor position estimation, and a faulty anchor (namely, *PF* for *anchor Positions and Faulty anchor*).

Two tasks were defined and executed for each condition. The first task consisted in stabilizing the PW to a pose $\mathbf{q}_{centre}^*$, at the center of the room, starting from an initial pose $\mathbf{q}_{centre}^0$. Respectively, the second task consisted in stabilizing the PW to a pose $\mathbf{q}_{edge}^*$, at the edge of the room, starting from an initial pose $\mathbf{q}_{edge}^0$. These poses were recorded using the motion capture system.

Our range-domain differences based NMPC was used to perform both tasks, under all four experimental conditions. In what follows, our proposed NMPC controller will be referred to as NMPC-rdd (for *range-domain differences*). A comparison was made with an NMPC controller that uses a global pose, expressed in $\mathcal{F}_W$, as feedback for the control law. This global pose is estimated using UWB range measurements, with a robust M-estimation technique. In the following, this controller is referred to as NMPC-p (for *pose NMPC*).

Both controllers were tested by conducting ten trials per controller, for the two tasks, for each condition. Hence, a total of 160 trials were conducted to compare and evaluate the performance of both the NMPC-rdd and NMPC-p controllers.

For each experimental condition, and for each task (center and edge of the room), the PW was manually driven to the corresponding reference pose. The UWB reference range measurements s^* were obtained by averaging measured ranges for 10 seconds to mitigate the effect of noise of the sensors. An estimate pose $\hat{\mathbf{q}}^*$, expressed in $\mathcal{F}_W$, was then computed from s^* . The positions of the anchors in the reference frame

$\mathcal{F}_G$ were then estimated from the positions of the anchors in $\mathcal{F}_W$, and $\hat{\mathbf{q}}^*$. For the three experimental conditions P, PC and PF, the same anchor position estimation error of ± 10 cm has been introduced on both x -axis and y -axis.

B. NMPC Results

In this section, we compare the proposed NMPC-rdd controller (described in section IV-D) with the world frame pose-based NMPC-p controller. Both controllers use the same tuning of the objective cost function, as well as the same constraint parameters.

The trajectories followed by the PW for the two different tasks (center and edge of the room), under the experimental condition PC, are shown in Fig. 4. Graphics (a) and (c) represent trajectories resulting from our NMPC-rdd controller, whereas (b) and (d) represent trajectories resulting from the NMPC-p controller. Considering the stabilization at the center of the room ((a) and (b)), the NMPC-p controller provides more scattered trajectories. It also provides larger maneuvers at the end of the stabilization task. Our NMPC-rdd controller provides smoother trajectories, with fewer maneuvers. This is even clearer when considering the stabilization at the edge of the room ((c) and (d)). It is also important to notice that none of the trials, for condition PC, using the NMPC-p controller, had stabilized the PW under one minute.

Fig. 5 shows linear and angular velocities for a trial in condition I, using the NMPC-rdd controller, along with the control input constraints. It can be observed that these constraints are not violated during the execution of the stabilization task. This is the case for all trials conducted in the experiments. The constraints on linear and angular accelerations are also always respected.

In Table I, the mean and standard deviation values of the final planimetric error, final absolute orientation error, and stabilization time are reported. It shows a decrease in performance toward the edge of the room, which can be attributed to poorer geometric conditions. In both tasks, the proposed NMPC-rdd controller consistently outperforms the NMPC-p controller in the final positioning error (both position and orientation) in all experimental conditions. Only the PF condition at the edge of the room presents a slightly higher mean final planimetric error than NMPC-p, but with a faster stabilization time. Stabilization times of both methods are similar for the center of the room stabilization task, but our method is significantly faster for the edge of the room task.

For comparison, 10 trials using an ideal controller with the ground truth motion capture pose as NMPC input for the center stabilization task resulted in mean performance figures of 1.6 cm, 2.7° , and 19.4 s. Our NMPC-rdd method achieved a mean performance of 4.2 cm, 4.3° , and 31.2 s across the four conditions for the same task. The slightly lower accuracy and the longer stabilization time are primarily due to UWB range measurement errors.

VI. CONCLUSION

In this paper, we present a low-cost, robust UWB range-based control method for a power wheelchair. This sensor-

based approach leverages reference range measurements learned at a reference pose specified by the user.

A differential relative pose estimator mitigates the effects of uncalibrated biases and imprecise anchor positions, while a robust estimation scheme rejects multipath and NLOS erroneous measurements. The estimated pose error is then fed into an NMPC controller, designed for autonomous power wheelchair stabilization. The NMPC formalism incorporates input control constraints that account not only for physical actuator limitations but also for user comfort and acceptability.

Experimental validation was conducted using an off-the-shelf power wheelchair in various indoor conditions. The results demonstrated good final position accuracy, within a few centimeters, which meets the intended usage requirements, such as autonomous positioning for user transfer from the wheelchair to a bed adapted to their specific needs. Compared to a global pose-based method, the proposed approach provides smoother trajectories with fewer maneuvers and significantly better results in terms of final pose error.

Our method is particularly suited to the constraints of power wheelchair use, offering an alternative to conventional autonomous navigation frameworks such as SLAM-based methods, which are challenging to apply to wheelchair navigation assistance in real-world conditions. The instrumentation of the wheelchair is simplified as UWB sensors are low-cost and discreet. Furthermore, our method represents a step toward autonomous wheelchair navigation as it takes into account acceptability, a key factor for assistive technology adoption. On one hand, it is easily integrable into environments such as rehabilitation centers or home settings. On the other hand, it allows for further developments, such as the NMPC approach for designing new cost functions and constraints. This will enable the creation of control profiles more precisely tailored to user needs and the integration of existing low-cost collision avoidance sensors.

REFERENCES

- [1] 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.
- [2] J. Leaman and H. M. La, "A comprehensive review of smart wheelchairs: past, present, and future," *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 4, pp. 486–499, 2017.
- [3] R. C. Simpson, "Smart wheelchairs: A literature review," *Journal of rehabilitation research & development*, vol. 42, no. 4, 2005.
- [4] F. Pasteau, V. K. Narayanan, M. Babel, and F. Chaumette, "A visual servoing approach for autonomous corridor following and doorway passing in a wheelchair," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 75, pp. 28–40, 2016.
- [5] V. T. Nguyen, C. Sentouh, P. Pudlo, and J.-C. Popieul, "Path following controller for electric power wheelchair using model predictive control and transverse feedback linearization," in *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. IEEE, 2018, pp. 4319–4325.
- [6] M. Yuan, Y. Wang, L. Li, T. Chai, and W. T. Ang, "Safety-based speed control of a wheelchair using robust adaptive model predictive control," *IEEE Transactions on Cybernetics*, vol. 54, no. 8, pp. 4464–4474, 2023.
- [7] 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 *2024 European Control Conference (ECC)*. IEEE, 2024, pp. 3582–3587.

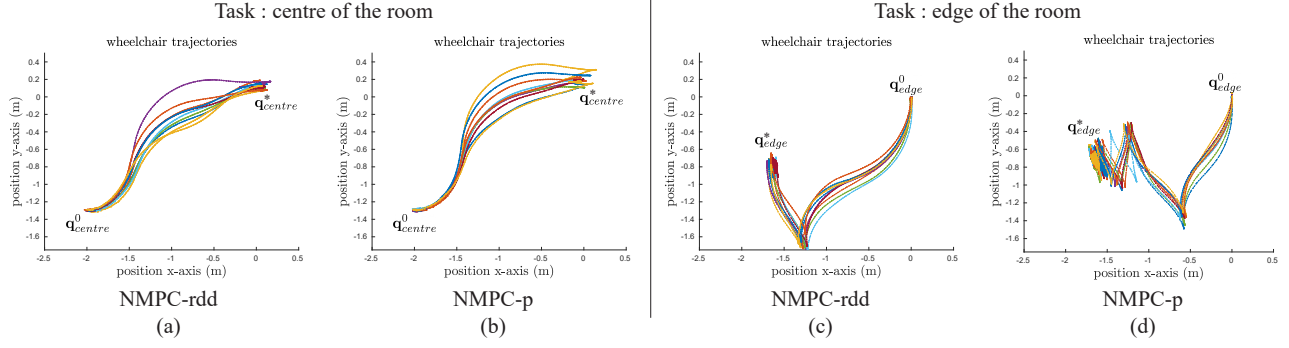


Figure 4. Trajectories followed by the PW for the two tasks (center and edge of the room), under experimental condition PC, for both range-domain differences based ((a) and (c)) and global pose based ((b) and (d)) NMPC controllers.

Table I
MEAN AND STANDARD DEVIATION VALUES OF THE FINAL PLANIMETRIC ERROR, ABSOLUTE FINAL ORIENTATION ERROR, AND STABILIZING TIME, FOR BOTH CONTROLLERS, FOR THE TWO TASKS, UNDER ALL EXPERIMENTAL CONDITIONS. BEST RESULTS ARE DISPLAYED IN BOLD.

Task		centre				edge			
Condition		I	P	PC	PF	I	P	PC	PF
Mean final planimetric error (cm)	NMPC-rdd	5.8 $\sigma=1.5$	4.9 $\sigma=2.6$	2.2 $\sigma=1.2$	3.9 $\sigma=3.2$	3.7 $\sigma=2.5$	8.3 $\sigma=6.1$	12.6 $\sigma=2.1$	19.0 $\sigma=9.4$
	NMPC-p	9.3 $\sigma=3.5$	19.4 $\sigma=3.6$	21.3 $\sigma=3.0$	19.0 $\sigma=3.4$	11.2 $\sigma=3.6$	23.0 $\sigma=8.6$	22.3 $\sigma=4.2$	17.2 $\sigma=3.5$
Mean absolute final orientation error (deg)	NMPC-rdd	2.4 $\sigma=2.4$	7.1 $\sigma=4.3$	1.8 $\sigma=1.2$	5.9 $\sigma=1.4$	2.3 $\sigma=1.3$	3.4 $\sigma=3.5$	4.2 $\sigma=1.2$	3.4 $\sigma=2.6$
	NMPC-p	2.4 $\sigma=2.1$	7.1 $\sigma=2.9$	2.6 $\sigma=1.3$	8.9 $\sigma=3.1$	13.2 $\sigma=7.9$	7.2 $\sigma=5.9$	8.8 $\sigma=3.7$	5.2 $\sigma=1.8$
Mean stabilizing time (s)	NMPC-rdd	36.5 $\sigma=13.2$	31.3 $\sigma=12.8$	27.5 $\sigma=7.1$	29.6 $\sigma=5.8$	46.6 $\sigma=18.5$	43.0 $\sigma=12.7$	60.6 $\sigma=25.5$	33.6 $\sigma=7.1$
	NMPC-p	24.9 $\sigma=3.7$	28.0 $\sigma=6.3$	25.7 $\sigma=4.0$	27.3 $\sigma=5.7$	96.1 $\sigma=16.8$	73.6 $\sigma=19.6$	100.0 $\sigma=18.9$	64.5 $\sigma=24.4$

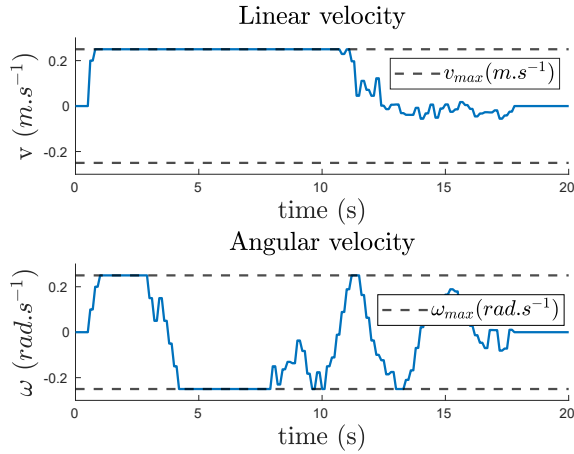


Figure 5. Linear and angular velocities, for a trial in an uncluttered environment, with a precise estimation of the position of the anchors (condition I), using the range differences based NMPC controller. Linear and angular velocity constraints are represented by black dotted lines.

- [8] E. Ceravolo, M. Gabellone, M. Farina, L. Bascetta, and M. Matteucci, "Model predictive control of an autonomous wheelchair," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 50, no. 1, pp. 9821–9826, 2017.
- [9] Z. Li, C. Yang, C.-Y. Su, J. Deng, and W. Zhang, "Vision-based model predictive control for steering of a nonholonomic mobile robot," *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 24, no. 2, pp. 553–564, 2015.
- [10] 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 *2024 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*. IEEE, 2024, pp. 504–509.
- [11] 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.
- [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] 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)*. IEEE, 2023, pp. 1954–1960.
- [14] M. W. Mueller, M. Hamer, and R. D'Andrea, "Fusing ultra-wideband range measurements with accelerometers and rate gyroscopes for quadcopter state estimation," in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2015, pp. 1730–1736.
- [15] 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.
- [16] J. González, J.-L. Blanco, C. Galindo, A. Ortiz-de Galisteo, J.-A. Fernández-Madrugal, 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.
- [17] T.-M. Nguyen, A. Hanif Zaini, C. Wang, K. Guo, and L. Xie, "Robust target-relative localization with ultra-wideband ranging and communication," in *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2018, pp. 2312–2319.
- [18] F. Chaumette and S. Hutchinson, "Visual servo control. i. basic approaches," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 13, no. 4, pp. 82–90, 2006.
- [19] P. J. Huber, "Robust estimation of a location parameter," *The Annals of Mathematical Statistics*, vol. 35, no. 1, pp. 73–101, 1964.

Surveillance de la Fatigue des Utilisateurs de Fauteuils Roulants Électriques en Temps Réel

Mokhtari Mohamed Rayane
Université Paris 8
mokhtari.mohamedrayane@gmail.com

Abstract—L'autonomie croissante des fauteuils roulants électriques (FRE) les transforme en véritables véhicules motorisés, rendant la vigilance des utilisateurs essentielle pour éviter les accidents. Cependant, peu de solutions existent pour surveiller la fatigue des conducteurs de FRE, malgré les risques accrus liés aux contraintes physiques et médicales.

Cet article présente **Wheely**, un système embarqué de surveillance de la fatigue basé sur l'analyse faciale en temps réel. Grâce à un Raspberry Pi 5 et une caméra montée sur le fauteuil, notre approche détecte les *clignements prolongés* (EAR), *bâillements* (MAR) et *inclinaisons de tête* en utilisant MediaPipe et OpenCV. En cas de somnolence, une alerte multimodale (LED et haut-parleur) est déclenchée et un flux vidéo est transmis à une application mobile pour les aidants.

Les tests en conditions réelles montrent une précision de 85,7 % et une latence moyenne de 4 secondes, soulignant le potentiel de ce système non intrusif pour améliorer la sécurité des utilisateurs de FRE.

Index Terms—Fauteuil roulant électrique, détection de fatigue, surveillance en temps réel, drowsiness detection, MediaPipe, dlib, Raspberry Pi.

I. INTRODUCTION

La mobilité accrue offerte par les fauteuils roulants électriques (FRE) améliore l'autonomie des personnes en situation de handicap moteur. Cependant, elle s'accompagne d'un risque accru d'accidents, notamment en cas de baisse de vigilance due à la fatigue. Une perte d'attention ou un endormissement peut entraîner des collisions, des sorties de route ou des chutes dangereuses, exposant l'utilisateur à des blessures graves.

Les statistiques illustrent l'ampleur de ce problème. Selon *Statistique Canada*, en 2019, près de **1 300 hospitalisations** ont été enregistrées à la suite d'accidents impliquant des fauteuils roulants motorisés [1]. Aux États-Unis, une étude a révélé que sur les **5 000 piétons** décédés chaque année dans un accident de la route, **1,5 %** étaient en fauteuil roulant [2]. De plus, une recherche publiée dans la revue *Injury Prevention* indique que les blessures les plus courantes sont les **fractures, contusions et traumatismes crâniens**, soulignant la gravité de ces incidents [3].

Si la détection de la fatigue est bien étudiée dans le domaine automobile, peu de recherches se sont intéressées aux utilisateurs de FRE. Pourtant, ces derniers sont souvent plus vulnérables en raison de contraintes physiques et médicales spécifiques. Il est donc crucial de développer des solutions adaptées, capables de surveiller en temps réel l'état de vigilance des utilisateurs et d'émettre des alertes en cas de fatigue.

Cet article présente **Wheely**, un système embarqué de surveillance de la fatigue basé sur l'analyse en temps réel des **signes faciaux comportementaux**. À l'aide d'un **Raspberry Pi 5** et d'une caméra fixée sur le fauteuil, notre approche détecte trois indicateurs clés :

- **Clignements prolongés des yeux** (*Eye Aspect Ratio, EAR*) — indicateur de somnolence.
- **Bâillements fréquents** (*Mouth Aspect Ratio, MAR*) — signe de fatigue avancée.
- **Inclinaison anormale de la tête** — indicatif d'une perte de vigilance.

Ces indicateurs sont extraits en temps réel grâce aux bibliothèques **MediaPipe** et **OpenCV**. Lorsqu'un état de fatigue est détecté, une **alerte multimodale** est déclenchée : une LED clignote et un signal sonore est diffusé via un haut-parleur Bluetooth. En parallèle, un **flux vidéo** est transmis à une application mobile afin de permettre aux aidants de superviser l'état de l'utilisateur à distance.

Les principales contributions de ce travail sont :

- Une solution **embarquée et légère**, adaptée aux fauteuils roulants électriques.
- Une **analyse multimodale** combinant clignements des yeux, bâillements et inclinaison de tête.
- Une **alerte locale visuelle et sonore**, assurant une réaction immédiate.
- Une **supervision à distance** via le streaming vidéo sur une application mobile.

Cet article est structuré comme suit : la section II présente l'état de l'art sur la détection de la fatigue. La section III détaille l'architecture matérielle et logicielle du système. La section IV expose les résultats expérimentaux obtenus lors de tests en conditions réelles, ainsi que les limitations du système et les perspectives d'amélioration.

II. ÉTAT DE L'ART

A. Surveillance des signes physiologiques

La détection de la somnolence repose historiquement sur l'analyse des paramètres physiologiques, notamment dans le domaine automobile pour prévenir les accidents liés à l'endormissement des conducteurs. Parmi ces paramètres, les signaux électroencéphalographiques (EEG), la fréquence cardiaque (HR) et la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) ont été largement étudiés. Ces méthodes permettent de détecter avec précision les fluctuations de l'état de vigilance. Par

exemple, Lin *et al.* [4] ont proposé un système basé sur l'EEG combiné à une analyse par composantes indépendantes (ICA) pour estimer l'état de somnolence des conducteurs.

D'autres études ont exploré l'utilisation de la réponse galvanique de la peau (GSR) et de la fréquence respiratoire pour mesurer les changements d'état de vigilance [5]. Ces capteurs, bien qu'efficaces, peuvent s'avérer intrusifs, en particulier pour les signaux EEG nécessitant des électrodes sur le crâne. Cependant, d'autres capteurs physiologiques comme ceux mesurant l'activité cardiaque ou électrodermale peuvent aujourd'hui être intégrés à des dispositifs discrets tels que des montres connectées. Ainsi, dans une approche multimodale, l'ajout de ces capteurs non-invasifs pourrait compléter utilement les informations visuelles, sans compromettre le confort de l'utilisateur. Dans le cadre des fauteuils roulants électriques, ces méthodes soulèvent des défis en termes d'ergonomie et d'acceptabilité par les utilisateurs.

B. Détection par analyse des caractéristiques faciales

Face aux limitations des capteurs physiologiques, des approches basées sur la vision par ordinateur ont été développées pour surveiller les signes comportementaux de la fatigue. Ces méthodes analysent des indicateurs tels que la fréquence de clignement des yeux, la fermeture prolongée des paupières, l'ouverture excessive de la bouche (bâillements) et l'inclinaison de la tête.

L'un des modèles les plus répandus repose sur le calcul du **Eye Aspect Ratio (EAR)**, qui quantifie le degré d'ouverture des yeux à partir des repères faciaux détectés sur une image. Un EAR inférieur à un certain seuil indique une fermeture prolongée des yeux, caractéristique de la somnolence [7]. De manière similaire, le **Mouth Aspect Ratio (MAR)** est utilisé pour détecter les bâillements en mesurant l'ouverture de la bouche.

Plusieurs études ont démontré l'efficacité de ces approches dans le domaine de la sécurité automobile. Par exemple, Mounika et al. [8] ont développé un système combinant EAR et MAR pour détecter la somnolence en temps réel. Cependant, ces systèmes sont souvent sensibles aux conditions d'éclairage, aux mouvements involontaires du sujet et aux variations morphologiques des visages, nécessitant des optimisations pour garantir une fiabilité accrue.

C. Vers une solution embarquée sur fauteuil roulant

Bien que ces technologies aient été principalement développées pour les conducteurs de véhicules automobiles, leur application aux fauteuils roulants électriques est une piste prometteuse. Les utilisateurs de fauteuils roulants, particulièrement ceux souffrant de handicaps moteurs sévères, peuvent être exposés à des risques accrus de fatigue en raison de la durée des trajets, de l'effort cognitif requis pour la conduite et de la nécessité d'une vigilance constante.

Une solution embarquée sur fauteuil roulant doit répondre à plusieurs critères pour être efficace et adaptée :

- **Non-intrusivité** : éviter l'utilisation de capteurs portés par l'utilisateur.

- **Installation facile** : privilégier une caméra discrète fixée à côté du joystick du fauteuil.
- **Traitement en temps réel** : assurer une détection rapide et fiable sur un matériel embarqué à faible consommation énergétique, tel qu'un Raspberry Pi.
- **Alerte multimodale** : offrir un retour immédiat via des signaux visuels (clignotement de LED) et sonores (diffusion audio via haut-parleur Bluetooth) pour prévenir l'utilisateur et/ou ses aidants.

Des recherches récentes sur les **fauteuils intelligents** intègrent déjà des systèmes de navigation autonome et d'assistance à la mobilité [10], mais peu d'entre eux se focalisent sur la surveillance de la fatigue du conducteur.

III. MÉTHODOLOGIE ET CONCEPTION DU SYSTÈME

A. Présentation Générale du Système

Le système proposé vise à surveiller l'état de vigilance des utilisateurs de fauteuils roulants électriques en analysant, en temps réel, des indicateurs comportementaux de fatigue à partir des traits faciaux. L'objectif est d'assurer la sécurité de l'utilisateur en déclenchant des alertes en cas de détection de somnolence, tout en offrant une supervision à distance via une application mobile. Le système est conçu pour être intégré directement sur le fauteuil roulant, avec une caméra positionnée à côté du joystick, capturant le visage de l'utilisateur.

