

Karine Gros
Gérard Uzan
Yann Morère
(Eds.)

Handicap, Vieillesse, Autonomie, Insertion, Technologies

Colloque « Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs »
Université Paris-Est Créteil, 21 Octobre 2021
Actes

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





Editeurs

Karine Gros — Titulaire de la Chaire "Handicap, Emploi et Santé au travail"
Laboratoire LIS, Lettres, Idées, Savoirs – EA 4395
Université Paris-Est Créteil — Faculté de Santé
8, rue du Général Sarrail — 94000 Créteil
karine.gros@u-pec.fr

Gérard Uzan
Laboratoire CHArt – EA4004, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
guzan@univ-paris8.fr

Yann Morère
Laboratoire LCOMS,
Université de Lorraine
7 rue Marconi, 57070 Metz Technopole
yann.morere@univ-lorraine.fr

Mise en page

Maquette : Salvatore M. Anzalone et Sarah Digout
Couverture : Vincent Bricout
Camera-ready par les auteurs

Impression

AGG PRINT
183 rue Cuvier
69006 Lyon

Gestion des soumissions

EasyChair conference system
<http://easychair.org>

ISBN 978-2-9571218-1-6



9 782957 121816

Dépôt légal Octobre 2021

© IFRATH

<http://ifrath.fr>

Préface

Ce nouvel ouvrage *Handicap, Vieillissement, Autonomie, Insertion, Technologies* rassemble les actes du sixième colloque *Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs* (JCJC'2021) de l'IFRATH organisé en collaboration avec l'Université Paris 8 (équipe THIM du laboratoire CHArt - EA4004) et la Chaire « Handicap, Emploi et Santé au travail » de l'Université Paris-Est-Créteil. JCJC'21 s'est tenu le 21 octobre 2021 à l'Université Paris-Est-Créteil, sur le campus du Mail des Mèches, dans la Maison de l'Innovation et de l'Entrepreneuriat Étudiant (MIEE). L'organisation de JCJC 2021, que nous avons souhaitée hybride, nous a permis, après plusieurs confinements pour cause de COVID-19, de nous retrouver avec plaisir, certes, toujours dans un contexte sanitaire encore contraint. Elle nous a également permis, et nous en mesurons l'importance scientifique, de maintenir l'ambition internationale de l'événement en accueillant des jeunes chercheurs brésiliens et argentins.

L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) a pour objectif de promouvoir les solutions technologiques à destination des personnes en situation de handicap et d'aider au développement de recherches technologiques et méthodologiques dans ce domaine en relation avec les acteurs de l'accompagnement et du soin et avec les personnes handicapées elles-mêmes. Selon un rythme soutenu, l'IFRATH organise des événements réguliers : une journée thématique trimestrielle souvent centrée sur une actualité scientifique ; une conférence Handicap de trois jours, traditionnellement planifiée, les années paires, en même temps que le salon parisien « Autonomic » pour croiser et enrichir les expertises ; un colloque JCJC, organisé les années impaires, qui offre l'opportunité à des doctorants et à de jeunes docteurs de présenter l'état de leurs travaux à un panel de chercheurs expérimentés afin de recevoir leurs critiques constructives (chaque article étant relu et commenté *a minima* par deux membres du Comité Scientifique), afin de discuter de l'évolution du domaine des Aides Techniques, au niveau national et international et d'être des acteurs de notre communauté scientifique : des acteurs impliqués dans la promotion de la recherche dans les aides techniques, écoutés et curieux des travaux menés en France et à l'étranger, mesurant l'intérêt de développer le dialogue interdisciplinaire et international dans le champ du handicap, motivés pour présenter leurs travaux au prix de thèse de l'IFRATH. Chacun des événements de l'IFRATH rassemble ainsi des scientifiques français et internationaux reconnus, des jeunes chercheurs mais également des étudiants en Master, des institutionnels, des entreprises, des acteurs de l'accompagnement des personnes en situation de handicap, des acteurs de soin de suite et de réadaptation, des acteurs de l'insertion scolaire, professionnelle et sociétale, des personnes en situation de handicap et leurs associations, afin de co-construire une société toujours plus inclusive.