L'algorithme d'analyse est exécuté sur un **Raspberry Pi 5**, alimenté par le fauteuil roulant via un **adaptateur XLR vers USB-C**, qui convertit les **24V du fauteuil en 5V** nécessaires au fonctionnement du Raspberry Pi. En cas de détection d'un état de fatigue, une alerte multimodale est déclenchée :

- **Alerte visuelle** : clignotement de deux LED connectées aux GPIO 17 et GPIO 18 du Raspberry Pi.
- **Alerte sonore** : diffusion d'un extrait sonore via un haut-parleur Bluetooth.

Simultanément, le flux vidéo est diffusé vers une application mobile destinée aux aidants, leur permettant d'intervenir en cas de besoin. L'utilisation d'un **serveur Flask** permet d'éviter les conflits d'accès à la caméra entre les différents modules.

B. Indicateurs de Fatigue : EAR et MAR

Deux mesures comportementales sont exploitées pour la détection de la fatigue :

- **EAR (Eye Aspect Ratio)** : mesure le rapport entre la hauteur et la largeur de l'œil. Une diminution prolongée de l'EAR signale une fermeture des paupières, indicateur de somnolence.
- **MAR (Mouth Aspect Ratio)** : mesure l'ouverture verticale de la bouche par rapport à sa largeur. Une augmentation fréquente du MAR est souvent associée aux bâillements, signe de fatigue.

Ces indicateurs sont calculés à partir des repères faciaux extraits par la bibliothèque **MediaPipe**.

$$EAR = \frac{\|P_2 - P_6\| + \|P_3 - P_5\|}{2 \times \|P_1 - P_4\|} \quad (1)$$

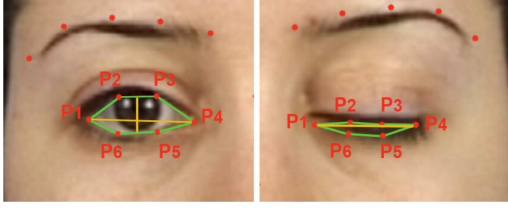


Fig. 1. Illustration des points P1 à P6 utilisés pour le calcul de l'EAR. À gauche, œil ouvert ; à droite, œil fermé. Les segments verticaux (P2-P6, P3-P5) et horizontal (P1-P4) permettent de calculer le ratio EAR.

Les points P_i sont des repères faciaux extraits automatiquement par la bibliothèque MediaPipe. Pour l'EAR, ils encadrent la forme de l'œil afin d'évaluer son degré d'ouverture. Une valeur basse et persistante de l'EAR est associée à un état de somnolence.

$$MAR = \frac{\|P_{14} - P_{18}\| + \|P_{15} - P_{17}\|}{2 \times \|P_{13} - P_{19}\|} \quad (2)$$

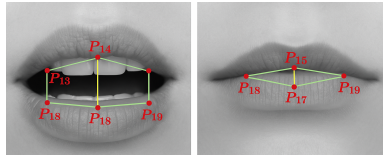


Fig. 2. Illustration des points P13 à P19 utilisés pour le calcul du MAR. Les segments verticaux (P14-P18, P15-P17) et horizontal (P13-P19) permettent de mesurer l'ouverture de la bouche.

Les points P_i utilisés pour le MAR encadrent la bouche afin de détecter son ouverture verticale. Une augmentation soudaine et répétée du MAR est souvent associée à un bâillement, indicateur de fatigue avancée.

L'algorithme surveille ces valeurs en temps réel :

- Si l'EAR descend sous un seuil prédéfini (**0.3**) pendant **25 frames consécutifs**, une alerte est déclenchée.
- Si le MAR dépasse un seuil (**0.4**) pendant **15 frames consécutifs**, une alerte est également déclenchée.

C. Composants Matériels et Logiciels

Le système repose sur une architecture optimisée pour un déploiement embarqué sur un fauteuil roulant électrique. Les principaux composants sont :

- **Raspberry Pi 5** : unité de calcul exécutant les algorithmes de détection en temps réel.
- **Caméra** : montée à côté du joystick pour filmer en permanence le visage de l'utilisateur.
- **LEDs (GPIO 17 et 18)** : utilisées pour signaler visuellement une situation de fatigue par un clignotement synchronisé.
- **Haut-parleur Bluetooth** : relié au Raspberry Pi pour émettre une alerte sonore.
- **Alimentation** : le Raspberry Pi est alimenté directement par la batterie du fauteuil via un adaptateur XLR vers USB-C.

- **Flask** : serveur léger sur le Raspberry Pi diffusant le flux vidéo vers une application mobile et fournissant l'entrée vidéo aux algorithmes de détection.
- **MediaPipe et OpenCV** : bibliothèques utilisées pour l'analyse en temps réel des repères faciaux.

D. Fonctionnalités Principales

Le système est conçu autour des trois fonctionnalités suivantes :

- **Surveillance faciale** : l'algorithme analyse en continu le flux vidéo pour détecter les signes de fatigue via le calcul de l'EAR, du MAR et l'analyse de la posture de la tête.
- **Alerte multimodale** :
 - **Visuelle** : clignotement des LED connectées aux GPIO du Raspberry Pi (alternance 0.5s ON / 0.5s OFF).
 - **Sonore** : diffusion d'un signal d'alerte via un haut-parleur Bluetooth.
- **Supervision à distance** : le flux vidéo est diffusé en continu vers une application mobile dédiée aux aidants, via le serveur Flask embarqué.

E. Gestion de la Concurrence de la Caméra

L'un des défis rencontrés lors du développement du système est la **gestion des accès à la caméra**. En effet, la caméra doit être accessible simultanément :

- Aux algorithmes de détection de la fatigue.
- À l'application mobile via le serveur Flask.

L'utilisation de **Flask** comme serveur centralisé permet d'éviter les conflits d'accès en fournissant un flux unique aux différents modules du système.

F. Application Mobile pour les Aidants

L'application mobile joue un rôle clé en ajoutant une couche supplémentaire de supervision à distance. Son objectif est de permettre à un aidant de surveiller l'état de vigilance de l'utilisateur en temps réel.

Caractéristiques techniques :

- Développée en **Java**, elle est conçue pour être intuitive et simple d'utilisation.
- Affiche en temps réel le flux vidéo transmis par le serveur Flask.
- Permet un suivi continu de l'utilisateur sans nécessiter d'intervention physique immédiate.

Évolutions prévues :

- **Ajout d'un système de notification** permettant d'alerter l'aidant lorsqu'une alerte de fatigue est déclenchée.
- **Stockage des alertes** pour un suivi à long terme de l'état de l'utilisateur.

G. Paramètres de Détection

Les seuils de détection ont été définis à partir de la littérature scientifique, puis ajustés empiriquement à l'issue des tests utilisateurs afin d'optimiser la précision du système. Les valeurs finales adoptées sont :

- **Seuil EAR** : 0.3
- **Seuil MAR** : 0.4
- **Nombre de frames consécutifs pour EAR** : 25
- **Nombre de frames consécutifs pour MAR** : 15

Cette double approche — fondée sur des bases théoriques solides et une calibration pratique — vise à garantir un bon équilibre entre réactivité du système et réduction des faux positifs.

IV. RÉSULTATS ET DISCUSSION

A. Tests Préliminaires

Des tests exploratoires ont été réalisés afin d'évaluer la capacité du système à détecter les signes de fatigue chez l'utilisateur. Ces tests ont consisté en des simulations sur une série de scénarios courants :

- **Fermeture prolongée des paupières** : Simulation d'un état de somnolence avec maintien des yeux fermés pendant plusieurs secondes.
- **Bâillements répétés** : Exécution volontaire de plusieurs bâillements pour tester la robustesse du seuil MAR.
- **Inclinaisons de la tête** : Mouvements vers l'avant, l'arrière et les côtés pour observer la précision de la détection de la posture.

Les tests ont été réalisés avec trois participants : une personne présentant un handicap moteur utilisant un fauteuil roulant au quotidien, et deux personnes valides. Chaque participant a simulé des signes de fatigue (clignements prolongés, bâillements répétés, inclinaisons de la tête) au cours de sessions de 20 minutes. Les tests ont été menés dans deux environnements : un espace intérieur à éclairage stable, et un environnement extérieur exposé à des variations de lumière naturelle. Chaque scénario a été répété 10 fois par participant. L'objectif était d'évaluer la robustesse du système face à la diversité des utilisateurs et des conditions d'usage.

Critère	Taux de Détection
Détection des fermetures prolongées des yeux	86%
Détection des bâillements	83%
Détection des inclinaisons de la tête	88%
Précision globale	85.7%
Latence moyenne du système	4 secondes

TABLE I
RÉSULTATS DES TESTS PRÉLIMINAIRES

L'analyse des résultats montre que le système est capable de détecter correctement les clignements prolongés et les bâillements dans des conditions d'éclairage normales. La détection de l'inclinaison de la tête a également donné des résultats satisfaisants, même lorsque l'utilisateur est en mouvement léger sur son fauteuil. Cependant, des limites ont été identifiées, notamment lors de mouvements brusques ou de changements rapides de position, générant quelques faux positifs.

B. Limitations

Malgré les performances encourageantes des premiers tests, certaines limitations ont été identifiées :

- **Sensibilité aux conditions d'éclairage** : Le système repose sur l'analyse visuelle et est donc affecté par des variations de lumière. Une faible luminosité ou un éclairage direct sur le visage peut altérer la précision de la détection, provoquant des erreurs de reconnaissance des repères faciaux.
- **Position de la caméra** : Bien que la fixation de la caméra à côté du joystick soit pratique, cette position peut être perturbée par des vibrations ou des mouvements de l'utilisateur, influençant la stabilité de la détection faciale. Une future amélioration pourrait inclure un support motorisé ajustable pour stabiliser la caméra et compenser les vibrations du fauteuil.
- **Seuils génériques** : Les seuils définis pour les ratios EAR, MAR et l'inclinaison de la tête sont des valeurs génériques issues de la littérature et adaptées empiriquement. Cependant, ils ne tiennent pas compte des spécificités morphologiques ou comportementales de chaque utilisateur, ce qui peut générer des erreurs de classification.
- **Latence du système** : La transmission du flux vidéo via le serveur Flask introduit une latence moyenne de **4 secondes**, ce qui peut impacter la réactivité du système, notamment dans des situations où une intervention rapide est nécessaire.

C. Perspectives d'Amélioration

Bien que le système proposé offre une détection efficace de la fatigue basée sur l'analyse des signes faciaux, plusieurs axes d'amélioration peuvent être envisagés :

- **Fusion multimodale avec des capteurs physiologiques** : Actuellement, la détection repose uniquement sur l'analyse visuelle. L'intégration de capteurs physiologiques, tels que :
 - **Capteur de fréquence cardiaque (HR)** : pour identifier des signes de stress ou de fatigue en complément des indices visuels.
 - **Capteur de conductance électrodermale (GSR - Galvanic Skin Response)** : qui permet d'évaluer le niveau d'alerte de l'utilisateur en fonction de l'activité du système nerveux autonome.

L'intégration de ces données physiologiques avec les indices comportementaux renforcerait la robustesse de la détection de la fatigue.

- **Personnalisation des seuils** : Une adaptation dynamique des seuils EAR, MAR et d'inclinaison de la tête permettrait une meilleure précision. Une calibration personnalisée pourrait être implémentée lors de la première utilisation du système, ajustant automatiquement les seuils en fonction des caractéristiques physiologiques de chaque utilisateur.
- **Optimisation de la gestion du flux vidéo** : La latence observée pourrait être réduite en remplaçant Flask par des protocoles plus optimisés pour le streaming en temps réel, tels que :

- **GStreamer** : qui permet une diffusion vidéo plus fluide avec une gestion optimisée du tampon.
- **RTSP (Real-Time Streaming Protocol)** : pour minimiser la latence entre le Raspberry Pi et l'application mobile.
- **Intégration dans un agent virtuel embarqué** : Ce système pourrait être une brique technologique intégrée à un fauteuil roulant intelligent. Inspiré des travaux de Al Shabibi *et al.* sur les **fauteuils intelligents connectés à des plateformes IoT pour la surveillance en temps réel des utilisateurs** [9], cette approche permettrait :
 - **Une interaction avec d'autres systèmes embarqués** : comme une navigation autonome adaptative selon l'état de vigilance de l'utilisateur.
 - **Un suivi à long terme** : permettant d'identifier des tendances dans les schémas de fatigue de l'utilisateur.
 - **Une intégration avec la commande vocale** : pour permettre une interaction mains libres avec le système.

Ces évolutions permettraient d'améliorer la fiabilité du système, d'élargir son champ d'application et d'accroître l'autonomie des utilisateurs de fauteuils roulants électriques.

REFERENCES

- [1] **Statistique Canada**, "Blessures associées aux fauteuils roulants motorisés," 2019.
- [2] J. D. Kraemer, R. Benton, and J. Basu, "Risk of pedestrian fatalities among wheelchair users in the United States," *BMJ Injury Prevention*, vol. 22, no. 3, pp. 210–215, 2016. DOI: 10.1136/injuryprev-2015-041630.
- [3] **Xiang H., Chany A.-M. & Smith G.**, "Wheelchair-related injuries treated in US emergency departments," *Injury Prevention*, vol.12, no 1, 2006, pp. 8–11.
- [4] C.-T. Lin, R.-C. Wu, S.-F. Liang, W.-H. Chao, Y.-J. Chen, and T.-P. Jung, "EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 52, no. 12, pp. 2726-2738, 2005. DOI: 10.1109/TCSI.2005.858791
- [5] T. Hussain, M. M. Khan, and A. R. Khan, "GSR-based stress detection: A systematic review," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 73264-73282, 2020.
- [6] J. Healey and R. Picard, "Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors," *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, 2005.
- [7] N. Irtija, M. Sami, and M. A. R. Ahad, "Fatigue detection using facial landmarks," *Proceedings of the 4th International Symposium on Affective Science and Engineering (ISASE)*, pp. 1-6, 2018.
- [8] T. V. N. S. R. Sri Mounika, P. H. Phanindra, N. V. V. N. Sai Charan, Y. Kranthi Kumar Reddy, and S. Govindu, "Driver Drowsiness Detection Using Eye Aspect Ratio (EAR), Mouth Aspect Ratio (MAR), and Driver Distraction Using Head Pose Estimation," in *ICT Systems and Sustainability, Proceedings of ICTSSD 2021, Lecture Notes in Networks and Systems*, vol. 321, pp. 619–627, Springer, Singapore, 2022. DOI: 10.1007/978-981-16-5987-4_63.
- [9] bibitemrahimunnisa2020 Rahimunnisa, K., Atchaiya, M., Arunachalam, B., Divyaa, V., "AI-based smart and intelligent wheelchair," *Journal of Applied Research and Technology*, vol. 18, no. 6, pp. 362-367, 2020.
- [9] M. A. K. Al Shabibi and S. M. Kesavan, "IoT Based Smart Wheelchair for Disabled People," *2021 International Conference on System, Computation, Automation and Networking (ICSCAN), Puducherry, India, 2021*, pp. 1-6, 2021
- [10] Leaman, J., La, H. M., Nguyen, L. "Development of a Smart Wheelchair for People with Disabilities," *2016 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)*, pp. 279-284, Baden-Baden, Germany, Sep. 19-21, 2016.

FacePal - Un robot compagnon pour les enfants atteints de troubles du neurodéveloppement

Touat Massyl

Laboratoire CHArt - FED LUTIN

Université Paris 8 Vincennes - Saint-Denis École Pratique des Hautes Études-PSL Université Paris 8 Vincennes - Saint-Denis

Saint-Denis, France

touatmassyl@gmail.com

Lang Julie

Laboratoire CHArt

Aubervilliers, France

julielang27@gmail.com

Anzalone Salvatore

Laboratoire CHArt - FED LUTIN

Saint-Denis, France

sanzalone@univ-paris8.fr

Résumé—Les troubles du neurodéveloppement (TND) affectent une large population d'enfants dans le monde entier, entravant leur développement social et émotionnel. La robotique sociale, en tant qu'outil thérapeutique, présente un potentiel prometteur pour aider ces enfants en offrant des interactions prévisibles et contrôlées. Dans ce contexte, nous proposons FacePal, un robot interactif et économique conçu pour accompagner les enfants atteints de TND dans leurs apprentissages. FacePal intègre des expressions faciales, des postures corporelles dynamiques et des réponses verbales générées par un modèle de langage (LLM), permettant des interactions multimodales adaptées aux émotions de l'enfant. Le robot est construit sur une plateforme modulaire et utilise des technologies diverses. Dans cet article, nous détaillons la méthodologie de conception et les caractéristiques du robot : capacités verbales et non verbales. Des exemples d'interactions avec l'enfant montrent comment FacePal peut répondre à différentes émotions, telles que la joie, la tristesse et la surprise. Enfin, des pistes d'amélioration, notamment en matière de motricité, d'analyse de l'environnement et d'intelligence conversationnelle, sont explorées pour renforcer l'impact thérapeutique du robot. Ce projet suit une approche itérative inspirée du Design-Based Research (DBR), garantissant une adaptation continue aux besoins spécifiques des enfants atteints de TND.

Mots clés—Robotique Sociale, TND, Interactions Multimodales, Accessibilité

I. INTRODUCTION

Les troubles du neuro-développement (TND), tels que les troubles du spectre de l'autisme (TSA) et le trouble du déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité (TDAH), affectent 5 à 15% d'enfants dans le monde [1]. Ces troubles se manifestent par des difficultés dans la communication, les interactions sociales, ainsi que dans l'adaptation aux stimuli sensoriels. Les enfants atteints de TND, notamment ceux présentant des TSA, peuvent rencontrer des difficultés supplémentaires dans la gestion de leurs émotions et la compréhension des signaux sociaux, ce qui entraîne souvent une exclusion sociale et des retards dans leur développement personnel et scolaire [2]. Les thérapies conventionnelles, bien qu'efficaces dans certains cas, montrent souvent leurs limites, notamment par leur manque de flexibilité dans des environnements non contrôlés, où les interactions sociales pourraient représenter un défi pour ces enfants [3].

C'est dans ce contexte que la robotique sociale, en tant qu'outil thérapeutique, suscite un intérêt croissant. La robo-

tique sociale désigne les robots capables d'interagir avec les humains par la parole, le geste et d'autres signaux non verbaux. Ces robots offrent une interaction prévisible et contrôlée, ce qui pourrait être rassurant pour les enfants atteints de TND, souvent sensibles aux imprévus et aux changements soudains. De plus, les robots peuvent être programmés pour exprimer des émotions de façon simple et claire, ce qui aiderait les enfants à mieux comprendre et répondre aux signaux émotionnels [4]. Plusieurs études ont montré que l'utilisation de robots dans des environnements thérapeutiques permet d'améliorer les compétences sociales des enfants atteints de TSA. Ils offrent un moyen de reconnaître et exprimer leurs émotions de manière moins stressante que lors d'interactions classiques [5] [6] [7] [8].

Des recherches récentes mettent en évidence l'utilisation dans les troubles du neuro-développement des modèles de robots humanoïdes comme NAO, Pepper et Kaspar. Ces robots présentent divers degrés d'autonomie et de personnalisation, permettant de s'adapter aux besoins spécifiques des enfants. Toutefois, bien que ces robots aient montré des résultats prometteurs, leur coût élevé et leur complexité technique limitent leur adoption à grande échelle, en particulier dans des contextes non cliniques [9]. Il devient donc crucial de développer des solutions plus accessibles et moins contraignantes [10].

Dans cette optique, le robot FacePal que nous présentons dans cet article vise à répondre aux besoins thérapeutiques des enfants atteints de TND en combinant des composants de robotique amateur à un système interactif simple et économique. Ce robot, tout en étant accessible financièrement, offre des capacités d'expression faciale et de communication verbale, soutenues par une plateforme d'intelligence artificielle assurant des interactions dynamiques et contrôlées. Grâce à une approche multimodale intégrant des postures corporelles expressives, des animations faciales synchronisées avec le discours, et une reconnaissance vocale pour un dialogue fluide, FacePal offre une approche novatrice pour accompagner les enfants atteints de TND dans leur développement social et émotionnel [11].

II. MÉTHODE

A. Vue d'ensemble

FacePal adopte une approche modulaire et accessible, combinant plusieurs modes de communication : postures corporelles, animations faciales, reconnaissance et synthèse vocale. Les mouvements posturaux sont contrôlés à travers un microcontrôleur MegaPi (intégré à la carte Arduino Mega 2560) qui communique avec la Raspberry sous ROS¹ via l'interface Rosserial², permettant au robot d'adopter des gestes expressifs. Son architecture s'articule autour d'un modèle de langage (LLM)³ [12] qui traite les entrées vocales et génère des réponses adaptées. La reconnaissance vocale permet au robot d'analyser les commandes et les interactions verbales des enfants. Les réponses générées sont ensuite associées à des expressions faciales sous forme de vidéos préenregistrées, synchronisées avec le discours du robot (cf. Figure 1).

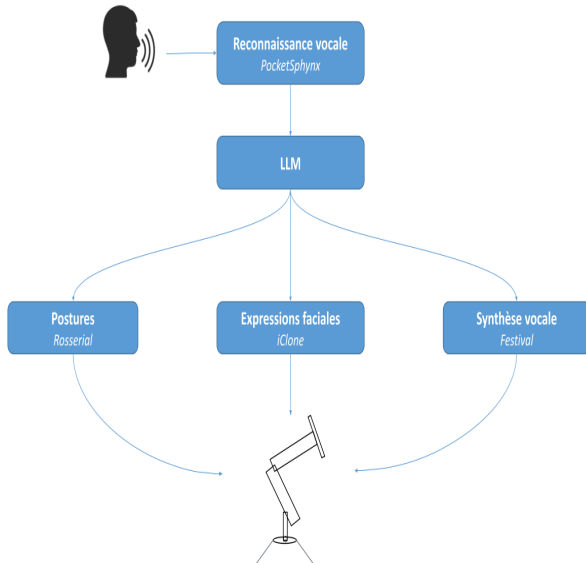


FIGURE 1. Aperçu général du système.

B. Plateforme hardware

La conception matérielle du robot s'est faite avec le kit Makeblock Ultimate 2.0⁴, utilisé pour l'assemblage de la structure et la gestion des articulations (cf Figure 2). Un système de joints à 3 axes a été développé pour reproduire le mouvement des hanches et du cou, permettant des postures

1. ROS (Robot Operating System) est un ensemble de logiciels open source qui fournit des outils et des bibliothèques pour le développement de robots. Il facilite la gestion de la communication entre les différents composants matériels et logiciels d'un robot.

2. Rosserial est un protocole permettant la communication entre un système ROS et un microcontrôleur (comme Arduino) en série.

3. Un LLM (Large Language Model) est un modèle d'intelligence artificielle entraîné sur de vastes ensembles de données textuelles pour comprendre et générer du langage naturel. Il est utilisé pour des tâches comme la traduction, la rédaction automatisée et l'assistance conversationnelle

4. <https://www.makeblock.com/pages/mbot-ultimate-robotics-kit>

dynamiques et expressives et conférant ainsi au robot un aspect anthropomorphique. Un écran est intégré en guise de visage pour afficher des expressions faciales en temps réel. L'ensemble est contrôlé via une carte Raspberry Pi 4, qui gère la communication entre les composants.

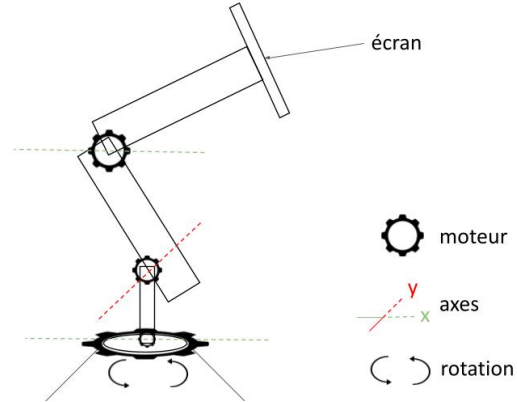


FIGURE 2. Structure du robot.

C. Contrôle moteur

Le contrôle des moteurs se fait via une interface développée sur ROS, assurant la gestion des mouvements et la communication avec la carte MegaPi compatible avec Arduino Mega 2560 de Makeblock. À l'aide de Rosserial, des commandes précises sont envoyées pour définir les angles des moteurs, tandis que les retours en temps réel permettent de surveiller leur position et d'ajuster automatiquement leurs mouvements. Cette boucle de contrôle optimise la réactivité du robot.

D. Interaction utilisateur

L'interaction utilisateur est un élément central du projet, visant à rendre FacePal plus intuitif et engageant. Elle se décompose en deux parties :

1) *Interaction verbale*: FacePal intègre un système de reconnaissance vocale basé sur Pocketsphinx⁵ qui permet d'analyser les commandes vocales en local, sans connexion internet. Pour la génération de discours, le logiciel Festival⁶ est utilisé, permettant au robot de répondre à l'enfant.

2) *Interaction non verbale*: L'aspect expressif de FacePal repose sur des postures dynamiques et des expressions faciales animées. Grâce à une structure articulée, le robot peut adopter différentes postures (ex. replié pour exprimer la tristesse, ouvert pour exprimer l'attention). L'écran du robot affiche des expressions faciales inspirées du Facial Action Coding

5. PocketSphinx est un moteur de reconnaissance vocale open source, conçu pour être léger et rapide.

6. Festival est un synthétiseur vocal open-source développé par l'Université d'Édimbourg, permettant la conversion de texte en parole. Il supporte plusieurs langues et voix, avec des options de personnalisation pour la prosodie et l'intonation

System (FACS)⁷ d'Ekman et Friesen [13], animées à l'aide du logiciel iClone⁸. Ces éléments renforcent la communication non verbale du robot et rendent les interactions immersives.

Ci-dessous des images tirées d'iClone montrant les unités d'actions sollicitées lors de la génération des différents visages expressifs du robot :

- **AU1** : Élévation des sourcils internes
- **AU2** : Élévation des sourcils externes
- **AU5** : Élévation des paupières supérieures
- **AU6** : Élévation des joues
- **AU12** : Élévation des coins de la bouche
- **AU15** : Abaissement des coins de la bouche
- **AU26** : Abaissement de la mâchoire



FIGURE 3. Joie (AU6 + AU12).

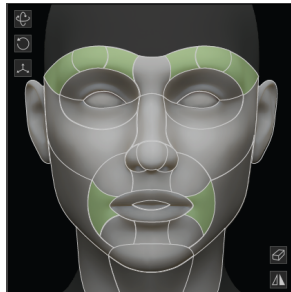


FIGURE 4. Tristesse (AU1 + AU15).

E. Génération de comportements expressifs

L'un des objectifs fondamentaux de FacePal est de produire des comportements expressifs réalistes. Pour cela, le robot exploite une combinaison de signaux verbaux et non verbaux. Cette approche se base sur une intégration fluide entre les postures corporelles, les expressions faciales et la génération de dialogues dynamiques.

7. Le FACS est un système pour analyser et classifier les expressions faciales en fonction des mouvements musculaires regroupés en unités d'action (AU). Il est utilisé en psychologie, animation et reconnaissance des émotions

8. iClone est un logiciel de création et d'animation 3D développé par Reallusion, utilisé pour l'animation de personnages, la motion capture et la production de vidéos

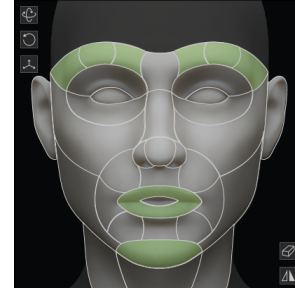


FIGURE 5. Surprise (AU1 + AU2 + AU5 + AU26).

Le robot exprime ses émotions et intentions de façon multimodale :

- **Postures corporelles adaptatives** : Grâce aux articulations motorisées à 3 axes, FacePal peut incliner son buste, bouger sa tête et ajuster sa posture pour exprimer différentes émotions (ex. replié sur lui-même en cas de tristesse, posture droite et dynamique en cas d'enthousiasme).
- **Expressions faciales synchronisées** : L'écran intégré affiche un visage animé capable d'exprimer une large palette d'émotions. Les animations sont basées sur le FACS, permettant une communication naturelle.
- **Dialogues dynamiques** : L'implémentation d'un LLM permet à FacePal de générer des réponses plus contextuelles et d'adapter son comportement aux réactions de l'enfant. Cette "intelligence" conversationnelle apporte plusieurs façons d'enrichir les comportements expressifs du robot :
 - Adaptation aux émotions détectées : FacePal ajuste sa posture et ses expressions faciales en fonction du contenu du dialogue. Par exemple, si l'enfant exprime de la tristesse, le robot peut afficher un visage souriant et répondre de façon apaisante.
 - Cohérence multimodale : La synchronisation entre le texte généré par le LLM, les expressions faciales et les postures est essentielle pour donner l'illusion d'un robot véritablement "vivant". Par exemple, lorsqu'il exprime une surprise, le robot relève le buste et les sourcils pour renforcer l'intention communicative.
 - Personnalisation de la communication : Le LLM peut être configuré pour donner à FacePal différentes personnalités et styles de dialogue. Il peut ainsi générer un discours chaleureux et encourageant ou un discours plus informatif et analytique en fonction des besoins de l'enfant.

F. Interaction adaptative

Dans un premier temps, le contexte est défini et transmis au LLM d'OpenAI afin de guider le comportement du modèle de langage. Ce dernier est configuré pour interagir avec l'enfant en adoptant une attitude expressive et adaptative en fonction des émotions perçues.

```
{
  "role": "system",
  "content": "Tu es un assistant et tu es
    int gr dans un code en python. Tu
    int ragis avec l'utilisateur comme si tu
    tais un ami qui peut tre content,
    triste, nerv et surpris en fonction
    du contexte"
}
```

Par la suite, un ensemble de fonctions est défini afin de permettre au LLM d'invoquer des actions spécifiques. Ces fonctions sont décrites sous forme d'objets JSON⁹, précisant leur rôle ainsi que les paramètres nécessaires à leur exécution.

```
{
  "name": "posture_expression",
  "description": "une commande pour exprimer
    une posture + une expression faciale. si
    l'enfant annonce une bonne nouvelle,
    alors la valeur du paramtre est 1, si c
    'est une nouvelle triste alors c'est 2,
    si c'est une nouvelle qui nerve alors c
    'est 3, si c'est une surprise ou quelque
    chose d'inhabituel alors c'est 4"
}
```

Enfin, lors de chaque interaction, l'LLM analyse la requête de l'enfant et sélectionne la fonction adaptée en fournissant le paramètre correspondant à l'émotion détectée. Le robot exécute alors la posture et l'expression faciale associées, accompagnées d'un discours.

III. IMPLÉMENTATION

A. Cas 1

L'enfant dit : "On m'a offert un chat pour mon anniversaire ! C'est trop cool !"

- FacePal affiche une expression surprise, relève légèrement la tête et ouvre la bouche (cf. Figure 6).
- Il répond avec un ton enjoué : "C'est incroyable ! Quel beau cadeau ! Avoir un chat, c'est vraiment spécial. Tu sais déjà quel genre de chat c'est ? Tu dois être super excité ! Qu'est-ce que tu prévois de faire avec ?".

B. Cas 2

L'enfant exprime de la tristesse en disant : "J'ai cassé le nouveau vélo que Papa m'avait offert..."

- FacePal adopte une posture renfermée et triste (cf. Figure 7).
- Il répond d'un ton plus doux : "On non, c'est vraiment frustrant ! Je suis sûr que tu ne l'as pas fait exprès. Est-ce que tu vas bien ? Tu es blessé ?".

9. Le format JSON (JavaScript Object Notation) est un format léger de données textuelles utilisé pour l'échange d'informations structurées entre un serveur et une application

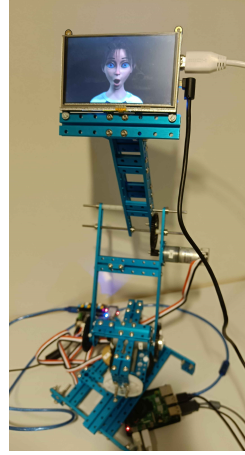


FIGURE 6. Cas 1 : Surprise.

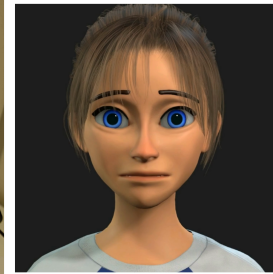
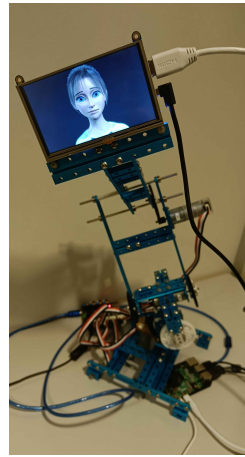


FIGURE 7. Cas 2 : Tristesse.

C. Cas 3

L'enfant annonce une bonne nouvelle au robot : "Tu ne devineras jamais ! J'ai eu la meilleure note en maths aujourd'hui !"

- FacePal réagit instantanément avec un sourire et une posture ouverte (cf. Figure 8).
- Le robot répond ensuite : "Waouh, c'est incroyable ! Félicitations ! Tu dois vraiment être fier de toi. Qu'est-ce qui a fait la différence cette fois-ci ?".

IV. DISCUSSION

Le développement de FacePal marque une première étape vers un robot compagnon interactif capable de s'adapter aux besoins des enfants atteints de TND. L'approche adoptée repose sur une amélioration progressive de ses fonctionnalités afin d'optimiser son efficacité et son impact. La version actuelle correspond à un premier prototype fonctionnel permettant d'évaluer les capacités d'interaction du robot et

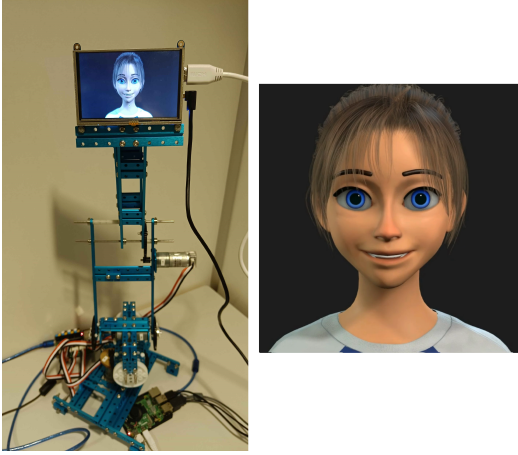


FIGURE 8. Cas 3 : Joie.

d'identifier ses axes d'amélioration. Plusieurs pistes ont ainsi été envisagées :

A. Optimisation de l'animation faciale

L'interaction avec FacePal pourrait gagner en naturel en améliorant la synchronisation des expressions faciales avec le discours et les échanges. À ce stade, les émotions sont représentées par des vidéos préenregistrées, ce qui peut entraîner un léger décalage entre la détection d'une émotion et sa réponse. L'intégration d'un moteur d'animation en temps réel, tel que les logiciels Blender ou Unity, permettrait de générer des expressions faciales dynamiques. Toutefois, sa mise en œuvre nécessiterait une optimisation des performances du système embarqué afin d'assurer une réactivité sans latence.

B. Amélioration de la motricité

Le langage corporel joue un rôle essentiel dans la communication non verbale. Actuellement, la mobilité du robot reste limitée par les moteurs intégrés, ce qui restreint ses postures et ses gestes. En intégrant des moteurs plus performants, avec un plus grand nombre de degrés de liberté, il deviendrait possible d'augmenter la diversité des mouvements. Un robot capable d'adopter des postures plus expressives renforcerait son engagement auprès de l'enfant.

C. Suivi des émotions et adaptation en temps réel

L'ajout de capteurs et d'une caméra dédiée au suivi des émotions constituerait une avancée majeure dans l'interaction entre l'enfant et le robot. Actuellement, les comportements du robot reposent uniquement sur l'analyse du contenu verbal, sans prise en compte des expressions faciales ou du langage corporel de l'enfant. Or, une interaction sociale efficace dépend de l'ensemble de ces signaux non verbaux. Grâce à des capteurs de reconnaissance faciale et d'analyse comportementale, FacePal pourrait adapter en temps réel son comportement, sa voix et ses réactions. Cette évolution renforcerait la personnalisation des interactions et améliorerait l'impact thérapeutique du robot.

D. Vers une intelligence conversationnelle plus adaptative

L'intelligence conversationnelle de FacePal s'appuie sur un LLM, garantissant des réponses cohérentes et adaptées au contexte. Néanmoins, une approche plus dynamique pourrait être envisagée pour aller au-delà d'un simple échange question-réponse. L'objectif serait d'introduire des mécanismes permettant au robot d'adapter le déroulement des conversations en fonction du profil et des réactions de l'enfant.

Trois axes d'amélioration sont envisagés :

- Ajuster le niveau de complexité des échanges en fonction du degré de compréhension et de l'attention de l'enfant.
- Mettre en place un système de reformulation et de relance afin d'engager davantage l'enfant et d'éviter des dialogues trop linéaires.
- Intégrer un historique conversationnel permettant au robot de mémoriser les centres d'intérêt et les préférences de l'enfant pour enrichir les interactions futures.

E. Un développement itératif et participatif via le DBR

Afin d'assurer une amélioration continue et une adaptation optimale aux besoins spécifiques des enfants atteints de TND, le développement de FacePal suit une approche itérative inspirée du Design-Based Research (DBR) [14]. Cette méthodologie permet de concevoir des outils directement intégrés dans les pratiques éducatives et thérapeutiques, afin d'affiner progressivement les fonctionnalités du robot selon les besoins et retours des utilisateurs et des professionnels (Cf. Figure 9).

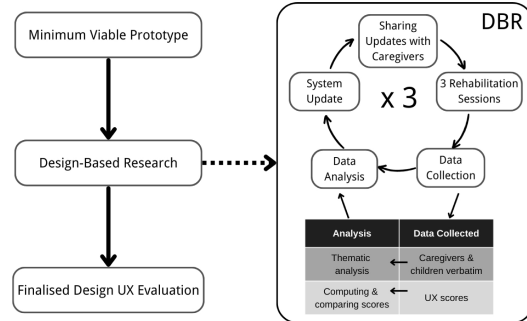


FIGURE 9. Schéma du Design-Based Research (DBR).

Le processus d'amélioration suit un cycle d'expérimentation structuré autour des étapes suivantes :

- 1) **Collecte de données** : FacePal est testé en conditions réelles auprès des enfants, des parents et des professionnels de santé. Ces sessions permettent d'observer comment les enfants interagissent avec le robot et dans quelle mesure celui-ci facilite leur engagement social et émotionnel. Les retours qualitatifs et quantitatifs (expérience utilisateur, durée d'interaction, reconnaissance des émotions) sont analysés afin de mieux comprendre les besoins de l'enfant.
- 2) **Analyse des résultats** : Une évaluation des interactions entre l'enfant et le robot est réalisée à l'aide d'une analyse

thématique des observations, combinée à des données objectives sur l'attention conjointe, l'imitation et l'adaptation émotionnelle. Ces analyses permettent d'identifier les éléments du robot qui favorisent ou freinent son adoption par les enfants atteints de TND.

- 3) **Mise à jour du système** : Sur la base des résultats obtenus, des améliorations sont apportées, tant au niveau des expressions faciales et posturales que des capacités de reconnaissance émotionnelle et d'intelligence conversationnelle. L'accent est mis sur la simplification et la clarté des signaux expressifs émis par le robot afin de faciliter leur compréhension par les enfants.
- 4) **Validation des évolutions** : Les mises à jour sont discutées avec les parties prenantes (psychologues, orthophonistes, éducateurs spécialisés, parents et enfants) afin de garantir leur pertinence clinique et pédagogique avant d'être testées lors d'un nouveau cycle d'expérimentation.

Ce cycle itératif est répété plusieurs fois afin d'adapter progressivement le robot aux besoins évolutifs des enfants atteints de TND. Les améliorations proposées, telles que l'animation faciale en temps réel, l'amélioration de la motricité et le suivi des émotions, pourraient renforcer l'impact thérapeutique de FacePal.

REMERCIEMENTS

Ce projet a été financé par la FED 4246 LUTIN - Laboratoire des Usages en Technologies Numériques, par le projet ANR-FNS iReCheck (ANR-19-CE19-0029 - FNS 200021E 189475/1) et par le PEPR O2R AS3 (ANR-22-EXOD-007). Les auteurs remercient les équipes soignantes du service de psychiatrie de l'enfant et de l'adolescent de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière qui ont aimablement participé à ce projet.

RÉFÉRENCES

- [1] "Autisme," Mar. 2019. [Online]. Available : <https://www.pasteur.fr/fr/centre-medical/fiches-maladies/autisme>
- [2] J. Reis and V. Delvenne, "Neurodéveloppement et neurodiversité : quelles évaluations pluridisciplinaires ?" *Rev Med Brux*, vol. 44, pp. 309–313, 2023. [Online]. Available : <https://www.amub-ulg.be/revue-medecale-bruxelles/article/neurodeveloppement-et-neurodiversite-quelles-evaluations>
- [3] S. M. Anzalone, J. Xavier, S. Boucenna, L. Billeci, A. Narzisi, F. Muratori, D. Cohen, and M. Chetouani, "Quantifying patterns of joint attention during human-robot interactions : An application for autism spectrum disorder assessment," *Pattern Recognition Letters*, vol. 118, pp. 42–50, Feb. 2019. [Online]. Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865518300758>
- [4] P. Pennisi, A. Tonacci, G. Tartarisco, L. Billeci, L. Ruta, S. Gangemi, and G. Pioggia, "Autism and social robotics : A systematic review," *Autism Research*, vol. 9, no. 2, pp. 165–183, 2016. [Online]. Available : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aur.1527>
- [5] B. Scassellati, L. Boccanfuso, C.-M. Huang, M. Mademtzi, M. Qin, N. Salomons, P. Ventola, and F. Shic, "Improving social skills in children with ASD using a long-term, in-home social robot," *Science Robotics*, vol. 3, no. 21, Aug. 2018, publisher : American Association for the Advancement of Science. [Online]. Available : <https://www.science.org/doi/10.1126/scirobotics.aat7544>
- [6] S. Lemaignan, N. Newbutt, L. Rice, and J. Daly, "It's Important to Think of Pepper as a Teaching Aid or Resource External to the Classroom" : A Social Robot in a School for Autistic Children," *International Journal of Social Robotics*, vol. 16, no. 6, pp. 1083–1104, Jun. 2024. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1007/s12369-022-00928-4>
- [7] C. A. G. J. Huijnen, H. A. M. D. Verreussel-Willen, M. A. S. Lexis, and L. P. de Witte, "Robot KASPAR as Mediator in Making Contact with Children with Autism : A Pilot Study," *International Journal of Social Robotics*, vol. 13, no. 2, pp. 237–249, Apr. 2021. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1007/s12369-020-00633-0>
- [8] A. Robaczewski, J. Bouchard, K. Bouchard, and S. Gaboury, "Socially Assistive Robots : The Specific Case of the NAO," *International Journal of Social Robotics*, vol. 13, no. 4, pp. 795–831, Jul. 2021. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1007/s12369-020-00664-7>
- [9] F. Bertacchini, F. Demarco, C. Scuro, P. Pantano, and E. Bilotta, "A social robot connected with chatGPT to improve cognitive functioning in ASD subjects," *Frontiers in Psychology*, vol. 14, Oct. 2023, publisher : Frontiers. [Online]. Available : <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1232177>
- [10] R. J. López-Sastre, M. Baptista-Ríos, F. J. Acevedo-Rodríguez, S. Pacheco-da Costa, S. Maldonado-Bascón, and S. Lafuente-Arroyo, "A Low-Cost Assistive Robot for Children with Neurodevelopmental Disorders to Aid in Daily Living Activities," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, no. 8, p. 3974, Jan. 2021, number : 8 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available : <https://www.mdpi.com/1660-4601/18/8/3974>
- [11] B. Scassellati, H. Admoni, and M. Mataric, "Robots for Use in Autism Research," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 14, no. Volume 14, 2012, pp. 275–294, Aug. 2012, publisher : Annual Reviews. [Online]. Available : <https://www.annualreviews.org/content/journals/10.1146/annurev-bioeng-071811-150036>
- [12] L. Wang, C. Ma, X. Feng, Z. Zhang, H. Yang, J. Zhang, Z. Chen, J. Tang, X. Chen, Y. Lin, W. X. Zhao, Z. Wei, and J. Wen, "A survey on large language model based autonomous agents," *Frontiers of Computer Science*, vol. 18, no. 6, p. 186345, Mar. 2024. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1007/s11704-024-40231-1>
- [13] P. Ekman and W. V. Friesen, "Facial Action Coding System," Jan. 2019, institution : American Psychological Association. [Online]. Available : <https://doi.apa.org/doi/10.1037/t27734-000>
- [14] S. Barab, "Design-Based Research : A Methodological Toolkit for the Learning Scientist," in *The Cambridge Handbook of the Learning Sciences*, ser. Cambridge Handbooks in Psychology, R. K. Sawyer, Ed. Cambridge : Cambridge University Press, 2005, pp. 153–170. [Online]. Available : <https://www.cambridge.org/core/books/cambridge-handbook-of-the-learning-sciences/designbased-research/FE6B64760F96FF612CAE381BAB8BBAF3>

Mobilité des personnes avec une déficience intellectuelle : vers l'intégration de la collaboration dans un système d'aide à la navigation

Constance Bault
LAMIH-UMR CNRS 8201
Univ. Polytechnique Hauts de France
Valenciennes, France
<https://orcid.org/0009-0005-9464-8995>

Sophie Lepreux
LAMIH-UMR CNRS 8201
Univ. Polytechnique Hauts de France
Valenciennes, France
<https://orcid.org/0000-0002-0582-7993>

Káthia Marçal de Oliveira
LAMIH-UMR CNRS 8201
Univ. Polytechnique Hauts de France
Valenciennes, France
<https://orcid.org/0000-0001-8146-5966>

Christophe Kolski
LAMIH-UMR CNRS 8201
Univ. Polytechnique Hauts de France
Valenciennes, France
<https://orcid.org/0000-0002-7881-6435>

Résumé—Les personnes avec Déficience Intellectuelle (DI) peuvent éprouver des difficultés plus ou moins importantes dans leur vie quotidienne et notamment dans leurs déplacements, en fonction de leur déficience et de leurs capacités. Or, la mobilité est primordiale pour une participation sociale satisfaisante. Des systèmes d'aide à la navigation sont proposés, mais lorsque les personnes avec DI rencontrent un imprévu, la plupart d'entre elles ne savent pas comment réagir. La contribution attendue pour ce travail vise à répondre à cette problématique et à proposer un outil permettant à la personne avec déficience intellectuelle d'être en lien avec une autre personne pour l'aider. L'élaboration de ce système suivra une démarche de conception centrée utilisateur. Ce papier présente le contexte, la problématique, ainsi qu'une proposition de méthodologie qui sera utilisée pour y répondre.