Traditionnellement, JCJC sollicite un conférencier étranger « senior » de renommée internationale. Cette année, nous avons décidé de proposer à Jaime Lopez-Krahe, Professeur émérite des Universités, d'assurer cette conférence. Il nous a en effet semblé majeur de cé-

lébrer les 20 ans du Master MIASHS : «Technologie et Handicap » de l'Université Paris 8, de valoriser cette formation innovante par la voix de son fondateur principal et d'honorer les travaux menés par les étudiants de ce Master, qui ont, pour certains, au fil des deux décennies, embrassé des carrières universitaires nationales ou internationales, qui ont, pour d'autres, rejoint le monde économique des entreprises pour y apporter leurs connaissances scientifiques. Ce diplôme MIASHS a constitué une série d'innovations, aussi bien sur le plan du contenu (c'était le premier diplôme sur le sujet en Europe), que sur les aspects pédagogiques (enseignement orienté vers la stimulation de la créativité libre). Que Jaime Lopez-Krahe soit ici grandement remercié d'avoir su souligner l'évolution de la formation et la diversité des projets développés dans le cadre de ce Master et leurs impacts sociétaux.

L'intérêt scientifique de JCJC s'est accru cette année car il a stratégiquement rapproché les innovations technologiques, pédagogiques et en sciences de la rééducation et de la réadaptation pour en faire des leviers pluriels et conjoints d'une société toujours plus inclusive. Nous félicitons chaleureusement les jeunes docteurs et doctorants qui ont su présenter, expliciter et décrire dans cet ouvrage leurs recherches sur les impacts des troubles musculaires sur les capacités de locomotion, sur la caractérisation des troubles du mouvement dans la maladie de Parkinson et les innovations dans le champ des sciences de la rééducation et de la réadaptation, sur la modélisation des interactions et des interfaces associées et sur les outils pour le diagnostic et sa modélisation.

Nous remercions chaleureusement l'Université Paris 8 et la Chaire « Handicap, Emploi et Santé au travail » pour leur soutien financier. Nous remercions également la Maison de l'Innovation et de l'Entrepreneuriat Étudiant de l'UPEC pour nous avoir accueillis et permis de réunir en présentiel notre communauté scientifique, après des confinements qui nous avaient contraints à des modalités distancielles. Loin de nous de critiquer les technologies qui nous permettent de maintenir des événements scientifiques en les organisant en distanciel ou de manière hybride. Cependant, reconnaissons-le, le numérique ne recrée pas les atouts du présentiel, la chaleur et le contact humains propices à la collaboration, à l'émulation, à l'innovation, et n'oublions jamais que le numérique, lorsqu'il ne permet pas l'accessibilité à tous, peut amplifier les situations de handicap.

Karine Gros, *Présidente du Comité d'Organisation de JCJC2021*

Gérard Uzan, *Président de l'IFRATH*

Yann Morère, *Secrétaire général de L'IFRATH et Président du comité scientifique de JCJC2021*

Thèmes de l'appel à communication du colloque

Les thèmes de JCJC21 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.

- Handicaps perceptif (transmodalité, multimodalité), cognitif, psychique,
- Handicap moteur
- Maladies chroniques invalidantes (Maladie d'Alzheimer, sclérose en plaques...), poly-handicap
- Caractérisation et modélisation des situations de perte d'autonomie, effets du Vieillissement
- Technologies pour la vie quotidienne, pour l'insertion scolaire et socio-professionnelle, pour l'autonomie et la santé
- Technologies d'assistance à la perception, à la communication, à la rééducation, à la stimulation
- Robotique d'assistance au déplacement, à la préhension, à la rééducation
- Orthèse, prothèse, neuroprothèse
- Interface cerveau machine
- Intelligence ambiante, maison intelligente, systèmes embarqués
- E-service : téléassistance, télévigilance, télédiagnostic, téléréhabilitation, e-accessibilité
- Réalité virtuelle pour l'analyse des besoins, pour l'apprentissage, la réadaptation, la rééducation...
- Intégration de solutions technologiques communicantes et interopérables au service de la personne ou facilitant la tâche de l'aidant ou du professionnel de santé
- Technologies pour l'autonomie des personnes âgées et leur maintien à domicile
- Domaines d'applications par situation
- Rééducation, stimulation, apprentissage
- Conception de l'assistance prenant en compte les dimensions humaine et sociétale
- Evaluation des technologies dans leur environnement d'usage
- Psychologie, ergonomie et neurosciences
- Ergonomie des systèmes d'assistance
- Modélisation, simulation de l'humain
- Collaborations et interactions homme-système d'assistance
- Analyse des besoins, évaluations et étude des usages des technologies
- Psychologie, ergonomie, neurosciences, sociologie, éthique

La liste et la structuration des thèmes ne sont qu'indicatives, la plupart des travaux s'inscrivant dans l'interdisciplinarité et la transversalité des approches.