Mots clés—déficience intellectuelle, mobilité, technologie d'assistance

I. INTRODUCTION

Selon un rapport de l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM) datant de 2016 [1], 1 à 2% de la population présenterait une Déficience Intellectuelle (DI). Pour permettre à ces personnes d'être autonomes et de mener leur vie personnelle et professionnelle, il leur est indispensable de se déplacer à pied ou avec un moyen de transport. C'est ce qu'on appelle ici la mobilité. C'est une tâche complexe, qui implique différentes fonctions et capacités intellectuelles. La mobilité des personnes avec DI est une problématique importante, car elles rencontrent souvent des difficultés et ne sont pas toujours en capacité d'y trouver une solution [2]. Des outils d'aide à la mobilité existent, mais la plupart ne sont pas adaptés aux personnes avec déficience intellectuelle, car ils ne prennent pas en compte leurs besoins spécifiques et sont trop complexes. Grison et Gyselinck [3] expliquent en 2019 que les aides à la navigation doivent "considérer l'expertise spatiale" des individus, et donc être personnalisées. Selon ces auteurs, l'expertise spatiale est une compétence

qui résulte d'un ensemble de facteurs (comme les capacités spatiales de l'individu, ses données sociodémographiques, ou encore la complexité de l'itinéraire). Il est donc important de proposer des solutions adaptées aux besoins des utilisateurs et qui prennent en compte leurs capacités. Cette thèse, démarrée en novembre 2024, a pour but de proposer aux personnes avec déficience intellectuelle un outil qui les assiste dans leurs déplacements, et qui leur apporte de l'aide en collaborant avec une personne à distance en cas d'imprévu. La réalisation de ce travail suivra une conception centrée utilisateur. Elle implique des associations de personnes avec DI.

La section II présente le contexte (des définitions et une partie de l'état de l'art de cette thèse). La section III détaille la contribution envisagée, puis la section IV conclut et donne les perspectives de ces travaux.

II. DÉFINITIONS ET ÉTAT DE L'ART

Cette section décrit la déficience intellectuelle et la mobilité. Elle présente ensuite les difficultés de cette population dans un contexte de mobilité, ainsi que des solutions de mobilité pour les personnes avec DI.

A. Déficience intellectuelle

Selon le DSM-V [4], la déficience intellectuelle (DI) est un trouble qui apparaît au cours du développement de l'enfant et est irréversible [4]. Il comprend un déficit :

- des fonctions intellectuelles (apprentissage, planification, raisonnement, etc.)
- des fonctions adaptatives (normes sociales, autonomie, etc.)

La sévérité des troubles est catégorisée selon le fonctionnement adaptatif de la personne déficiente : léger, moyen, grave ou profond. Ce handicap peut être nommé de différentes façons, on retrouve notamment « Handicap intellectuel »

dans le DSM-V [4] ou encore « Troubles du développement intellectuel » dans la CIM-11 [5]. Ce trouble engendre des répercussions sur tous les aspects de la vie quotidienne. Les personnes avec DI peuvent rencontrer des difficultés intellectuelles et adaptatives au travail, dans leurs loisirs, dans leurs relations, etc. Ces difficultés sont plus ou moins importantes selon la sévérité des troubles de la personne.

B. Mobilité

La mobilité est primordiale pour la participation sociale d'une personne, car elle permet de se déplacer afin d'aller au travail, à un rendez-vous médical ou encore de retrouver des amis. La participation sociale est définie par le Processus de Production du Handicap (PPH) [6] comme "la pleine réalisation des habitudes de vie, résultant de l'interaction entre les facteurs personnels (les déficiences, les incapacités et les autres caractéristiques personnelles) et les facteurs environnementaux (les facilitateurs et les obstacles)".

La mobilité inclut le concept de navigation spatiale. Celle-ci est séparée en deux tâches : la locomotion et le *wayfinding*, concept introduit par Montello en 2005 [7]. La locomotion est l'action mécanique qui permet le déplacement dans un environnement proche, en fonction des informations sensorielles perçues. Le *wayfinding* représente l'aspect cognitif, le déplacement planifié du corps vers une destination [8–10]. Le *wayfinding* se base notamment sur le repérage de points de repères, qui permettent à une personne de s'orienter lorsqu'elle les reconnaît (un point de repère peut être par exemple un magasin, un arrêt de bus, une statue).

C. Difficultés de mobilité pour les personnes avec déficience intellectuelle

Du fait des difficultés énoncées dans la section II-A, l'autonomie dans les déplacements des personnes avec DI est impactée. Par exemple, elles peuvent avoir des difficultés de mémorisation de trajet, prendre peur suite à une situation inhabituelle, emprunter un mauvais itinéraire, etc. [2, 11]. Or, la mobilité est souvent essentielle pour permettre une participation sociale satisfaisante : Hester *et al.* [12] donnent l'exemple d'une jeune adulte DI entrant à l'université, et éprouvant des difficultés dans ses déplacements, ce qui peut la contraindre dans la poursuite de ses études. En effet, elle se retrouve vite perdue lorsqu'elle cherche une salle, et éprouve des difficultés pour reconnaître les points de repère dans l'université.

Le DSM-V [4] indique que les personnes ayant une déficience légère ou moyenne peuvent nécessiter une assistance pour prendre les transports ; les personnes ayant une déficience grave ont besoin de beaucoup d'apprentissage et d'assistance dans toutes les activités (dont les déplacements) ; les personnes ayant une déficience profonde sont dépendantes d'un tiers.

L'étude de Mengue-Topio et Courbois montre qu'en cas de problème, les personnes avec DI sont souvent démunies et ne savent pas quoi faire, ou elles stoppent leur voyage [2]. Pour cette étude, 70 personnes avec DI ont été recrutées et questionnées sur leurs déplacements autonomes, la planification d'un

nouveau trajet et les imprévus lors des trajets. Par exemple, dans le cas où le métro ne dispose pas d'indication sonore sur les arrêts, 41,55% des personnes interrogées indiquent qu'elles ne savent pas quoi faire. Dans le cas où ces personnes sont interrogées sur ce qu'elles font lorsqu'elles sont perdues dans un environnement non connu, 30% déclarent ne pas savoir quoi faire. Ces difficultés peuvent contraindre les personnes à annuler leur déplacement, ce qui impacte les occupations et peut par exemple les empêcher de se rendre au travail ou à une formation. A cause de ces difficultés, les personnes avec DI limitent souvent leurs trajets à des itinéraires routiniers et déjà connus [2, 13].

Des focus groupes menés par Guedira *et al.* [13] ont interrogé des personnes avec DI et leurs aidants professionnels sur leurs déplacements. Il a été évoqué que les imprévus sont un réel frein à l'autonomie de ces personnes. Lorsque les personnes mobilisent quelqu'un à distance pour les aider, cette personne se retrouve en difficulté pour savoir où la personne avec DI se situe et comment l'aider.

En plus d'être un problème dans le quotidien, les difficultés dans la mobilité peuvent amener à une perte d'indépendance et d'autonomie. La littérature souligne l'importance d'aider la mobilité des personnes avec DI, afin de prolonger leur indépendance malgré le vieillissement et les limitations [14].

D. Solutions de mobilité pour les personnes avec DI

Peu de systèmes d'aide à la navigation sont dédiés aux personnes avec DI [13, 15]. La revue de littérature menée dans les travaux de Guedira *et al.* [13] a mis en évidence que sur 900 articles de la base SCOPUS traitant d'un système interactif d'aide à la navigation, huit articles seulement s'intéressaient aux personnes avec DI [16–23]. Ces articles proposaient tous un système mobile (sur smartphone ou PDA) et donnaient des informations sur le guidage des personnes avec DI, mais ne proposaient pas de solution aux problèmes rencontrés lors du trajet. De plus, ces articles ne valorisaient pas une personnalisation des informations données par le système. Cependant, au vu des difficultés de mobilité rencontrées par les personnes avec DI, il serait intéressant que ces systèmes leur apportent de l'aide en cas d'imprévu. Cette revue de littérature n'a pas traité de la question de la collaboration. Lors des focus groupes menés dans cette étude, les personnes avec DI ont évoqué le fait qu'elles ont besoin d'être rassurées et qu'elle souhaitent avoir un contact avec leurs proches pour les assister dans leurs déplacements. Les personnes avec DI et les professionnels ont indiqué qu'une aide aux déplacements est nécessaire, et que le support à préférer est un smartphone ou un boîtier connecté simplifié. Les participants ont aussi suggéré une fonctionnalité d'appel d'urgence et la possibilité d'être localisé par un professionnel.

En 2005, le projet "Mobility for all" de Carmien *et al.* [24] a proposé un prototype de système pour aider les personnes avec un handicap cognitif et leurs aidants dans l'utilisation des transports en commun. Cette solution est composée de trois parties :

- un assistant de trajet utilisant le GPS des autobus pour informer les utilisateurs de l'arrivée de ceux-ci
- un outil pour fournir des informations aux aidants concernant le trajet
- un système qui récupère la position de la personne avec un handicap cognitif et informe une personne désignée en cas de problème

Les perspectives de ces travaux suggèrent la connexion entre les membres utilisant le système et la facilitation des dialogues entre les utilisateurs. Cette proposition assiste les personnes avec DI dans leurs déplacements mais ne propose pas de collaboration en cas de problème dans le trajet de la personne avec handicap cognitif.

Plusieurs travaux s'intéressent à l'apprentissage de trajets pour les enfants et adolescents, comme les travaux de Flores *et al.* [25]. L'application proposée, nommée "Assist Motion", permet notamment d'enregistrer des trajets en prenant par exemple des photos, en saisissant du texte ou en enregistrant des coordonnées GPS. Cette application est à destination d'adolescents et de jeunes adultes et leur permet de mémoriser un ou des trajets en enregistrant des informations selon leurs préférences. De plus, la position GPS permet d'alerter l'utilisateur à des moments clés, comme par exemple lorsqu'il doit descendre du bus. Cependant, cette application ne propose pas de solution lors d'imprévu.

Les travaux de Lakehal *et al.* [10] visent à concevoir un système interactif permettant d'aider l'apprentissage de compétences spatiales pour des personnes avec DI. Ces travaux sont basés sur une approche centrée utilisateur. Une ontologie de la navigation spatiale a été proposée ; elle a permis d'aider à l'élaboration d'un langage commun pour les personnes travaillant dans ce domaine. Le système développé est constitué des lunettes de réalité augmentée qui :

- mettent en évidence les points de repère (par exemple un arrêt de bus ou un magasin) en fonction des préférences et de la mobilité de l'utilisateur
- orientent vers la destination, en choisissant le chemin le plus adapté en fonction de l'utilisateur

Les instructions sur les lunettes sont affichées sous forme de texte ou de pictogrammes, en fonction des capacités de lecture et de compréhension et la latéralisation de la personne qui utilise le système. Le système a pour objectif d'améliorer la mémorisation des trajets par la personne, en plus de la guider. L'évaluation de ce système auprès d'adolescents présentant une DI a obtenu des résultats positifs et prometteurs. La conclusion de ce travail suggère la considération d'autres outils de navigation, comme les smartphones ou les montres connectées. Cet outil n'a pas directement intégré des fonctionnalités de collaboration.

Les travaux de Pacini *et al.* [15, 26] ont proposé un système mobile d'assistance à la navigation spécifique aux personnes avec DI qui a pour objectif d'assister ces personnes dans leurs déplacements afin de les encourager à se déplacer davantage. Il permet deux types d'aide :

- apprentissage : il suggère des points d'intérêt à atteindre pour aider la personne à mémoriser le chemin

- guide : il aide la personne en la guidant jusqu'à sa destination, en lui laissant des décisions à prendre pour la suite de son trajet

Selon les auteurs, ce système vise à permettre à l'utilisateur de prendre confiance, en le rassurant. Des messages de félicitations sont envoyés quand une étape est franchie ou que la destination est atteinte. Lorsque le système détecte que la personne est potentiellement confuse ou perdue, elle est sollicitée par un message. Lorsque la personne hésite ou se trompe au moins deux fois, son état émotionnel est recueilli avec une question simple et deux propositions de réponse (tête heureuse ou tête triste). Si la personne sélectionne le deuxième choix, le système propose une aide. La personne peut également mobiliser une tierce personne pour être aidée : le système lui suggère un message de demande d'aide que la personne peut montrer ou lire. La personnalisation dans le système permet d'ajouter des préférences de transport, ou encore d'ajouter des choix de destinations fréquentes avec des photographies. L'utilisateur est régulièrement questionné sur la bonne réception et compréhension des instructions reçues. La conclusion de ce travail indique qu'il doit être validé par des personnes avec DI et leurs aidants.

Ces travaux ont mis en évidence qu'un système d'aide à la navigation était utile pour les personnes avec DI, qu'il devait être personnalisé en fonction de leurs capacités et préférences et qu'il devait permettre d'aider ces personnes en cas de problèmes auxquels elles ne trouvent pas de solutions seules.

III. CONTRIBUTION ENVISAGÉE

Cette thèse vise à proposer un système permettant d'aider une personne avec DI dans ses déplacements, en proposant de mobiliser l'aide d'une tierce personne. Comme les personnes avec DI ont besoin d'une intervention humaine extérieure via un outil numérique médiateur, la conception d'un outil collaboratif est envisagée. Les problématiques principales sont de savoir où se trouve la personne avec DI et comment l'aider à distance. Cette thèse se focalise sur le concept de collaboration.

A. Collaboration

Selon Brangier et Valléry, la collaboration est le fait de réfléchir, travailler ensemble dans un but commun et dans le respect mutuel [27].

La littérature met en évidence le fait que les outils d'assistance à la navigation pour les personnes DI devraient permettre un lien entre la personne déficiente et une personne aidante, notamment dans les travaux de Sohlberg *et al.* [28]. Ces auteurs ont mis ce point en évidence en interrogeant des personnes avec un handicap cognitif, leurs aidants professionnels et des opérateurs de transport public. Dans notre problématique, la collaboration intervient entre un aidant et une personne avec DI. L'objectif est d'aider la personne avec DI afin qu'elle atteigne sa destination.

Dans cette recherche, nous définissons plusieurs problématiques auxquelles il est indispensable de répondre pour pouvoir établir le lien entre une personne avec DI et une autre

personne pendant un déplacement. Ces problématiques sont d'ordre humain ou technique. Les problématiques humaines sont :

- Comment les personnes avec DI collaborent-elles dans une situation de mobilité ?
- Quand la collaboration intervient-elle ?
 - Avant le trajet ?
 - Pendant le trajet ?
 - Uniquement en cas de besoin ?
- Avec qui les personnes avec DI collaborent-elles pour leur trajet ?
 - Une personne identifiée et connue par la personne avec DI (comme un aidant familial ou un professionnel) ?
 - Une personne non connue par la personne avec DI et sollicitée sur le moment ?

Les problématiques techniques sont :

- Quel média est à utiliser ? (par exemple un smartphone avec une application mobile ou des lunettes de réalité augmentée [10])
- Quels moyens de communication mettre en place pour favoriser la collaboration ?
- Comment partager les informations de localisation pour rendre cette collaboration efficace ?

Cette collaboration impliquera deux publics : les personnes avec DI et les personnes aidant leur mobilité. L'aidant devra s'adapter aux capacités de la personne avec DI.

B. Conception Centrée Utilisateur

Afin de répondre à ces problématiques et de développer un système incluant la collaboration, il a été choisi de suivre une Conception Centrée Utilisateur. La Conception Centrée Utilisateur est le processus qui permet de développer un système en incluant les utilisateurs finaux à toutes les étapes de la conception. Elle impliquera des personnes de l'association Nous Aussi, qui est une association autoreprésentante des personnes avec DI qui promeut leur pouvoir d'agir dans la société. Les APEI (Association de Parents d'Enfants Inadaptés) du Valenciennois et de Denain participeront également ; ce sont des associations de parents et d'amis de personnes avec DI, qui comprennent différents lieux et projets pour accueillir et accompagner les personnes avec DI, qu'elles soient enfants ou adultes, dans leurs projets professionnels et personnels. Pour les étapes de conception qui incluent les personnes avec DI, le Comité d'Ethique pour la Recherche devra être sollicité. Cette conception se basera sur la norme ISO 9241-210 (Ergonomie de l'interaction homme-système - Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs) [29]. Cette norme prévoit différentes étapes, détaillées dans les sous parties suivantes.

1) *Planification de la conception* : cette partie comporte différents points :

- méthodes et ressources nécessaires
- personnes et organisations impliquées dans la conception

- modes de communication utilisés entre les personnes/organisations participant à la conception
- contrôles envisagés tout au long de la conception
- échéanciers de la conception

Ici, il sera important de statuer sur les rôles des associations évoquées précédemment, d'établir une liste des personnes avec DI pouvant participer à la conception, ainsi que les personnes sans DI (comme leurs aidants, avec qui ils pourraient collaborer) et d'établir le planning. Le protocole de recherche devra être soumis au Comité d'Ethique pour la Recherche, car il inclut des personnes.

2) *Spécification du contexte d'utilisation* : cette partie détaille :

- les utilisateurs
- leurs caractéristiques
- leurs objectifs dans le système
- leurs tâches dans le système
- les environnements d'utilisation du système

Cette partie doit être bien détaillée pour que la conception réponde aux besoins. La littérature est en train d'être explorée afin de recueillir des connaissances sur le public visé, ainsi que les aides déjà existantes. Une revue de littérature est en cours, et un travail d'observation et d'enquête sur le terrain est envisagé. Les personnes avec DI et les personnes qui les aident seront interrogées sur leurs déplacements pour avoir une connaissance des spécificités de leur mobilité. Il est également prévu d'aller observer des personnes avec DI dans les associations, afin d'observer leurs déplacements.

3) *Spécification des exigences* : cette partie détaille les besoins et les exigences des utilisateurs et des autres parties prenantes en fonction du contexte d'utilisation. Elle doit inclure les objectifs du système et les contraintes. Ces éléments seront également fournis par les personnes avec DI et leurs aidants, par exemple lors de focus groupes, d'entretiens ou d'observations.

4) *Solutions* : cette partie présente les solutions sous forme de prototype ou de maquette. Ceux-ci doivent comprendre les tâches des utilisateurs, les choix d'interaction entre l'utilisateur et le système et l'interface utilisateur.

5) *Evaluations* : cette partie évalue la solution proposée en prenant en compte les besoins utilisateurs spécifiés précédemment. De ces évaluations découlent des informations sur les avantages et les inconvénients de la solution proposée, ainsi que la réponse ou non aux exigences des utilisateurs. Ces évaluations peuvent par exemple porter sur l'utilisabilité de la solution proposée. Ici, il sera important d'adapter les questionnaires envisagés, afin qu'ils soient compréhensibles pour les personnes avec DI, tout en s'assurant que les résultats restent fiables. Ces évaluations pourront être menées avec la plateforme PSCHITT [30], qui simule un déplacement piéton grâce à un tapis de marche et des écrans. La figure 1 montre cette plateforme équipée d'un fauteuil roulant. Les simulations sont intéressantes car elles permettent de contrôler l'environnement afin de créer des situations où l'utilisateur devra utiliser l'outil à évaluer.



FIGURE 1. Photographie de la plateforme PSCHITT PMR

6) *Réitération* : en fonction des résultats des évaluations menées, les étapes précédentes de la conception peuvent être réitérées une ou plusieurs fois afin de modifier la solution proposée et de mieux répondre aux besoins et exigences des utilisateurs.

7) *Fin de la conception* : Si les exigences utilisateurs et les besoins énoncés en début de conception sont satisfaits suite aux évaluations, la solution est terminée et peut être utilisée.

Tout au long du processus, il est important de prendre en compte le fait que les profils utilisateurs sont variés et évolutifs : toutes les personnes avec DI ont des compétences et des difficultés différentes. Celles-ci peuvent évoluer au cours du temps, en fonction de différents facteurs comme l'âge, les pathologies associées et les apprentissages.

La solution proposée devra s'adapter au profil de l'utilisateur [26]. Par exemple, les instructions devront être données avec un mode de communication compréhensible par l'utilisateur avec DI ; on peut notamment envisager l'utilisation de la méthode FALC (Facile à Lire et à Comprendre) [31] ou des pictogrammes.

IV. CONCLUSION

Cet article a pour but de présenter le début d'un travail de thèse (débuté en novembre 2024) dont la problématique est l'intégration de la collaboration dans un système d'aide à la navigation pour les personnes avec DI. Il explique le contexte de cette problématique, les travaux précédents et décrit la Conception Centrée Utilisateur envisagée pour répondre à la problématique.

La première étape de ce travail est en cours, les auteurs de ce papier réalisent une revue systématique de la littérature concernant les systèmes d'aide à la mobilité pour les personnes avec DI, qui intègrent de la collaboration. Ensuite, les personnes avec DI seront observées dans leurs déplacements et des scénarios de collaboration en mobilité leurs seront proposés afin de comprendre leur fonctionnement dans ce contexte. Il serait également intéressant d'analyser la littérature afin de prendre connaissance des systèmes collaboratifs d'aide à la navigation disponibles pour d'autres situations de handicap.

Les apports théoriques de cette thèse pourront être des nouvelles connaissances sur la manière dont les personnes

avec DI collaborent avec une tierce personne pour trouver leur chemin.

En perspective, en plus des personnes avec DI, cette problématique peut être étendue à d'autres situations de handicap, à un public vieillissant qui présente des troubles cognitifs ou encore à la mobilité de jeunes enfants.

REMERCIEMENTS

Ce travail a bénéficié d'une aide de l'État gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre de France 2030 portant la référence ANR-22-EXEN-0002 (PEPR eNSEMBLE/CATS).

RÉFÉRENCES

- [1] Institut national de la santé et de la recherche médicale (Inserm), "Déficiences intellectuelles," Institut national de la santé et de la recherche médicale, Tech. Rep., 2016, consulté le 26 février 2025. [Online]. Available : <https://www.inserm.fr/expertise-collective/deficiences-intellectuelles/>
- [2] H. Mengue-Topio and Y. Courbois, "L'autonomie des déplacements chez les personnes ayant une déficience intellectuelle : une enquête réalisée auprès de travailleurs en établissement et service d'aide par le travail," *Revue francophone de la déficience intellectuelle*, vol. 22, pp. 5–13, 2011.
- [3] E. Grison and V. Gyselinck, "La cognition spatiale pour repenser les aides à la navigation," *L'Année psychologique*, vol. 119, no. 2, pp. 243–278, 2019.
- [4] A. P. Association, *DSM-5® : manuel diagnostique et statistique des troubles mentaux*. Elsevier Masson, 2015.
- [5] OMS, "Classification Internationale des Maladies Onzième Version," Tech. Rep., 2025. [Online]. Available : <https://icd.who.int/browse/2025-01/mms/fr605267007>
- [6] M.-C. Morel-Bracq, *Les modèles conceptuels en ergothérapie : introduction aux concepts fondamentaux*. De Boeck Supérieur, 2024.
- [7] D. R. Montello, "Navigation," in *The Cambridge Handbook of Visuospatial Thinking*, P. Shah and A. Miyake, Eds. Cambridge University Press, 2005, pp. 257–294.
- [8] J. M. Wiener, S. J. Büchner, and C. Hölscher, "Taxonomy of human wayfinding tasks : A knowledge-based approach," *Spatial Cognition & Computation*, vol. 9, no. 2, pp. 152–165, 2009.
- [9] L. Letalle, "Autorégulation et hétérorégulation en situation d'apprentissage d'itinéraires chez des adolescents et des jeunes adultes présentant une déficience intellectuelle," Ph.D. dissertation, Université Charles de Gaulle-Lille III, 2017.
- [10] A. Lakehal, "User-centred design and evaluation of interactive system assisting the mobility of people with intellectual disability," Ph.D. dissertation, Université Polytechnique Hauts-de-France, 2022.
- [11] R. Delgrange, J.-M. Burkhardt, and V. Gyselinck, "Difficulties and problem-solving strategies in wayfinding among adults with cognitive disabilities : A look at the

- bigger picture,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 14, p. 46, 2020.
- [12] O. R. Hester, L. E. Cooney, and D. D. McMahon, “Navigation support for students with intellectual disability using mobile devices,” *Journal of Special Education Technology*, vol. 39, no. 4, pp. 557–566, 2024.
- [13] Y. Guedira, H. Mengue-Topio, S. Lepreux, L. Letalle, M. Duthoit, P. Pudlo, Y. Courbois, and C. Kolski, “Démarche de Conception Centrée Utilisateur de Systèmes d'Aide numériques à la Mobilité pour Personnes avec Déficience Intellectuelle,” in *IHM '23 Adjunct : Adjunct Proceedings of the 34th Conference on l'Interaction Humain-Machine*. Troyes, France : Association for Computing Machinery, Apr. 2023, IHM'23 - 34e Conférence Internationale Francophone sur l'Interaction Humain-Machine, AFIHM, Troyes.
- [14] L.-P. Lin, Y.-C. Hsia, S.-W. Hsu, C.-H. Loh, C.-L. Wu, and J.-D. Lin, “Caregivers’ reported functional limitations in activities of daily living among middle-aged adults with intellectual disabilities,” *Research in Developmental Disabilities*, vol. 34, no. 12, pp. 4559–4564, 2013.
- [15] L. Pacini, S. Lepreux, and C. Kolski, “Towards behavioral adaptation for people with intellectual disabilities in a mobility context,” in *RoCHI*, 2022, pp. 126–129, 19th International Conference on Human-Computer Interaction, RoCHI 2022, Craiova, Romania / Hybrid, October 6-7.
- [16] F. Franchi, F. Graziosi, C. Rinaldi, and F. Tarquini, “Aal solutions toward cultural heritage enjoyment,” in *2016 IEEE 27th annual international symposium on personal, indoor, and mobile radio communications (PIMRC)*. IEEE, 2016, pp. 1–6.
- [17] A. G. García de Marina, R. M. Carro, and P. Haya, “Where should I go? Guiding users with cognitive limitations through mobile devices outdoors,” in *Proceedings of the 13th international conference on interacción persona-ordenador*, 2012, pp. 1–8.
- [18] J. Gomez and G. Montoro, “Design considerations and evaluation methodology for adapted navigational assistants for people with cognitive disabilities,” in *International Conference on Health Informatics*, vol. 2. SCITEPRESS, 2015, pp. 344–351.
- [19] A. M. Khan, D. M. D. Dunlop, D. M. Lennon, and D. M. Dubiel, “Towards designing mobile apps for independent travel : exploring current barriers and opportunities for supporting young adults with down’s syndrome,” *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, vol. 14, no. 3, pp. 1–40, 2021.
- [20] A. L. Liu, H. Hile, G. Borriello, P. A. Brown, M. Harniss, H. Kautz, and K. Johnson, “Customizing directions in an automated wayfinding system for individuals with cognitive impairment,” in *Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, 2009, pp. 27–34.
- [21] S. E. Stock, D. K. Davies, L. A. Hoelzel, and R. J. Mullen, “Evaluation of a gps-based system for supporting independent use of public transportation by adults with intellectual disability,” *Inclusion*, vol. 1, no. 2, pp. 133–144, 2013.
- [22] J. C. Torrado, G. Montoro, and J. Gomez, “Easing the integration : A feasible indoor wayfinding system for cognitive impaired people,” *Pervasive and Mobile Computing*, vol. 31, pp. 137–146, 2016.
- [23] C. C. Smith, D. F. Cihak, B. Kim, D. D. McMahon, and R. Wright, “Examining augmented reality to improve navigation skills in postsecondary students with intellectual disability,” *Journal of Special Education Technology*, vol. 32, no. 1, pp. 3–11, 2017.
- [24] S. Carmien, M. Dawe, G. Fischer, A. Gorman, A. Kintsch, and J. F. Sullivan Jr, “Socio-technical environments supporting people with cognitive disabilities using public transportation,” *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*, vol. 12, no. 2, pp. 233–262, 2005.
- [25] J. Z. Flores, E. Cassard, C. Christ, N. Laayssel, G. Geneviève, J.-B. de Vaucresson, R. Coutant, J. P. Granger, and J.-P. Radoux, “Assistive technology app to help children and young people with intellectual disabilities to improve autonomy for using public transport,” in *Computers Helping People with Special Needs : 16th International Conference, ICCHP 2018, Linz, Austria, July 11-13, 2018, Proceedings, Part I 16*. Springer, 2018, pp. 495–498.
- [26] L. Pacini, S. Lepreux, and C. Kolski, “Pedestrian mobility contexts of people with intellectual disabilities : The role of personalization,” in *HCI in Mobility, Transport, and Automotive Systems*, H. Krömker, Ed. Cham : Springer Nature Switzerland, 2023, pp. 289–301.
- [27] E. Brangier and G. Valléry, *Ergonomie : 150 notions clés*. Dunod, 2021.
- [28] M. M. Sohlberg, B. Todis, S. Fickas, P.-F. Hung, and R. Lemoncello, “A profile of community navigation in adults with chronic cognitive impairments,” *Brain Injury*, vol. 19, no. 14, pp. 1249–1259, 2005.
- [29] AFNOR, “Norme ISO 9241 Ergonomie de l’interaction homme-système - Partie 210 : Conception centrée sur l’opérateur humain pour les systèmes interactifs,” aug 2019.
- [30] LAMIH, “Pschitt,” <https://www.uphf.fr/lamih/plateformes/mobilite-autonome/pschitt>, 2022, consulté le 3 mars 2025.
- [31] Inclusion Europe, “L’information pour tous : Règles européennes pour une information facile à lire et à comprendre,” 2009, consulté le 4 mars 2025. [Online]. Available : <https://www.unapei.org/publication/linformation-pour-tous-regles-europeennes-pour-une-information-facile-a-lire-et-a-comprendre/>

Marcher pour changer les perceptions :

L'approche participative transforme la perspective des jeunes chercheurs

Eduardo Augusto Monteiro de Almeida¹, Angelina Dias Leão Costa¹, Guillaume Thomann²

¹ Campus I - Cidade Universitária - Centro de Tecnologia, LACESSE, Bloco N, João Pessoa - 58051-900, Brazil

² Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP*, G-SCOP, 38000 Grenoble, France

* Institute of Engineering Univ. Grenoble Alpes

eduardoamda.arq@gmail.com

Résumé — Cet article présente une recherche axée sur le développement de systèmes d'orientation pour les utilisateurs malvoyants à travers une approche de conception centrée sur l'utilisateur. L'objectif est d'explorer les expériences spatiales des utilisateurs pour éclairer des solutions de conception plus inclusives. La méthodologie comprend deux étapes : une narration dirigée pour identifier les profils des participants et une visite guidée adaptée combinée à des techniques d'observation. La collecte de données implique des questionnaires et des discussions de groupe, analysées à travers une matrice de découverte. Les résultats indiquent une empathie accrue, une conscience critique des défis d'accessibilité et une reconnaissance des rôles professionnels dans la promotion d'environnements inclusifs.

Mots clés — *Approche inclusive, conception centrée sur l'utilisateur, déficience visuelle, orientation spatiale, visite accompagnée.*

I. INTRODUCTION

Le processus de conception peut être mené de différentes manières. Ces dernières années, on a assisté à une recherche croissante d'approches impliquant la participation des utilisateurs finaux, dans le but d'obtenir des résultats plus efficaces et adaptés à leurs besoins. Parmi ces approches, la méthodologie de conception centrée sur l'utilisateur (UCD) se distingue comme l'une des plus appropriées pour intégrer et absorber les informations pertinentes pour le développement de solutions centrées sur l'utilisateur.

Cet article présente une partie de la méthodologie développée dans une thèse qui propose une approche centrée sur les utilisateurs malvoyants pour la création de systèmes d'orientation spatiale. La recherche est menée sous un régime de co-tutelle entre l'Université fédérale de Paraíba (UFPA), au Brésil, et l'Université Grenoble Alpes (UGA), en France. La structure méthodologique de la thèse est basée sur les principes de l'UCD et est organisée en quatre étapes principales : (1) revue systématique de la littérature, (2) développement de la méthodologie pour l'inclusion des utilisateurs aveugles, (3) application et test de la méthodologie structurée, et (4) évaluation des résultats. Cet article vise à présenter les résultats préliminaires obtenus dans la troisième étape, appelée Approximation.

La phase d'approche est cruciale, car elle établit le premier contact entre les membres de l'équipe et l'environnement d'étude, permettant la construction d'une compréhension partagée de l'espace et des besoins des utilisateurs. Cette

phase a été divisée en deux moments distincts. Dans le premier, la technique du Directed Storytelling a été utilisée, ce qui a permis de catégoriser les profils des participants. L'équipe était composée de quatre étudiants en ingénierie, d'un étudiant en ergonomie (niveau M2) et d'un volontaire malvoyant, étudiant en sciences politiques.

La deuxième étape de la phase d'approche a consisté en une visite guidée, une méthodologie adaptée à cette recherche basée sur les principes du Walkthrough et de l'observation participante. Cette activité a permis aux participants de s'immerger dans l'environnement, favorisant l'identification des défis et des opportunités liés à l'orientation spatiale des personnes malvoyantes. Après la visite, des questionnaires individuels ont été appliqués et une discussion de groupe a eu lieu en utilisant la technique du Focus Group, visant à approfondir les perceptions recueillies. Les informations obtenues ont été organisées dans une matrice de découverte, structurée sur la base de cinq critères analytiques préalablement définis.

Les résultats ont révélé une approche plus empathique des participants concernant les questions d'orientation spatiale des personnes aveugles, ainsi qu'un regard critique sur les conditions d'accessibilité de la section du campus UGA-Grenoble. De plus, les étudiants ont pu comprendre comment leurs futures activités professionnelles, en tant qu'ingénieurs et ergonomes, peuvent contribuer à la promotion d'environnements plus inclusifs.

II. CADRE THÉORIQUE

A. Conception centrée sur l'utilisateur

La conception centrée sur l'utilisateur (UCD) est une approche méthodologique qui place les besoins, les désirs et les limites des utilisateurs au centre du processus de conception. Cette approche vise à garantir que les produits, services ou environnements sont développés en mettant l'accent sur l'expérience et la convivialité de leurs utilisateurs finaux. Le processus doit être interactif et impliquer les utilisateurs à toutes les étapes, de la conception à l'évaluation, pour garantir des solutions efficaces et satisfaisantes.

Dans [1], les auteurs soulignent l'importance de concevoir en fonction des perceptions et des comportements des utilisateurs, en affirmant que les produits à succès sont ceux qui tiennent compte des capacités humaines et facilitent l'interaction intuitive. Norman souligne que la conception centrée sur l'utilisateur va au-delà de l'esthétique et de la

fonctionnalité, car elle est essentielle pour éviter les erreurs et promouvoir l'efficacité d'utilisation.

La participation active des utilisateurs au processus de conception permet d'identifier les problèmes qui pourraient autrement passer inaperçus, ce qui donne lieu à des solutions plus inclusives et plus efficaces [2].

B. Récit dirigé, questionnaire et groupe de discussion

Le récit dirigé est une technique qualitative qui utilise des récits ciblés pour explorer les expériences, les motivations et les perceptions des utilisateurs par rapport à un contexte donné. Contrairement aux entretiens traditionnels, cet outil encourage les participants à partager des histoires personnelles, permettant ainsi de révéler les aspects subjectifs et contextuels de manière plus naturelle et spontanée.

Un **questionnaire** est un outil de collecte de données structuré qui consiste en un ensemble de questions conçues pour obtenir des informations spécifiques auprès d'un groupe cible. Il peut être administré en personne ou à distance, avec des questions fermées ou ouvertes ou une combinaison des deux, selon les objectifs de la recherche. L'un des avantages de l'utilisation de questionnaires est qu'il fournit des données pour l'analyse statistique et les interprétations contextuelles, en particulier dans les recherches qui visent à identifier les perceptions et les attitudes des participants sans l'influence des autres participants du groupe [3].

Le **focus group** est une technique qualitative qui consiste à réunir un petit groupe de participants pour discuter d'un sujet précis, sous la médiation d'un facilitateur qui mène la conversation afin d'explorer les perceptions, les opinions et les expériences des personnes impliquées. Cet outil est particulièrement utile pour comprendre les dynamiques sociales, identifier les consensus et les divergences et révéler les motivations sous-jacentes aux réponses individuelles. Au cours de la discussion, les participants sont encouragés à interagir les uns avec les autres, favorisant ainsi un environnement d'échange qui enrichit la collecte de données [4].

C. Visite guidée, orientation et observation

La **marche accompagnée** est un outil qui consiste à accompagner les utilisateurs dans leurs déplacements dans un environnement donné, dans le but de comprendre leurs perceptions, leurs difficultés et leurs stratégies de navigation dans l'espace. Au cours de la marche, le chercheur observe et interagit avec les participants, en enregistrant des commentaires et des comportements spontanés qui peuvent ne pas être facilement identifiables dans les méthodes de collecte de données statiques [4].

L'observation est une technique utilisée en recherche qualitative, qui consiste à observer le comportement des utilisateurs dans leur contexte naturel. Cet outil peut être appliqué de manière participative, lorsque le chercheur est activement impliqué dans la situation observée, ou de manière non participative, lorsqu'il se contente d'observer sans intervenir directement dans les actions. L'observation permet de capter des informations que les participants ne peuvent pas verbaliser, comme les gestes, les expressions et les réactions

spontanées lors de l'interaction avec l'environnement. Dans les projets de conception centrés sur l'utilisateur, l'observation permet d'identifier les problèmes d'utilisabilité et les opportunités d'amélioration, notamment dans des environnements complexes ou pour des publics ayant des besoins spécifiques [4].

Le **walkthrough** est une méthodologie d'évaluation qui consiste à simuler l'expérience utilisateur lors de son déplacement dans un environnement ou de l'utilisation d'un produit, dans le but d'identifier les problèmes d'utilisabilité, les obstacles et les opportunités d'amélioration. Au cours de cette pratique, les participants sont invités à effectuer des tâches spécifiques tout en décrivant leurs pensées, leurs perceptions et leurs difficultés tout au long du parcours. Cette approche nous permet de comprendre comment les utilisateurs interagissent avec l'espace ou le système, révélant des aspects qui peuvent ne pas être évidents dans des analyses purement théoriques ou techniques [3].

III. DÉVELOPPEMENT

Pour comprendre l'application des outils méthodologiques avec le groupe d'étudiants, il est nécessaire de comprendre - au moins en termes généraux - comment est structurée la proposition méthodologique élaborée pour la présente recherche. Le schéma méthodologique peut être visualisé dans la Figure 1 avec les quatre étapes de structuration de la thèse, en mettant en évidence la deuxième étape et ses quatre phases où les moments 01 et 02 de la première phase ont été appliqués, les outils et seront détaillés tout au long de cet article.

L'étape 02 de la méthodologie a été structurée en quatre phases interconnectées : Phase 01 - « Bases conceptuelles et théoriques » ; Phase 02 - « Développement de la méthode de conception » ; Phase 03 - « Application du processus de conception » ; Phase 04 - « Évaluation et interprétation des résultats ». Pour comprendre cet article, nous mettrons l'accent sur la deuxième étape, « Développement de la méthode de conception ».

Cette étape se déroule en trois phases distinctes : approximation, structuration et test. La phase d'approximation vise à favoriser l'interaction entre les concepteurs et les co-concepteurs malvoyants, en utilisant des techniques telles que le « Rapport d'expérience » et la « Marche accompagnée », suivie d'un groupe de discussion. La phase de structuration comprend la « Représentation libre de l'objet d'étude » à travers le Mind Mapping, le « Nivellement théorique » à travers un atelier de conception avec des boîtes à outils créatives, la « Représentation collaborative » dans des groupes de discussion avec des techniques de conception participative et la « Construction du prototype » avec des méthodes de prototypage. La phase des essais, quant à elle, comprend l'« Évaluation formative » avec des tests d'utilisabilité et des questionnaires, les « Ajustements et améliorations » du prototype, l'« Évaluation sommative » avec le protocole Think-Aloud, RITE et un nouveau groupe de discussion, et la « Mise en œuvre finale » sur le campus de l'UGA pour les tests, en utilisant une carte tactile et Think-aloud.

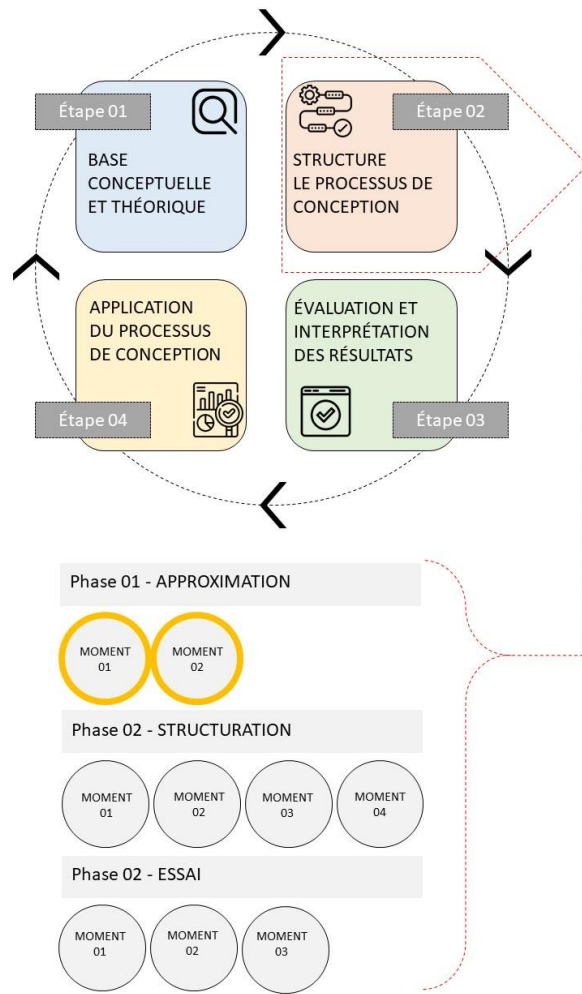


Figure 1 : Schéma méthodologique

A. Phase 01 et ses deux moments

L'étape de développement de la méthode de conception a été divisée en trois phases principales : l'approximation, la structuration et les essais. Dans ce présent article, les activités réalisées en phase 01, Approximation, seront décrites :

L'objectif de cette phase est de favoriser une première interaction entre les membres de l'équipe de projet qui participeront à la recherche (concepteurs et co-concepteurs) et d'acquérir une compréhension plus approfondie des besoins et des expériences des utilisateurs malvoyants. Cette phase se compose de deux sous-étapes :

B. MOMENT 01

Pour recueillir les expériences pratiques et les perceptions des participants, la technique du récit dirigé a été adoptée. Cette méthodologie consiste à demander à chaque participant de partager une histoire sur un moment où il a vécu ou accompli quelque chose d'important. Grâce à cette approche

narrative, les participants sont encouragés à identifier les aspects positifs de leurs expériences, les défis rencontrés et les points d'intérêt personnel. Le rôle du chercheur est de guider le récit, en extrayant des informations supplémentaires par le biais de questions ouvertes. L'un des avantages de cette technique est sa rapidité et sa simplicité d'exécution, nécessitant peu de ressources supplémentaires.