Comités

Comité Scientifique

Président

Yann Morère	LCOMS, Université de Lorraine
Gérard Uzan	CHArt, Université Paris 8
Karine Gros	LIS, Université Paris-Est Créteil
Jan Engelen	Katholieke Universiteit Leuven
Maud Pradines	BIOTN, Université Paris-Est Créteil
François Cabestaing	Lille University
Marie-Hélène Bekaert	Lille University
Antonio Pinti	I3MTO Orléans
Karim Sehaba	LIRIS, Université Lumière Lyon 2
Donatello Conte	LIRIS, Université de Tours
Guillaume Thomann	Grenoble INP
Benoît Encelle	CNRS Université Lyon 1
Guy Bourhis	LCOMS, Université de Lorraine
Stéphane Jaffard	LAMA, Université Paris-Est Créteil

Comité d'Organisation

Présidente

Karine Gros	LIS, Université Paris-Est Créteil
Salvatore M. Anzalone	CHArt, Université Paris 8
Gérard Uzan	CHArt, Université Paris 8
Sarah Digout	Université Paris-Est Créteil
Yann Morère	LCOMS, Université de Lorraine
Jaime Lopez-Krahe	CHArt, Université Paris 8
Maud Pradines	BIOTN, Université Paris-Est Créteil
Stéphane Jaffard	LAMA, Université Paris-Est Créteil
Sébastien Lacroix	SESS STAPS, Université Paris-Est Créteil
Samer Mohammed	LISSI, Université Paris-Est Créteil
Jean-Michel Gracies	BIOTN, Université Paris-Est Créteil
Yacine Amirat	LISSI, Université Paris-Est Créteil

Table des Matières

Le master MIASHS : « Technologie et Handicap »	1
Vingt ans déjà : une pédagogie de stimulation de la créativité et une multitude d'innovations.	3
<i>Jaime Lopez-Krahe</i>	
Chapitre 1 : Du muscle défaillant à la locomotion	9
Caractérisation de l'effondrement durant la marche des patients atteints de myosite à inclusions : analyse préliminaire	11
<i>Clémence Drouot et Nathanaël Jarrassé</i>	
Les propriétés structurales du gastrocnémien médial influencent-elles la vitesse de déambulation dans l'hémiplégie chronique?	19
<i>Maud Pradines, François Jabouille, Wael Maktouf et Jean-Michel Gracies</i>	
Chapitre 2 : De la caractérisation à la rééducation innovante des troubles du mouvement dans la maladie de Parkinson	25
Analyse cinématique de mouvements amples et rapides de flexion d'épaule dans la maladie de Parkinson	27
<i>Clara Michallet et Émilie Hutin</i>	
RehaBEElitation : Un Jeu Sérieux pour la Rééducation des Membres Supérieurs des Personnes Atteintes de la Maladie de Parkinson	35
<i>Luanne Cardoso Mendes, Isabela Marques, Angela Abreu Rosa de Sá, Camille Alves, Rodrigo Rosa, Kennedy Rodrigues Lima, Adriano Alves Pereira, Eduardo Naves, Edgard Lamounier, Fábio Henrique Oliveira, Marcus Vieira, Guy Bourhis, Pierre Pino, Yann Morère, Cristiane Ramos de Moraes et Adriano Andrade</i>	
Proposition d'une nouvelle méthode d'analyse quantitative de la rigidité du poignet dans la maladie de Parkinson	41
<i>Camille Alves, Andressa Rezende, Isabela Marques, Luanne Mendes, Ângela de Sá, Rodrigo Rosa, Kennedy Lima, Fábio Henrique Oliveira, Adriano Pereira, Edgard Lamounier, Marcus Vieira, Guy Bourhis, Pierre Pino, Adriano de Oliveira Andrade, Yann Morère et Eduardo Naves</i>	

Chapitre 3 : Modélisation des interactions et interfaces associées	49
Création de scénagramme : critères d'un logiciel « idéal » utilisable par des non informaticiens	51
<i>Justin Debloos, Céline Jost, Brigitte Le Pévédic et Gérard Uzan</i>	
Agent virtuel pour l'utilisation effective du web par des aveugles	57
<i>Mohammed Hanine, Susana Herrera, Denis ChÊne et Gérard Uzan</i>	
Chapitre 4 : Les outils pour le diagnostic et sa modélisation	65
Technologies d'aide au dépistage des pathologies du rachis avec une Kinect	67
<i>Hugo Villi, Guillaume Thomann et Nicolas Pinsault</i>	
AInTEA : An Intelligent Analyzer of Autism Spectrum Disorder Levels	73
<i>María de Los Ángeles Valdéz, Paola D Budán et Maximiliano C. D Budán</i>	
Mesure sans contact de la fréquence par caméra basée sur l'apprentissage profond	79
<i>Yassine Ouzar, Frédéric Bousefsaf et Choubeila Maaoui</i>	
Index des auteurs	85

Le master MIASHS : « Technologie et Handicap »

Le master MIASHS : « Technologie et Handicap ». Vingt ans déjà : une pédagogie de stimulation de la créativité et une multitude d'innovations.