La réunion pour la tenue de cet événement a eu lieu le 9 février 2025. La salle de réunion choisie dispose d'une disposition des sièges en « U », ce qui facilite la visualisation du tableau de projection et de la planche à dessin. La réunion a duré 2 heures, de 12h30 à 14h30.

Tous les membres de l'équipe du projet étaient présents : l'auteur de la thèse et coordinateur des activités, le conseiller français et directeur du cours, un doctorant en stage de 3 mois spécialisé en ergonomie et conception centrée sur l'utilisateur, un étudiant en sciences politiques déficient visuel (volontaire du projet), un stagiaire de master en psychologie et ergonomie, et quatre étudiants en ingénierie qui ont participé à l'activité pour obtenir des crédits académiques.

L'objectif principal de cette première rencontre était de favoriser la compréhension mutuelle entre les participants, en mettant en valeur leurs caractéristiques et leur potentiel tant sur le plan professionnel que personnel. L'alignement et la connexion interpersonnelle entre les membres de l'équipe peuvent optimiser le travail en équipe.

La technique du récit dirigé a été adaptée à la réalité du groupe. Pour créer un environnement plus confortable et accueillant, l'agencement de la salle a permis à tous les participants de se voir et la collecte des données s'est effectuée uniquement par audio, à l'aide d'un enregistreur sur un téléphone portable et d'une application. Un script avec des questions stratégiques a servi de guide pour la conduite et a pu être utilisé pour approfondir les réponses des participants si nécessaire. Après la collecte, les fichiers audio ont été organisés en dossiers et transcrits à l'aide du site [Web transcriber.begalli.com](https://webtranscriber.begalli.com), qui propose des ressources d'intelligence artificielle. La version temporaire gratuite du site Web a été utilisée pour la transcription. Les textes transcrits de chaque participant ont été rassemblés dans un seul fichier et revus pour assurer l'organisation et la séquence des discours.

Une fois les données organisées, le processus de tabulation a commencé dans une feuille de calcul, où les principales informations extraites de la technique du récit dirigé ont été comparées entre les participants. Ces données ont été cruciales pour comprendre les participants, leur potentiel technique et leurs désirs personnels, permettant au responsable de l'activité de mieux répartir les tâches.

C. MOMENT 02

Afin de favoriser le rapprochement et la compréhension mutuelle entre les membres de l'équipe de conception, deux outils méthodologiques complémentaires ont été sélectionnés : la Marche Accompagnée et le Focus Group.

La balade guidée a eu lieu le vendredi 14 février 2025, devant le bâtiment MUSE-UGA à Saint Martin- d'Hères

(Figure 2), en Isère. Elle a débuté à 13h56, sous un temps ensoleillé avec une température de 7°C, et a duré environ 2 heures, pour se terminer à 14h43. La distance parcourue était de 910 mètres, avec environ 800 pas, telle qu'enregistrée par l'application Strava.



Figure 2 : Enregistrement de la tournée accompagnée (Référence : Archives de l'auteur)

L'activité a été organisée en répartissant les tâches entre les participants : une personne était chargée d'observer les pas du volontaire aveugle, une personne était chargée de filmer, une personne était chargée de prendre des notes et une personne était chargée de prendre des photos. Le volontaire aveugle a guidé le groupe le long d'un parcours familier et a partagé ses expériences, les difficultés d'accessibilité et les ressources d'orientation utilisées. Au cours du parcours, les autres participants ont interagi avec le volontaire, lui posant des questions et essayant de comprendre ses perceptions.

Le stagiaire en ergonomie était chargé d'organiser le groupe et de maintenir l'ordre, tandis que le chercheur responsable observait l'interaction du groupe et enregistrait le moment en photos et en audio.

L'itinéraire a été préalablement exploré par le chercheur à travers une promenade d'observation de l'environnement. L'itinéraire consistait à relier deux points d'intérêt, en identifiant les principaux bâtiments le long du parcours. La définition des principaux bâtiments était basée sur le schéma développé par [5] pour systématiser les réseaux de cartes tactiles, qui identifie les principaux bâtiments d'un campus universitaire. Dans cette étude, les points de départ et d'arrivée étaient les deux arrêts de train les plus proches de la Bibliothèque centrale, considérés comme des « portes d'entrée » du campus. Les principaux bâtiments le long du parcours étaient : MUSE, la Bibliothèque centrale et le bâtiment des sciences politiques.

Afin d'éviter de susciter une position unique et de permettre une analyse statistique ultérieure, il a été décidé d'inclure un questionnaire avec une échelle de Likert comme étape intermédiaire entre la visite guidée et le groupe de discussion. Le questionnaire a été administré individuellement avant le groupe de discussion, en veillant à ce que les opinions des participants soient enregistrées de manière indépendante. À la fin de la visite, le groupe s'est réuni dans une salle

disponible et chaque participant a répondu individuellement au questionnaire de 15 questions (Figure 3).



Figure 3 : Enregistrement du groupe de discussion. (Référence : Archives de l'auteur)

Après avoir recueilli les réponses des 6 participants, le groupe de discussion a été mis en place. La conversation a été enregistrée en audio puis retranscrite pour permettre l'organisation et l'analyse des informations.

IV. RÉSULTATS

L'analyse des résultats obtenus grâce à l'application des méthodologies de narration dirigée, de visite guidée et de groupe de discussion a révélé des informations sur la dynamique de l'équipe de conception et la perception de l'environnement étudié. La technique de narration dirigée, utilisée lors de la réunion initiale, nous a permis d'identifier les caractéristiques individuelles et le potentiel de chaque participant, favorisant une meilleure compréhension mutuelle et facilitant la répartition des tâches.

La visite guidée, réalisée en extérieur, a permis de vivre une expérience collective et immersive, révélant les difficultés d'accessibilité et les ressources d'orientation utilisées par le bénévole aveugle. L'application du questionnaire, préalable au Focus Group, a permis la collecte de données individuelles et l'analyse statistique des perceptions des participants, tandis que le Focus Group a offert un espace de discussion collaborative et d'analyse approfondie des problématiques soulevées lors de la visite guidée.

Ci-dessous, les résultats détaillés de chaque étape seront présentés, avec l'analyse et l'interprétation des données collectées.

A. MOMENT 01

La première étape de la Phase 1, utilisant la technique du récit dirigé, a permis de recueillir des données sur les caractéristiques individuelles des participants, leurs expériences et leurs attentes par rapport au projet. L'analyse individualisée de ces données a révélé un profil diversifié de compétences et d'intérêts, qui se complètent et renforcent le potentiel du groupe de travail. Ces informations ont été organisées dans le Tableau 1.

Tableau 1. Matrice de découverte (Référence : Préparé par l'auteur)

Partici pant	Potentiel	Intérêt	Contributions
P_01	Intérêt pour la conception	Conception mécanique.	Développement de solutions pratiques et innovantes,

	mécanique, volonté d'apprendre.		prototypage.
P_02	Expérience en planification, perspective empathique dans la prise en charge des personnes handicapées.	Gestion de projet, optimisation des ressources, prise en charge des personnes en situation de handicap.	Gestion de projet efficace, optimisation des ressources, garantie de solutions répondant aux besoins des personnes handicapées.
P_03	Formation en génie mécanique, expérience en projets pratiques.	Génie mécanique.	Développement de solutions innovantes, prototypage, intégration d'éléments créatifs et technologiques.
P_04	Profil axé sur le domaine de la santé, intérêt pour les projets sociaux, expérience en recyclage d'orthèses.	Santé, projets sociaux.	Vision holistique des enjeux d'accessibilité, création de solutions à impact social, développement de solutions durables.
P_05	Expérience en tant que personne déficiente visuelle, capacité d'adaptation, connaissance des besoins.	Accessibilité, inclusion, technologies d'assistance.	Collaboration avec des connaissances pratiques en matière d'accessibilité, garantissant des solutions efficaces et centrées sur l'utilisateur.
P_06	Formation en psychologie et ergonomie, expérience en bénévolat, orientation bien-être et qualité de vie.	Psychologie, ergonomie, bien-être, qualité de vie.	Compréhension approfondie des besoins humains, création de solutions humanisées axées sur le bien-être des utilisateurs.

B. MOMENT 02

Les résultats obtenus à partir du questionnaire révèlent que la visite guidée a transformé la perception des participants de l'espace universitaire. Des détails jusqu'alors négligés, comme l'organisation des bâtiments et la distribution des ressources, ont pris de l'importance, soulignant l'importance d'une expérience guidée pour une compréhension plus approfondie du campus.

Le questionnaire appliqué utilisait l'échelle de Likert, un instrument d'évaluation qui mesure le degré d'accord des participants par rapport à certaines affirmations. Les réponses ont été enregistrées sur une échelle de 6 points, allant de 0, représentant « Tout à fait en désaccord », à 5, indiquant « Tout à fait d'accord ».

L'une des questions posées montre l'importance que cette expérience a eue pour leur future performance professionnelle, selon les participants. Le résultat est visible dans le graphique visible en Tableau 2.

Les tableaux 2 et 3 présentent les résultats de l'échelle de Likert. Sur l'axe vertical, on retrouve les niveaux d'échelle, de 0 à 5, tandis que sur l'axe horizontal se trouvent les

participants, identifiés par « P » suivi d'une lettre (a, b, c, d, e, f) pour préserver l'anonymat et la confidentialité des réponses.

Une autre question demande au participant quelle influence l'expérience de la visite guidée a eu sur la perception de l'importance de petits détails pour l'accessibilité, jusqu'alors inaperçus pour lui. Le résultat est présenté dans le Tableau 3.

L'interaction favorisée lors du groupe de discussion a permis d'organiser les informations recueillies à partir des rapports des participants en thèmes centraux. Les résultats mettent en évidence la complexité de l'inclusion et de l'accessibilité, en abordant les défis, les perceptions individuelles et les solutions possibles pour rendre les espaces plus accessibles et accueillants.

Tableau 2 : Réponses à la question 14 (Référence : Préparé par l'auteur)

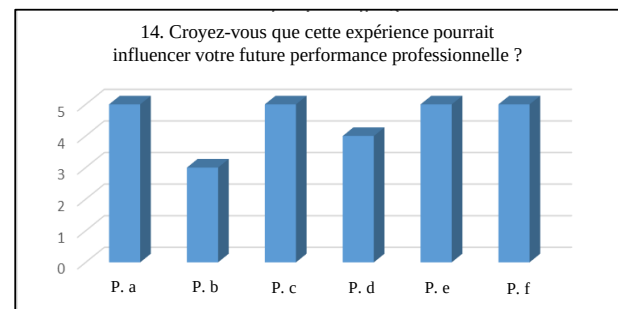
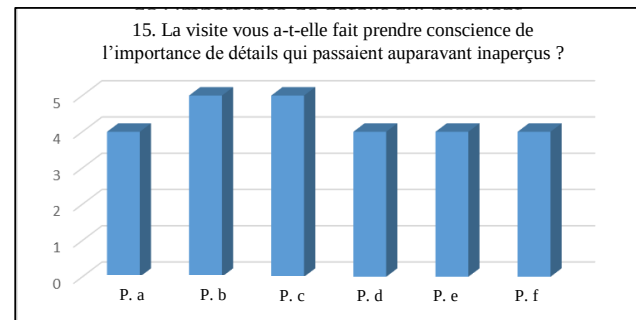


Tableau 3 : Réponses à la question 13 (Référence : Préparé par l'auteur)



C. INCLUSION : AU-DELÀ DU SOCIAL

L'inclusion va au-delà de l'apparence sociale et implique la planification et l'aménagement de l'espace physique. Avant de mettre en œuvre un plan ou un projet, il est essentiel de sensibiliser les gens à l'importance de ce sujet. L'inclusion ne se limite pas à des normes ou à des directives ; elle se manifeste dans des actions quotidiennes telles qu'aider quelqu'un à traverser la rue ou fournir des informations accessibles sur les transports publics.

D. ACCESSIBILITÉ : OBSTACLES ET SOLUTIONS

Les problèmes d'accessibilité ne se limitent pas aux barrières physiques. Le manque d'informations correctes, la mauvaise signalisation et le manque de respect des besoins des personnes handicapées constituent également des obstacles importants. De plus, la perception de ces défis varie selon l'expérience de chacun. Pour améliorer l'accessibilité, il est nécessaire d'investir à la fois dans des adaptations à l'environnement physique, telles que des cartes tactiles et une signalisation appropriée, et dans des solutions technologiques, telles que des applications de navigation qui aident les personnes malvoyantes à se déplacer.

E. EXPÉRIENCE ET AUTONOMIE

Le quotidien des personnes malvoyantes est jalonné de défis et de stratégies d'interaction avec l'environnement. Dans le contexte d'un campus universitaire, la navigation peut être complexe, surtout pour ceux qui ne connaissent pas bien le territoire, et l'absence de signalisation adaptée rend les déplacements encore plus difficiles. Pour compenser ces difficultés, de nombreux autres sens, comme le toucher et l'odorat, sont utilisés pour s'orienter. Assurer l'accessibilité dans l'espace facilite non seulement la mobilité, mais contribue également à l'autonomie de ces personnes, facteur essentiel à leur indépendance et à leur qualité de vie.

F. REPRÉSENTATION ET INFORMATION

Les cartes tactiles sont des outils fondamentaux pour guider les personnes malvoyantes. Cependant, leur création présente des défis, notamment en raison du manque d'équilibre entre la quantité d'informations et la lisibilité du matériel. La représentation des obstacles et des points de référence doit être claire et intuitive, en évitant une surcharge de données qui pourrait compromettre la compréhension. L'interface de ces ressources doit être accessible et efficace, en veillant à ce que leur utilisation soit intuitive et facile à parcourir.

V. CONCLUSIONS

Les résultats obtenus révèlent une augmentation significative de l'empathie des participants face aux défis

rencontrés par les personnes ayant une déficience visuelle en matière d'orientation spatiale. L'expérience de visite guidée, en particulier, a permis une immersion dans l'environnement du campus de l'UGA, permettant d'identifier les obstacles à l'accessibilité et de comprendre l'importance des solutions inclusives.

L'application du questionnaire et la discussion de groupe au sein du Focus Group ont permis d'analyser les perceptions individuelles et collectives, révélant la complexité du problème de l'accessibilité et la nécessité d'approches multidisciplinaires pour créer des solutions efficaces. La méthodologie proposée, qui combine différentes techniques de collecte et d'analyse de données, peut être appliquée dans d'autres contextes et projets de conception inclusive.

La phase d'approche de la recherche a démontré l'importance des méthodologies centrées sur l'utilisateur pour la collecte de données et la compréhension des besoins des personnes malvoyantes. Les résultats obtenus fournissent une base solide pour les prochaines étapes de la recherche, qui visent le développement et l'évaluation de systèmes d'orientation innovants et inclusifs.

Ces résultats soulignent davantage l'importance d'inclure l'utilisateur dans le processus de conception et, plus que cela, d'utiliser des techniques et des outils appropriés pour impliquer toute l'équipe de travail dans la solution nécessaire.

RECONNAISSANCE

Cette étude a été financée en partie par la Coordination pour le perfectionnement du personnel de l'enseignement supérieur – Brésil (CAPES) – Code financier 001.

RÉFÉRENCES

- [1] Norman, D. (2002). a.(1988). La conception des objets du quotidien.
- [2] Sharp, H., Rogers, Y. et Preece, J. (2007). Conception d'interaction. Au-delà de l'interaction homme-machine.
- [3] Rheingantz, Paulo. (2009). Observer la qualité du lieu : procédures pour évaluation post-occupation .
- [4] Martin, B. et Hanington, B. (2012). Méthodes universelles de conception : 100 façons de rechercher des problèmes complexes, de développer des idées innovantes et de concevoir des solutions efficaces. Rockport Publishers.
- [5] Almeida, E. A. M. (2019). Anteprojeto de dispositivo de orientação espacial: mapa tátil-visual para o campus I da UFPB (Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação). Curso de Arquitetura e Urbanismo da Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, PB.

Virtual coaches for the older people: Evaluating the effects of their co-design

Sidonie Salomé

TIMC, CNRS, Grenoble Alpes University
LIG, CNRS, INRIA, Université Grenoble Alpes
38400 Saint-Martin-d'Hères, France
Sidonie.salome@univ-grenoble-alpes.fr

Emmanuel Monfort

TIMC, CNRS, Grenoble Alpes University
38400 Saint-Martin-d'Hères
Emmanuel.monfort@univ-grenoble-alpes.fr

Lydie Du Bousquet

LIG, CNRS, INRIA, Grenoble Alpes University
38400 Saint-Martin-d'Hères
Lydie.du-bousquet@univ-grenoble-alpes.fr

Abstract— Co-design is a promising methodology for developing technological solutions that integrate artificial intelligence and are tailored to the needs of older adults. This study compares AGILE and co-design methodologies to evaluate their impact on participants' cognitive processes and the design of virtual coaches. The findings highlight the benefits and limitations of co-design, emphasizing the need for appropriate tools to maximize the effectiveness and engagement among older adults.

Keywords— *codesign; older adults; artificial intelligence; conversational agent; e-coachs*

I. INTRODUCTION

The world's population is ageing rapidly [1][2]. And yet, although the desire to age at home is increasingly recognized [3], ageing is associated with significant cognitive and physiological changes [4]. These developments make the care of older adults (OAs) who are losing, or at risk of losing, their autonomy a public health priority [4].

In this context, innovative approaches are needed to support healthy aging and reduce the risk of dependency. Technological solutions based on artificial intelligence (AI) are emerging as a promising approach [5][6]. Among these technologies, e-coaching systems using conversational agents stand out for enhancing the well-being and autonomy of OAs [7]. However, designing digital tools tailored for OAs remains a challenge. It requires the accommodation of diverse needs while avoiding stigmatization and ensuring intuitive, accessible interfaces [7][8]. Advanced design approaches may help address this challenge.

The AGILE design method has established itself as an unavoidable approach for the development of digital technologies. It is intended to enhance flexibility and adaptability, relying on iterative, incremental development, continuous delivery, and regular collaboration with stakeholders [9][10]. Although this method aims to involve end-users throughout the process, it still struggles to fully meet their

specific needs. In comparison, co-design, which actively involves OAs in the design process, is emerging as a relevant approach for developing effective, ergonomic, attractive, and useful technologies by integrating user feedback throughout the design phases [11][12][13]. However, despite its potential, the effectiveness of co-design remains poorly understood and insufficiently assessed [11][13][14][15][16].

The conceptual framework of distributed cognition examines the impact of the design process on participants. It emphasizes how cognitive processes extend beyond individuals to encompass social interactions and material artifacts [17]. Accordingly, this theory identifies three forms of cognitive process distribution: (1) socially distributed cognition, where cognitive processes are shared and coordinated within a group; (2) embodied cognition, which involves interactions between individuals and their material environment; and (3) temporally distributed cognition, where cognitive products are stored and reused over time. The quality of products depends as much on the development methods employed as on the quality of teamwork. Collaboration between developers and OAs would foster the sharing of cognitive processes, improve the adaptation of interactions, and ensure that needs are accounted for as people age [18].

II. OBJECTIVES

The aim of the present study was 1) to formalize a design method for AI-enabled technology tools that actively involves OAs and developers, and 2) to assess the method's effectiveness on a) the cognitive processes of OAs and designers (including cognitive processes, empathy, ageism, etc.), and b) the adoption and acceptability of the technologies developed.

III. METHODOLOGY

Sixteen Designers (Ds), computer science master's students ($M = 22.71$ years, $STD = 1.82$), divided into four groups, developed virtual coaches over a seven-week period. Two groups

designed their prototypes with seven senior participants (SPs) aged 67 to 87 ($M = 71.86$ years, $STD = 5.98$), following a co-design program (co-design condition C, groups C1 and C2). Two groups did not interact with OAs while designing their prototypes and followed the AGILE method (control condition A, groups A3 and A4). The co-design groups (C1 and C2) participated in four workshops with the OAs, led by a facilitator (F), utilizing a total of 11 successive methodological tools:

- Session 1 (S1): Identification of OAs' needs through a round-table discussion, formulation of the seven rules of co-design, and a focus group on the activity.
- Session 2 (S2): Definition of virtual coach functionalities, including the presentation and testing of existing conversational agents, brainstorming, and mock-up design.
- Session 3 (S3): Design of conversational scripts and coach personality, involving guided scenarios, role-playing, discussion of agent proactivity and personality trait sorting.
- Session 4 (S4): Iteration on prototypes, including the presentation of mock-ups, discussion of aesthetics, and revision of conversational scripts.

The control groups (A3 and A4) followed short development cycles called sprints. At the end of each sprint, they presented their prototypes to a stakeholder with expertise in gerontology for feedback.

A final session was held with the OAs to evaluate the prototypes produced by each of the four groups. The participants (OAs and Ds) of both A and C groups completed a series of evaluations in the form of questionnaires before (T1) and after (T2) the development process. For OAs, we assessed their sense of self-efficacy toward technology [19], their satisfaction with using the virtual coaches (CUS) [20], their acceptance of chatbots (UTAUT) [21], and their perception of creativity (SSC) [22]. For designers, we measured their motivation (SIMS) [23], their perceived creativity (SSC) [22], and their satisfaction with the final design of the virtual coaches (CUS) [20]. The co-design sessions were voice-recorded, and verbatim transcripts were produced, followed by an iterative thematic analysis. Before participating, participants were informed of the study terms, their rights, and the processing of their data, after which they provided their consent. The research has been approved by the ethics committee of Grenoble Alpes University (CERGA-Avis-2024-26).

Given the qualitative nature of the data, a thematic analysis was conducted to explore participants' experiences and perceptions. Initially, an inductive approach was applied, following the six phases described by Braun and Clarke [24]: familiarisation with the data, generation of initial codes, searching for themes, reviewing themes, defining and naming themes, and producing the final report. In a second phase, these themes were refined and interpreted through the lens of distributed cognition, in order to enhance the understanding and structuring of the results.

In addition, descriptive analyses were performed on the questionnaire results, taking into account the small sample size and the exploratory nature of the study. Rather than relying on

statistical inference, we aimed to identify meaningful trends and contrasts within the data.

IV. RESULTS

A. Impact of the method on the psychosocial processes of the participants

Changes in psychosocial scale scores between T1 and T2 varied considerably across groups. In the C groups, SIMS scores decreased for 2 participants and increased for 3 ($Min = -600$, $Max = 243$). In the A groups, 3 SIMS scale scores increased and 1 decreased ($Min = -100$, $Max = 157$). In the C groups, 2 SSC scale scores decreased, 3 increased, and 2 remained stable ($Min = -2.9$, $Max = 13.3$). In the A groups, 1 SSC scale score increased, 1 decreased, and 2 remained stable ($Min = -100$, $Max = 157$). Among the OAs, 3 SSC scale scores increased and 4 decreased ($Min = -15.8$, $Max = 22.2$).

B. Acceptability of the chatbot

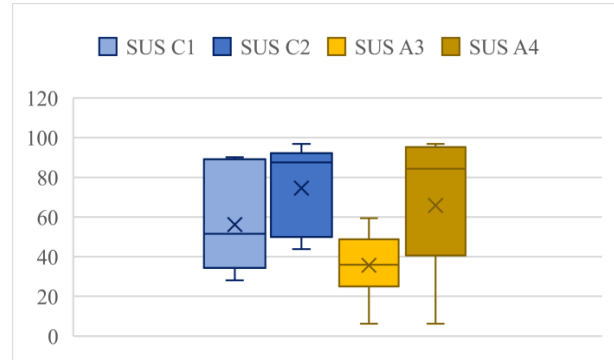


Fig. 1. Mean CUS scale scores for prototypes developed by co-design groups (C1 and C2) and control groups (A3 and A4).

Four prototypes were designed and evaluated. The OAs preferred the C2 prototype, developed by one of the two co-design groups, and disliked the A3 prototype, developed by one of the control groups, although there was no significant difference between the productions of the two groups (Fig. 1). The Shapiro-Wilk test was used to assess the normality of the prototype distributions C1 ($W = 0.884$; $p = 0.245$), C2 ($W = 0.818$, $p = 0.085$), A3 ($W = 0.937$, $p = 0.612$) and A4 ($W = 0.869$, $p = 0.180$) indicating that none of the distributions deviated significantly from normality. Student's t-tests were subsequently performed, a significant difference was observed between the CUS scores of prototypes C2 and A3 ($T = 3.368$, $p = 0.020$), as well as between prototypes A3 and A4 ($T = -2.54$, $p = 0.044$).

OA acceptance scores at T2 for prototypes C1, C2, and A4 ($M = 81.6$, $M = 88.5$, and $M = 83.1$, respectively) were higher than the initial acceptability score at T1 ($M = 77.6$) and lower for prototype A3 ($M = 54.9$). Regarding the evolution from acceptability (T1) to acceptance (T2), some prototypes exhibited different trends (Fig. 2). A significant improvement in performance expectations, behavioral intention, and hedonic motivation was observed between T1 and T2 for prototypes C1, C2, and A4. Higher scores in facilitating conditions were observed at T2 for prototypes C2 and A4. A reduction in effort expectations was noted at T2 for all four prototypes. The OAs preferred natural interaction facilitated by a Large Language Model (LLM) (C2), simplicity of use (A3), and a comprehensive, customizable prototype (C1).

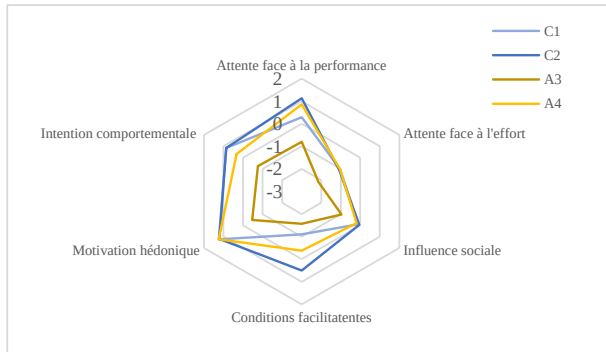


Fig. 2. Mean changes of acceptance scores between pre-test (T1) and post-test (T2) sessions.

C. Impact of the method on cognitive processes

The thematic analysis of the verbatims collected during the co-design sessions revealed six distinct themes (Fig. 3), corresponding to the dominant cognitive processes used to characterize the 11 co-design tools: (1) learning, (2) attention, (3) collaboration, (4) creativity, (5) memory, and (6) perception of the methodology. We then extracted and counted the occurrences of cognitive processes from the verbatims coded according to the identified themes and subsequently categorized them based by the tools used.

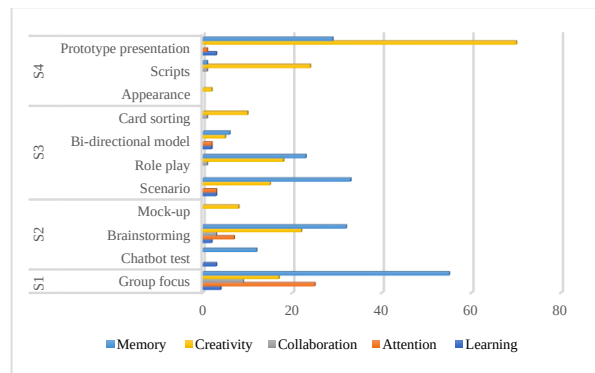


Fig. 3. Number of occurrences of cognitive processes according to co-design tools.

With regard to creativity, participants reported that tools such as brainstorming and focus groups are particularly effective in stimulating ideation. They also made the most recommendations regarding the functionality of the prototypes and their ability to meet the need for activities ($n = 13$).

“Brainstorming with post-it notes is an interesting way of getting ideas.” (D4, session 2)

Mock-ups, script selection, and scenario recommendations help ideas converge ($n = 12$).

“I think the best thing was when we presented our product. That way, you could already get a first glimpse of what we had already done [...] and maybe that allowed you to criticize as well, to see what you didn’t like.” (D7, session 2)

However, these tools also made it more difficult to maintain the attention of the participants, who frequently drifted away from the predefined discussion topic.

“Anyway, we talk too much, but isn’t that just what old people do? We leave our memories behind.” (OA1, session 1)

“Good dynamic. There’s room to say things. And then, it’s true that it can go a bit all over the place.” (D8, return from sessions, session 1)

Regarding memory, participants relied on past experiences ($n = 12$) and prospective memory ($n = 3$) during activities such as focus groups, brainstorming, scenarios, role-playing, and mock-ups.

“No, it’s for the same day [...]. I’m not going to open your app to see what I can do in August.” (OA3, prototype presentation, session 4)

“What’s interesting is that I see my own experience or my wife’s. There are moments when we get completely lost in a cascade of screens, and we need a big back button.” (OA7, maquette presentation, session 2).

Additionally, participants referenced the tools and documents used during the sessions (a form of external memory) ($n = 4$).

“You wrote ‘kindness’ in the first list—I loved that.” (OA3, return from sessions, session 4).

Participants also drew on each other’s expertise ($n = 13$): OAs shared their knowledge of their needs and daily lives, while students contributed their technological skills.

“It’s not explaining things that I liked the most, but rather the moment when we were developing—actually taking their (OA) opinions into account and thinking about things we wouldn’t have thought of ourselves.” (D9, end-of-session interview).

With regard to collaboration, the round table discussion and the 7 rules of co-design helped to establish a climate of collaboration, according to the participants ($n = 3$).

“Session 1 was interesting too—it was a chance to see their personality, to learn what they liked to do (the older participants) and what they didn’t like.” (E7 end-of-session interview C2).

Our thematic analysis also highlighted participants’ perceptions of the co-design method. Both OAs and developers

viewed co-design as an enriching experience that promotes better adaptation to end-user needs ($n = 13$).

“I think this session was good—there were a lot of details to consider for the chatbot, especially to make something well suited for you.” (D3, session 1).

They emphasized the development of social connections within the group ($n = 5$) and mutual learning about the prototype, the needs of the UFs, and the skills of other stakeholders ($n = 6$). The group's dynamics were appreciated, especially because of an atmosphere of attentive listening, kindness, and nonjudgment, which encouraged the expression and participation of each individual ($n = 4$).

“What I liked most was not being judged for how I behaved or for the way I might say silly things.” (OA3, session 5).

Areas for improvement were also identified. Some participants expressed a desire for closer involvement, particularly through active participation in coding ($n = 4$).

“I regret it a little... well, I don't know much about computers, but I was a bit frustrated not to see how they refined their approaches toward the final product—the hidden side, the technical development.” (P1, session 5).

Some participants mentioned difficulties in clearly formulating their needs ($n = 6$) or a tendency to remain anchored in their own experiences ($n = 4$). Lastly, suggestions were made regarding the structure of the study ($n = 9$), particularly in terms of the length and spacing of the sessions.

D. Impact of tools on the co-design method

We considered the number of interactions by participant group (OAs, Ds, and F) and by tool (Fig. 4). Observing changes in the frequency of participant interventions highlights shifts in group dynamics, which vary depending on the tools used. OAs' participation gradually decreased from S1 to S4, but increased again during the prototype presentation. In general, designers showed little verbal involvement. Nevertheless, their engagement was more pronounced during the role-play and the prototype presentation.

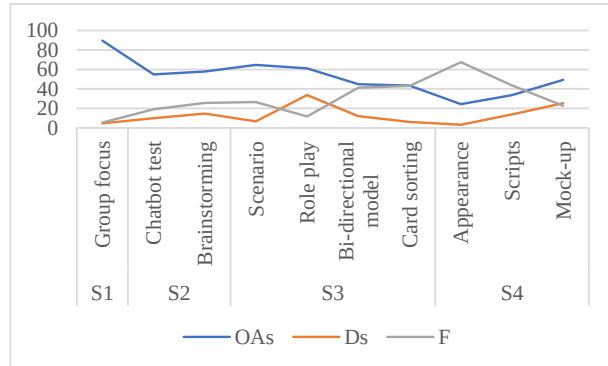


Fig. 4. Frequency of participants' involvement in co-design groups by tool, as a percentage of the total number of interventions (%).

V. DISCUSSION

The aim of this study was to formalize a co-design method that actively involves OAs and developers in designing virtual

coaches and to assess the method effects on participants' cognitive processes, as well as the adoption and acceptability of the developed technologies. The results suggest that the active participation of OAs in the design process fostered positive collaborative dynamics. However, their participation did not lead to uniform effects on psychosocial processes, particularly on motivation and on the perception of creativity.

Both the AGILE and co-design methods achieved the development of a prototype relatively well-suited to the OAs' needs. The co-design method also demonstrated that it achieves this outcome by having a positive impact on the cognitive processes involved in design. The improvement in performance expectations and hedonic motivation in the groups that benefited from co-design suggests that it fosters better alignment between digital tools and users' emotional and practical needs. These results confirm the hypothesis that increased end-user involvement in the design process helps align the developed functionalities with their expectations and real needs [14][16]. This observation also supports the idea that co-design tools stimulate both divergent thinking (e.g., brainstorming and focus groups) and convergent thinking (e.g., mock-ups and scenarios) [25].

Our results highlight the impact of co-design tools on group dynamics, with some tools encouraging more active participation (e.g., brainstorming, focus group). These tools promote the cognitive processes involved in distributed and shared cognition [17], particularly learning, attention, collaboration, and creativity. Brainstorming and role-playing notably stimulated creativity and the generation of innovative ideas. The guided scenarios, on the other hand, were more related to the convergence and structuring of ideas. These observations suggest that co-design fosters the sharing of knowledge and the pooling of skills between OAs and designers. The design tools also acted as external memory aids, facilitating the organization of ideas and reducing cognitive load [26][27]. They appear to have activated transactive memory, allowing participants to draw on collective expertise [28]. While distributed cognition emphasizes the distribution of cognitive processes across a network of actors and artefacts, it does not specify how team members synchronize their actions and coordinate their understanding of a given task. This highlights the importance of incorporating an evaluation of processes such as shared mental models [29].

The participation of the OAs gradually decreased over the course of the sessions, especially leading up to the prototype presentation exercise. This may reflect a desire to allow more space for the designers, in other words, a gradual evolution in the use of transactive memory, accompanied by a reorganization of roles. This development underscores the importance of maintaining a sustained dynamic of participation to support these processes. Ultimately, the analysis of the prototype evaluations revealed that the OAs showed a clear preference for the virtual coaches developed through co-design, particularly C2. The participants also reported significant benefits, such as improved adaptation to needs, the creation of social connections, and the development of knowledge, while highlighting difficulties related to the organization and tools used.

Although co-design allowed for the recognition of OAs' contributions, some designers expressed difficulties in adapting

their approach to needs that were sometimes implicit or poorly formulated. These results align with co-design literature, which emphasizes the importance of a structured yet flexible methodological framework to optimize stakeholder involvement [12][14]. Additionally, participants emphasized that co-design fostered adaptation to user needs, the creation of social connections, and the development of knowledge [25].

Several limitations must be considered. First, the relatively small sample size and the variability in participants' profiles may limit the generalizability of the results. A study with a larger sample would provide a better understanding of the effects of co-design on a broader range of users and designers. Second, although the study assessed the acceptability and uptake of the prototypes, it does not allow conclusions to be drawn about their long-term use. A longitudinal analysis could explore how these technological tools are integrated into the daily lives of OAs and identify any barriers to their sustainable use. Finally, while the co-design approach was generally perceived positively, difficulties in clearly formulating needs were identified as challenges to be addressed. It also appears necessary to adapt the method to the specificities of the target group, aligning the co-design tools with the objectives of each phase to avoid cognitive overload or lack of involvement [30].

Future work will certainly need to explore hybrid models that integrate co-design and AGILE methods, in order to optimize development flexibility while ensuring strong user involvement. As the LLM-based prototype was deemed the most acceptable and usable by the participants due to its linguistic capabilities, particular attention could also be paid to the impact of advances in artificial intelligence, on improving the interaction and personalization of virtual trainers.

VI. CONCLUSION

In conclusion, this study provides new insights into the impact of co-design in the development of technologies for OAs. Our results highlight the importance of active engagement from older end-users and the diversity of methodological tools to promote enriching cognitive interactions. They also underscore the need to structure the co-design process to optimize its benefits and ensure better integration of technologies into the daily lives of OAs.

ACKNOWLEDGMENT

The research is financially supported by the eSEMBLE Programme et Équipement Prioritaire de Recherche (PEPR) (ANR-22-EXEN-00042).

REFERENCES

- [1] INSEE. (2020). Tableaux de l'économie française. Edition 2020. <https://www.insee.fr/fr/statistiques/4277619?sommaire=4318291>
- [2] Organisation Mondiale de la Santé. (2022). Vieillesse et santé. <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
- [3] Forsyth, A., and Molinsky, J. 2021. What is aging in place? Confusions and contradictions. *Housing Policy Debate*, 31(2), 181-196.
- [4] Santé Publique France. 2022. Bien vieillir. <https://www.santepubliquefrance.fr/la-sante-a-tout-age/la-sante-a-tout-age/bien-vieillir>
- [5] Rubeis, G. 2020. The Disruptive Power of Artificial Intelligence: Ethical Aspects of Gerontechnology in Elderly Care. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 91, 104186.
- [6] Sankowski, O., and Krause, D. 2018. User-Centered Product Design for Older Adults: Comparison and Applicability of Methods. In *The 29th DfX Symposium*.
- [7] El Kamali, M., Angelini, L., Caon, M., Andreoni, G., Khaled, O. A., and Mugellini, E. 2018. Towards the NESTORE e-Coach: a tangible and embodied conversational agent for older adults. In *Proceedings of the 2018 ACM International Joint Conference and 2018 International Symposium on Pervasive and Ubiquitous Computing and Wearable Computers* (pp. 1656-1663).
- [8] Kramer, L. L., Mulder, B. C., Van Velsen, L., & de Vet, E. (2021). Use and effect of web-based embodied conversational agents for improving eating behavior and decreasing loneliness among community-dwelling older adults: protocol for a randomized controlled trial. *JMIR research protocols*, 10(1), e22186.
- [9] McCormick, M. (2012). Waterfall vs. Agile methodology. *MPCS, N/A*, 3, 18-19.
- [10] Duka, D. (2013, May). Adoption of agile methodology in software development. In *2013 36th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)* (pp. 426-430). IEEE.
- [11] Mannheim, I., Wouters, E., Köttl, H., Van Boekel, L. C., Brankaert, R., and Van Zaanen, Y. 2022. Ageism in the Discourse and Practice of Designing Digital Technology for Older Persons: A Scoping Review. *The Gerontologist*, 63(7), 1188-1200. <https://doi.org/10.1093/geront/gnac144>
- [12] Lee, H. R., Šabanović, S., Chang, W. L., Nagata, S., Piatt, J., Bennett, C., & Hakken, D. (2017, March). Steps toward the participatory design of social robots: mutual learning with older adults with depression. In *Proceedings of the 2017 ACM/IEEE international conference on human-robot interaction* (pp. 244-253). <https://doi.org/10.1145/2909824.3020237>
- [13] Fischer, B., Peine, A., and Östlund, B. 2020. The Importance of User Involvement: A Systematic Review of Involving Older Users in Technology Design. *The Gerontologist*, 60(7), e513-e523. <https://doi.org/10.1093/geront/gnz163>
- [14] Sumner, J., Chong, L. S., Bundele, A., and Wei Lim, Y. 2021. Co-designing Technology for Aging in Place: A Systematic Review. *The Gerontologist*, 61(7), e395-e409.
- [15] Vredenburg, K., Mao, J. Y., Smith, P. W., and Carey, T. 2002. A Survey of User-Centered Design Practice. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 471-478).
- [16] Sadek, M., Calvo, R. A., and Mougnot, C. 2023. Co-designing Conversational Agents: A Comprehensive Review and Recommendations for Best Practices. *Design Studies*, 89, 101230.
- [17] Hutchins, E. (1993). Learning to navigate. Understanding practice: *Perspectives on activity and context*, 35-63.
- [18] Weimar, E., Nugroho, A., Visser, J., Plaat, A., Goudbeek, M., & Schouten, A. P. (2017). The Influence of Teamwork Quality on Software Team Performance.
- [19] Compeau, D. R., & Higgins, C. A. (1995). Computer self-efficacy: Development of a measure and initial test. *MIS quarterly*, 189-211.
- [20] Borsci, S., Malizia, A., Schmettow, M., Van Der Velde, F., Tariverdiyeva, G., Balaji, D., & Chamberlain, A. (2022). The chatbot usability scale: the design and pilot of a usability scale for interaction with AI-based conversational agents. *Personal and ubiquitous computing*, 26, 95-119.
- [21] Venkatesh, V. (2022). Adoption and use of AI tools: a research agenda grounded in UTAUT. *Annals of Operations Research*, 1-12. https://vtechworks.lib.vt.edu/bitstream/handle/10919/110343/Venkatesh_AOR_2021.pdf?sequence=2&isAllowed=y
- [22] Karwowski, M., Lebeda, I., & Wiśniewska, E. (2018). Measuring creative self-efficacy and creative personal identity. *The International Journal of Creativity & Problem Solving*, 28(1), 45-57.
- [23] Guay, F., Vallerand, R. J., & Blanchard, C. (2000). On the assessment of situational intrinsic and extrinsic motivation: The Situational Motivation Scale (SIMS). *Motivation and emotion*, 24, 175-213.
- [24] Braun, V., & Clarke, V. (2006). Using thematic analysis in psychology. *Qualitative Research in Psychology*, 3(2), 77-101. <https://doi.org/10.1191/1478088706qp0630a>

- [25] Sanders, E. B. N., & Stappers, P. J. (2014). Probes, toolkits and prototypes: three approaches to making in codesigning. *CoDesign*, 10(1), 5-14.
- [26] Hutchins, E. (1995). *Cognition in the wild*. MIT press.
- [27] Norman, D. A. (1991). Cognitive artifacts. *Designing interaction: Psychology at the human-computer interface*, 1(1), 17-38.
- [28] Wegner, D. M. (1987). Transactive memory: A contemporary analysis of the group mind. *Theories of group behavior/Springer-Verlag*.
- [29] Cannon-Bowers, J. A., Salas, E., & Converse, S. (1993). Shared mental models in expert team decision making. *Individual and group decision making: Current issues*, 221, 221-46.
- [30] Visser, F. S. (2005). Contextmapping: experiences from practice. *Codesign*.

Co-conception d'outils numériques : illustration parmi des apprenants en situation de handicap et leurs formateurs

Marie Thérèse El Fakhry
Laboratoire LIS (EA 4395)
Université Paris-Est Créteil
marie-therese.el-fakhry@u-pec.fr

Virginie Demulier
Laboratoire LISN (UMR 9015)
Université Paris Saclay

Gérard UZAN
Laboratoire CHArt-THIM
Université Paris 8, Saint-Denis
Nathalie Dupont, Sandrine Salson (UPEC)

Karine Gros
Laboratoire LIS (EA 4395)
Université Paris-Est Créteil (UPEC)

Résumé : Le projet CookiNUM développe des outils pédagogiques numériques adaptés aux personnes en situation de handicap, dans le secteur de la cuisine. Il inclut une application mobile, un casque de réalité virtuelle (RV), une caméra connectée et une série web. La co-conception, est au cœur de ce processus pour garantir des outils véritablement inclusifs. Après un recueil des besoins, des prototypes sont testés dans des centres de formation partenaires, permettant d'adapter les outils en fonction des évaluations. Ce document présente l'importance d'intégrer les utilisateurs dans toutes les étapes de la conception et la méthodologie utilisée pour leur implication.