Jaime Lopez Krahe
Professeur émérite des universités
Université Paris 8 THIM-CHART
jlk@univ-paris8.fr

Résumé

La première promotion du Master Technologie et Handicap, dont nous présentons ici quelques caractéristiques, a commencé ses cours en octobre 2001. Ce diplôme a constitué une série d'innovations, aussi bien sur le plan du contenu (c'était le premier diplôme sur le sujet en Europe), que sur les aspects pédagogiques (enseignement orienté vers la stimulation de la créativité libre). Notons que la loi « pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées » n'a été publiée que le 11 février 2005.

1 Introduction

A la fin du XXème siècle, l'enseignement de l'informatique n'avait pas encore pris en compte l'évolution et l'extension des applications de cette science. Or de nouvelles possibilités apparaissaient, axées sur des applications différentes des celles habituelles (militaires, gestion, statistiques, etc.), et liées à de nouveaux potentiels comme la diffusion des ordinateurs portables, la généralisation d'Internet et la miniaturisation de l'électronique. Il devenait envisageable de prévoir des enseignements permettant des développements logiciels et algorithmiques par des étudiants n'ayant pas « subi » une formation théorique stricte et complète en informatique au sens traditionnel. Les travaux de recherche en images numériques, reconnaissance des formes, synthèse et reconnaissance de la parole, robotique, ouvraient de nouvelles voies vers des applications facilitant la vie des personnes handicapées sensorielles, cognitives, moteurs, etc. C'est pour stimuler ce type de travaux de recherche d'applications que nous avons eu l'idée de proposer un enseignement de troisième cycle (Bac+5) sur les nouvelles technologies pour le handicap.

Notons par ailleurs que la notion de personne handicapée était encore à l'époque assez mal structurée. Sa définition était encore celle donnée par Simone Veil, Ministre de la Santé le 3 avril 1975 devant l'Assemblée Nationale : « Sera désormais considérée comme handicapée toute personne reconnue comme telle par les Commissions départementales » : un aveu d'impuissance.

Il a fallu attendre la Loi 2005-102 pour accéder à une autre définition : "Constitue un handicap, au sens de la présente loi, toute limitation d'activité ou restriction de participation à la vie en société subie dans son environnement par une personne en raison d'une altération substantielle, durable ou définitive d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant." (Art 1 - Art. L. 146-1 A)

2 Bref historique

En 1998, nous avons proposé la création d'un DESS (troisième cycle professionnel de l'époque qui permettait un taux horaire de cours trois fois supérieur au DEA, plutôt à orientation recherche). Ce DESS semblait plus adapté au volume et à la diversification du contenu que devait avoir notre diplôme ; il va de soi qu'une poursuite dans le monde de la recherche était possible pour les étudiants avec la réalisation du stage, prévu dans le cursus, dans un laboratoire de recherche. Il s'agissait d'un diplôme d'informatique avec orientation d'applications sur les aides techniques pour des personnes handicapées. Le résultat de cette première proposition fut négatif : « Sujet sans intérêt et qui n'aurait pas de candidats ».

A la vue de cette « réussite », en 1999, nous avons répondu à un appel à projets européen : « Socrates CDA » (Curriculum Development Advanced) qui visait des diplômes innovants de haut niveau. Le projet fut présenté en collaboration avec l'Université Complutense de Madrid (Luis Jáñez) et l'Université Libre de Bruxelles (ULB) (Jesús Alegría). Après une très bonne évaluation du projet par l'Union Européenne et un petit financement pour sa préparation, ce projet de diplôme a été labélisé. Ensuite, le Président de Paris 8 m'avait demandé un argumentaire pour défendre le projet auprès du ministère.

En juin 2001, nous avons reçu un Arrêté d'Habilitation DESS « Nouvelles technologies et handicaps sensoriels et physiques » (HANDI) pour un diplôme national de troisième cycle en Informatique, dans le domaine des Sciences, Techniques et Santé (STS). Nous avons décidé d'ouvrir le diplôme en octobre, malgré l'absence de moyens spécifiques : sans personnel, avec un seul enseignant, sans moyens, sans locaux, sans matériel, etc..., mais en forçant les instances devant le fait accompli.