Mots-clés : co-conception ; accessibilité ; handicap ; outils numériques ; apprentissage ; cuisine

I. INTRODUCTION

L'insertion des personnes en situation de handicap dans l'apprentissage, notamment dans des secteurs exigeants comme la cuisine, nécessite des solutions adaptées en raison de la précision des gestes techniques, des exigences en matière de sécurité et d'hygiène, ainsi que des conditions de travail contraignantes, incluant des températures élevées et des risques de projections d'huile. La co-conception, qui implique activement les utilisateurs finaux dans le développement des outils s'impose comme une approche essentielle pour garantir des solutions réellement inclusives (Peyrard & Chamaret, 2020). Le projet CookiNUM illustre cette démarche en intégrant les principes de la co-conception dans le développement d'outils numériques pédagogiques. Cette communication met en avant l'importance de cette approche et décrit la méthodologie employée pour concevoir des solutions adaptées aux besoins des

apprenants en situation de handicap. Dans cet article, nous présentons le projet CookiNUM ainsi que la méthodologie de co-conception adoptée pour le développement des outils numériques.

II. LE PROJET COOKI NUM

CookiNUM, ¹lauréat de l'appel à projet DEFFINUM (dispositif innovant de numérisation des formations), est un projet de recherche et de formation ciblant notamment les personnes en situation de handicap (moteur, intellectuel, sensoriel, cognitif et psychique). Il repose sur une application mobile accessible, accompagnée de trois outils complémentaires : un casque RV² (immersion pour la découverte des ustensiles de cuisine, des produits d'hygiène et de sécurité), une caméra connectée (assistance numérique pendant les cours, axée sur les gestes professionnels ainsi que sur la transformation des matières et des produits) et une série web TV (vie quotidienne en milieu ordinaire, tant dans le cadre privé que professionnel). Ces outils sont conçus de façon à favoriser l'apprentissage en restauration (collective, rapide et traditionnelle) des personnes en situation de handicap, en leur offrant un support adapté à leurs besoins et à leur rythme d'acquisition (pour plus d'informations, voir Gros et al., 2024). Ils viennent également renforcer les méthodes pédagogiques traditionnelles telles que l'apprentissage par mimétisme et la pédagogie inversée de Bloom (Adams, 2015).

¹ Site CookiNUM : <https://chairehandicap.u-pec.fr/recherche/projet-cookinum/>

² RV : Réalité virtuelle

III. LA CO-CONCEPTION : LEVIER DE L'EFFICACITE D'UN OUTIL NUMERIQUE

L'approche de co-conception centrée sur l'utilisateur est largement adoptée dans le domaine de la santé et de l'éducation inclusive. En effet, l'implication active des parties prenantes (professionnels, familles, enseignants et apprenants) améliore l'adhésion aux outils développés et renforce la confiance entre les partenaires (Dinet, 2020). Cette démarche participative favorise la création de solutions pérennes (Baraudon, 2018; Dinet, 2020).

L'analyse de trois cas issus d'ateliers menés par APF Lab (association gestionnaire et de défense des droits des PSH)³, souligne l'efficacité de cette approche pour le développement d'outils numériques qui intègre les utilisateurs en situation de handicap dès les premières étapes du processus d'élaboration (Peyrard & Chamaret, 2020). Les améliorations nécessaires, sont donc identifiées en accord avec les principes de la conception universelle de l'apprentissage (Bergeron et al., 2012). La co-conception réunit les besoins des utilisateurs et l'expertise des professionnels pour produire des innovations pertinentes. Son succès dépend d'une collaboration équilibrée au sein des équipes (Trischler et al., 2018).

IV. METHODOLOGIE DE CONCEPTION DES OUTILS COOKI NUM

En reconnaissant l'importance de cette co-conception, la démarche de conception de CookiNUM repose sur une approche centrée-utilisateur, inspirée par diverses études. Baraudon (2018) souligne que le développement d'outils validés par les utilisateurs est un facteur clé pour renforcer leur implication dans l'évaluation des environnements d'apprentissage qui leur sont destinés. Ainsi, la co-conception d'interfaces numériques suivant cette approche est essentielle pour garantir leur utilisabilité et leur accessibilité.

Selon le Centre National de la Fonction Publique Territoriale (2022), la conception s'articule autour de trois étapes fondamentales : l'empathie, qui consiste à s'immerger dans la réalité des utilisateurs pour identifier leurs besoins ; la rationalisation, permettant de structurer les problématiques soulevées ; et le prototypage, qui matérialise une solution testable. Dans ce qui suit, nous détaillons les différentes étapes mises en œuvre dans le projet CookiNUM, qui s'inspirent de ces cadres théoriques.

³ PSH : Personnes en Situation de Handicap

A. Recueil des besoins

Une démarche de recueil des besoins a été réalisée auprès d'organismes de formation partenaires proposant les cursus CAP⁴ cuisine et Titre Professionnel Agent de Restauration pour mieux répondre aux besoins des personnes en situation de handicap. Cette approche s'inscrit dans une logique de traçabilité des besoins, permettant de structurer les données relatives aux outils utilisés et aux exigences qu'ils doivent satisfaire (Calixte et al., 2018). Ainsi, 31 apprenants et 10 formateurs ont participé à cette étude.

Statut de l'établissement	Nombre d'apprenants	Profils des apprenants accueillis	Nombre de formateurs
ESRP ⁵	3	DI ⁶ et TA ⁷	1
EPNAK ⁸	11	DI et TA	2
CFA ⁹	10	Allophones, DI, DA ¹⁰ et TA	6
ESAT ¹¹	7	DI, DA et TA	1

Tableau : Répartition des participants aux recueils de besoins

L'échantillon de participants était composé d'apprenants âgés de 10 à 40 ans (moyenne = 28 ; écart type : 13) et de formateurs ayant environ 6 années d'expérience en moyenne. La majorité des formateurs (88%) ont indiqué ne jamais avoir utilisé d'outils numérique. Des entretiens semi-directifs ont été menés afin de recueillir les besoins rencontrés dans le cadre de la formation aux métiers de la cuisine. Ces échanges ont permis de faire émerger un certain nombre de verbatims récurrents, parmi lesquels : "Il est essentiel que les ressources soient accessibles à tous", "Une approche pédagogique interactive est privilégiée", "Utiliser des éléments visuels pour les non lecteurs", "L'apprentissage doit être ancré dans des situations réelles", "Les outils doivent offrir une plateforme flexible selon le profil de l'apprenant", "Il faut sensibiliser les structures d'accueil aux réalités vécues par les apprenants." Nous présentons alors dans

⁴ CAP : Certificat d'Aptitude Professionnelle

⁵ ESRP : Établissement et Service de Réadaptation Professionnelle

⁶ DI : Déficience Intellectuelle

⁷ TA : Trouble d'Apprentissage

⁸ EPNAK : Établissement Public National Antoine Koenigswarter

⁹ CFA : Centres de Formation d'Apprentis

¹⁰ DA : Déficience Auditive

¹¹ ESAT : Établissements ou Services d'Aide par le Travail

ce qui suit une synthèse des besoins clés, regroupés selon leur thématique.

- **Adaptabilité et accessibilité** : les outils doivent être flexibles, adaptés au public concerné et répondre aux exigences de qualité.
- **Support à l'apprentissage** : mise à disposition de ressources favorisant l'autonomie des apprenants, avec un apprentissage à leur rythme, répétable à volonté, pour pallier les difficultés de mémoire et d'attention.
- **Implication** : intégration de supports engageants, incluant des bonnes pratiques, des tutoriels interactifs sur l'hygiène et la sécurité, ainsi que des mini-quizz pour renforcer la rétention des connaissances.
- **Facilitation de la compréhension** : utilisation de pictogrammes et d'éléments visuels. Supports audio et vidéo privilégiés afin de limiter les contenus textuels, rendant l'information plus accessible.
- **Uniformisation du vocabulaire** : cohérence terminologique entre les supports numériques et les environnements immersifs pour assurer une continuité pédagogique.
- **Suivi et interaction** : possibilité de suivre l'évolution des apprenants et de créer une interaction entre les structures de formation et de professionnalisation.

B. Ateliers créatifs

Des séances de brainstorming, issues du recueil des besoins, ont été organisées avec les formateurs ayant contribué à la phase précédente. Spécialisés dans l'accompagnement des personnes en situation de handicap, ces formateurs ont participé à la génération d'idées pour concevoir les premières versions des outils numériques. Inspirée des travaux de Calixte (2018), cette démarche vise à garantir une adaptation optimale des outils aux besoins identifiés. Les choix technologiques des outils CookiNUM ont été établis en concertation avec ces formateurs. À cet égard, une série web et une caméra connectée (GoPro choisie pour ne pas gêner l'environnement de travail en cuisine) ont été sélectionnées pour répondre aux besoins d'apprentissage, permettant aux apprenants de suivre et de répéter les gestes du formateur à leur propre rythme. La RV a été privilégiée pour les questions de sécurité en cuisine et pour offrir une expérience immersive, permettant un entraînement autonome, à l'abri du regard des autres. Enfin, une application mobile a été retenue pour centraliser l'ensemble des outils et des ressources pédagogiques.

C. Spécification des outils

À la suite du recueil des besoins et des ateliers de co-conception, plusieurs solutions ont été retenues afin de mieux prendre en compte les besoins exprimés. Chaque dispositif du projet s'appuie ainsi sur des spécifications techniques et pédagogiques visant à soutenir une approche inclusive et adaptée de l'apprentissage.

CookiNUMmobile

L'application mobile CookiNUM vise à proposer un environnement d'apprentissage personnalisable et centré sur l'autonomie de l'apprenant à travers un(e) :

- Interface simplifiée, avec un affichage hiérarchisé et un nombre réduit d'informations par écran.
- Prédominance des éléments visuels (pictogrammes, vidéos, images) pour faciliter la compréhension pour les apprenants présentant une déficience intellectuelle.
- Personnalisation de l'affichage : mode sombre, navigation vocale et au clavier, compatibilité avec les technologies d'assistance, ajustement de la taille du texte.
- Accessibilité renforcée par le sous-titrage et la transcription systématique des contenus audio/vidéo répondant aux besoins des apprenants ayant une déficience auditive.
- Envoi ciblé de ressources spécifiques à un apprenant par le formateur, en réponse à des difficultés identifiées sur une notion particulière
- Centralisation des contenus pédagogiques dans un espace unique.
- Apprentissage au rythme de l'apprenant.

CookiNUMskills

Ce module exploite la réalité virtuelle pour offrir une expérience immersive et sécurisée, facilitant l'apprentissage expérientiel.

- Immersion réaliste dans une cuisine professionnelle.
- Modules gamifiés favorisant la mémorisation et l'engagement.
- Répétition libre des gestes techniques en cuisine en autonomie et sans stress.
- Simulation de situations à risques difficile à reproduire en réel (e.g. feu en cuisine).
- Transition facilitée entre simulation et réel.

CookiNUMprogram

La web-série pédagogique repose sur une combinaison de narration, d'identification et de modélisation pour stimuler l'engagement des apprenants avec :

- Des épisodes fictionnels « TOC'Chef » mobilisant des ressorts narratifs pour stimuler l'engagement et l'identification des apprenants.
- Des pastilles tutoriels focalisées sur les gestes et savoir-faire professionnels, en lien direct avec les référentiels de formation.
- Des reportages immersifs de type « vis ma vie », donnant à voir la réalité quotidienne d'apprenants en situation de handicap (TDAH¹², troubles psychiques), dans leur environnement de formation et professionnel.

Cet outil vise à renforcer la motivation, la crédibilité et la projection professionnelle des apprenants, tout en sensibilisant les pairs, les formateurs et les employeurs aux réalités du public en situation de handicap.

CookiNUMnetwork

La caméra connectée est un dispositif de capture et de diffusion vidéo en temps réel, associé à un écran de visualisation et à une commande vocale. Ce dispositif offre une analyse fine des pratiques, notamment grâce à une fonction de relecture avec ralenti et pauses explicatives à visée pédagogique. En plus du revisionnage, CookiNUMnetwork intègre des fonctionnalités de mise en réseau, renforçant les possibilités de formation à distance et de mutualisation des pratiques entre établissements :

- Mise en réseau pour la formation à distance et les événements interclasses.
- Feedback personnalisé à partir des enregistrements individuels des apprenants.
- Valorisation des réussites et partage d'expériences entre structures.

D. Prototypage et expérimentations

Concernant le prototypage, un premier prototype a été développé et soumis à des tests utilisateurs, selon une approche d'optimisation continue (Calixte et al., 2018). Le prototype de l'application mobile a été testé en phase pilote du projet par 4 membres de l'équipe CookiNUM, 4 professionnels du domaine du digital et de l'accessibilité numérique ; ainsi que par 5 apprenants dans un centre de formation partenaire (ESAT). L'approche adoptée vise à documenter les interactions des utilisateurs avec le prototype, afin d'en comprendre les limites et les améliorations possibles. Un prototype révisé en fonction des remarques des utilisateurs a ensuite été testé auprès des mêmes testeurs.

Le casque RV, la caméra connectée et la série web ont été testés en conditions réelles d'apprentissage en cuisine, au sein de deux organismes de formation (CFA). Pour le premier, l'expérimentation a impliqué 10 apprenants présentant des difficultés d'apprentissage (attention, mémoire, lecture, écriture), ainsi que le personnel de l'organisme (6 éducateurs spécialisés, 3 directeurs adjoints et 2 référents handicap), tandis que le second a inclus 3 formateurs et 8 apprenants (allophones et présentant des troubles d'apprentissage).

E. Retours utilisateurs et améliorations

Après les expérimentations dans les centres de formation mentionnés, un questionnaire a été diffusé auprès des formateurs et du personnel des CFA pour recueillir leur avis sur l'utilisabilité des outils. Le questionnaire est structuré en deux grandes parties distinctes. La première partie vise à recueillir des informations sur les formateurs, notamment leur expérience professionnelle (années d'enseignement), leur structure d'appartenance et les profils d'apprenants qu'ils accueillent. La seconde partie se divise en quatre sections, chacune consacrée à l'évaluation d'un outil numérique.

Les questions portent principalement sur la facilité d'utilisation des outils, les difficultés rencontrées lors de leur expérimentation et les améliorations potentielles. À titre d'exemple, les participants ont été interrogés sur la pertinence des capsules pédagogiques immersives pour soutenir les apprentissages, ainsi que sur les éventuelles difficultés d'apprentissage observées "Y a-t-il des difficultés d'apprentissage impactant l'utilisation du dispositif ? Si oui, dans quelles situations ces difficultés surviennent-elles ?". D'autres questions ont exploré l'acceptabilité des fonctionnalités spécifiques, telles que l'usage de la reconnaissance vocale en cuisine, ainsi que les préférences en matière de commandes vocales. "Avez-vous des expressions ou des termes spécifiques que vous souhaiteriez utiliser ?". Le questionnaire interroge les formateurs sur les freins identifiés à l'adoption des outils et sur les axes d'amélioration à envisager, notamment en termes d'ergonomie et d'accessibilité des interfaces.

Parallèlement, des entretiens semi-directifs ont été réalisés avec les apprenants pour observer leur perception des outils et déterminer s'ils envisagent de les utiliser ou s'ils estiment que les outils pourraient les déranger en cours (obstruction de la vue, limitation des gestes ou le fait d'être filmés). Quelques exemples de questions posées à ce sujet : "Les vidéos sont-elles

¹² TDAH : Le trouble du déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité

faciles à comprendre et à suivre ?”, “Les tutoriels vidéo vous aident-ils à apprendre des techniques de cuisine ?”, “La présence de la caméra vous a-t-elle dérangé ?”. De plus, l’entretien a exploré l’intérêt des apprenants pour de nouvelles technologies, en les interrogeant sur l’utilisation potentielle de la réalité virtuelle “Seriez-vous intéressé à utiliser un casque VR pour apprendre de nouvelles notions ?”, ainsi que leur perception de l’ergonomie de l’interface “Que pensez-vous des couleurs utilisées dans l’application ?”, “Y a-t-il beaucoup d’informations sur la page ?”.

Voici quelques exemples de suggestions qui nous ont permis d’apporter des améliorations :

- Mise en place d’une navigation plus simplifiée et de contenus rédigés en FALC¹³. Ajout supplémentaire de pictogrammes et d’options de personnalisation selon le besoin e.g. agrandir la taille de la police, augmenter le contraste de couleurs.
- Ajout d’un micro-cravate pour une commande vocale plus optimisée et d’un support ventouse pour une meilleure fixation de la caméra en cuisine.
- Ajustements des scénarios d’apprentissage en RV pour minimiser la fatigue cognitive.
- Ajout de sous-titres, ralentissement du débit de la voix dans la série web et insertion de pauses. Intégration de notes style post-it aux tutoriels vidéo, pour une meilleure compréhension et mémorisation du contenu.

Les résultats issus de la participation des formateurs et des apprenants, recueillis à chaque expérimentation, nous permettent d’améliorer les outils CookiNUM afin de mieux répondre à leurs besoins. D’autre part, nous avons observé une satisfaction de la part des apprenants liée à la prise en compte de leurs suggestions d’amélioration, ce qui a renforcé leur désir d’implication dans la co-conception et probablement, dans l’utilisation future des outils. Réellement, lors de l’essai du prototype amélioré en fonction de leurs suggestions, les apprenants ont immédiatement identifié et mentionné les modifications qu’ils avaient proposées. Par exemple, ils ont relevé des changements spécifiques, tels que la modification d’une couleur ou l’ajout d’une image. Leur intérêt s’est manifesté par des questions récurrentes sur la disponibilité de l’application et la possibilité de la télécharger, ce qui témoigne de leur implication et de leur satisfaction quant à la prise en compte de leurs retours. D’autres expérimentations et retours utilisateurs

sont prévus avec plus d’établissements lors des nouveaux cycles de formation.

•

V. CONCLUSION

La co-conception d’outils numériques avec les formateurs et les apprenants en situation de handicap constitue un levier essentiel pour un apprentissage inclusif. En impliquant les utilisateurs dès les premières phases de développement, il devient possible de concevoir des solutions mieux adaptées à leurs besoins, favorisant ainsi leur intégration dans les dispositifs de formation. Toutefois, des défis subsistent, notamment en matière de prise en compte de la diversité des profils et de contraintes techniques, nécessitant une adaptation continue des outils. Pour conclure, il est important de réaliser davantage d’expérimentations, de renforcer la personnalisation des dispositifs et d’explorer l’application de la co-conception à d’autres domaines liés à la formation des personnes en situation de handicap, au-delà de la cuisine.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à adresser nos plus sincères remerciements au colloque jeunes chercheurs de l’IFRATH pour nous avoir offert l’opportunité de participer à cet événement. Nous exprimons également notre reconnaissance à la Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail ainsi qu’aux organismes soutenant le projet CookiNUM, une initiative financée par l’État dans le cadre de l’Action “Adaptation et qualification de la main d’œuvre”, “Dispositifs France Formation Innovante NUMérique (DEFFINUM)”, opéré par la Caisse des Dépôts (Banque des Territoires).

REFERENCES

- Adams, N. E. (2015). Bloom’s taxonomy of cognitive learning objectives. *Journal of the Medical Library Association* : JMLA, 103(3), 152- 153. <https://doi.org/10.3163/1536-5050.103.3.010>
- Baraudon, C. (2018). *Principes de conception et de validation d’un outil d’évaluation de l’utilisabilité perçue adapté à des enfants*.
- Bergeron, L., Rousseau, N., & Leclerc, M. (2012). La pédagogie universelle : Au coeur de la planification de l’inclusion scolaire. *Éducation et Francophonie*, 39(2), 87- 104. <https://doi.org/10.7202/1007729ar>
- Calixte, X., Gronier, G., Rajeb, S. B., & Leclercq, P. (2018). *Impact des outils numériques de*

¹³ FALC : Facile à Lire et à Comprendre

communication et d'échanges d'information dans les processus de conception collaborative.

- Centre National de la Fonction Publique Territoriale. (2022). *La co-conception : Une démarche d'innovation centrée sur l'utilisateur autour du co-design et de la créativité.*
- Dinet, J. (2020). La co-conception d'un jeu sérieux dédié au sport pour enfants hémophiles: *Enfance*, N° 3(3), 337- 351. <https://doi.org/10.3917/enf2.203.0337>
- Gros, K., Lis, L., Lacroix, S., Anis, M.-T. E. F., 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.

- Peyrard, E., & Chamaret, C. (2020). Concevoir pour tous, mais avec qui ? Trois cas de co-conception avec des personnes en situation de handicap: *Annales des Mines - Gérer et comprendre*, N° 141(3), 57- 70. <https://doi.org/10.3917/geco1.141.0057>
- Trischler, J., Pervan, S. J., Kelly, S. J., & Scott, D. R. (2018). The Value of Codesign: The Effect of Customer Involvement in Service Design Teams. *Journal of Service Research*, 21(1), 75- 100. <https://doi.org/10.1177/1094670517714060>

Index des auteurs

A

Almeida, Eduardo 56
Anzalone, Salvatore M. 44

B

Babel, Marie 14, 33
Bault, Constance 50
Blard, Maxence 8
Bonnyaud, Céline 8
Bousefsaf, Frédéric 2

D

Desideri, Lorenzo 32
Devigne, Martin 14
Di Rosa, Allan 20
Dias Leão Costa, Angelina 56
Drevelle, Vincent 33
Du Bousquet, Lydie 62
Dubois, Fabien 8
Dupire, Jérôme 20

E

El Fakhry, Marie Thérèse 68
El Ghabi, Kaoutar 2

G

Gallois, Maël 14
Gros, Karine 26
Guégan, Sylvain 14

H

Hains, Gaetan 26
Hansen, Clint 26

K

Kolski, Christophe 50
Kour, Manpreet 26

L

Lang, Julie 44
Le Breton, Ronan 14
Le Moal, Camille 8
Le Terrier, Théo 33
Lenoir, Juliette 8
Lepreux, Sophie 50

M

Manzano, Maxime 14
Marçal de Oliveira, Káthia 50
Mokhtari, Mohamed Rayane 39
Monfort, Emmanuel 62
Morère, Yann 26

P

Pelachaud, Catherine 1
Pons, Olivier 20

R

Roche, Nicolas 8

Thomann, Guillaume 56

Touat, Massyl 44

S

Saber, Mohamed 26

Salomé, Sidonie 62

V

Vanneyt, Théo 8

T

ISBN 978-2-9571218-4-7



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

Association loi 1901

N° de parution : 20080045, JO 11 nov. 2008

Id. WALDEC : W931006165

SIRET : 519 490 130 00019, Code APE 9499Z

IBAN FR76 4255 9000 6141 0200 1298 517

<https://ifrath.fr/jcjc2025/>