Les dossiers des 12 candidats admis ont été remis au Président pour qu'il envoie une réponse négative à chaque candidat. Le lendemain j'ai été convoqué pour m'informer que nous pouvions disposer de 300 HC, une petite salle et un budget minime pour démarrer le diplôme. Le responsable administratif de l'UFR a bien voulu assumer le secrétariat.

Très rapidement, nous avons pu obtenir d'importants moyens pour son développement, grâce à la taxe d'apprentissage de l'époque.

Ceux qui ont accompagné l'aventure : Jack Sagot (CNEFEI), Dominique Archambault (Le Havre, CNRS, P6), Claude Perret (P8), Jesús Alegría (ULB), Paul Deltenre (ULB), Jacqueline Leybaert (ULB), Willy Serniclaes (ULB), Pascale Pousset (Capgemini). Puis ... Christian Cuxac, Helena Gallo, Philippe

Foucher, Yupanqui Arroyo, Gerard Uzan, Jérôme Dupire, Ouriel Grynszpan, Jef Morinière, Anis Rojbi, etc.

Après l'arrêté du 25 avril 2002 relatif au diplôme national de master, nous avons sollicité la conversion en Master d'informatique, spécialité Technologie et Handicap (TH) avec un M1 et M2 autonomes, ce qui nous a permis d'élargir et d'approfondir le programme des cours, toujours en informatique, dans le domaine des STS. Plus tard, et après quelques obstructions internes, ce diplôme a évolué en Ingénierie et Cognition, puis MIASHS (Mathématiques et Informatique Appliquées aux Sciences Humaines et Sociales). Notons que le master TH a toujours eu les meilleures évaluations par les services du ministère (AERES, etc.).

Nous avons pu obtenir deux postes de PU (Dominique Archambault, Isis Truck), trois postes de MC (Anis Rojbi, Céline Jost et Salvatore Anzalone), un IGR (Gérard Uzan) un IE et un secrétariat.

Par ailleurs un premier laboratoire a été créé en 2001 pour soutenir le Master Handi : « THEA » (Technologie et Handicap) qui est devenu postérieurement « THIM » (Technologie, Handicaps, Interfaces et Multimodalités). Ce laboratoire s'est associé à l'EA 4004 CHArt (Cognition Humaine et Artificielle) en 2010. Le Master ayant aussi, naturellement une vocation de recherche.

3 Contenu

La spécialité du Master “ Technologie et handicap ” constitue une formation originale et unique qui apporte une réponse aux demandes technologiques fortes de notre société et prépare des professionnels qui correspondent aux préconisations des lois existantes et de la loi concernant l'intégration des personnes handicapées et le droit à compensation (février 2005). Cette spécialité repose sur l'appropriation par les étudiants des nouvelles technologies de l'information (réseaux, télématique, informatique, traitement de signal, robotique, neurophysiologie...) pour la mise en place de solutions facilitant l'intégration socio-économique des personnes handicapées physiques et sensorielles dans leur environnement social et professionnel. Ces solutions techniques peuvent aussi répondre aux problèmes inhérents au maintien à domicile des personnes âgées, dont le nombre est en constante augmentation.

Il est possible de consulter la maquette et les contenus du diplôme ici¹.

Le contenu est assez dense et multidisciplinaire. Un cours intensif de trois semaines en septembre axé sur l'informatique et la programmation, permet de donner des bases importantes et orienter éventuellement des étudiants qui pourraient passer vers M2 avec un complément de cours de M1.

Par ailleurs, les textes imposent dans les diplômes de Master, un certain nombre d'ECTS qui doivent correspondre à une langue étrangère. Nous avons proposé depuis les origines la LSF (Langue de Signes Française) comme possibilité, ce qui ne correspondait pas à la réglementation, surtout avant la loi de 2005. Postérieurement nous avons réussi à faire changer le texte de « langue étrangère » par celui de « langue vivante » ...

Un cycle de conférences hebdomadaires réunit les M1 et M2. Elles sont animées par des personnalités extérieures reconnues sur les questions du handicap et sont organisées sur les 4 semestres et ouvertes à l'extérieur.

L'ensemble des cours s'organisent sur 4 semestres à raison de 24/30H hebdomadaires, sauf le S4 qui correspond au stage des étudiants M2, tout en maintenant un contact avec l'Université pour assister à la conférence hebdomadaire et éventuellement aux cours de LSF. Pour faciliter l'assistance des

étudiants partis en stage à l'extérieur, depuis 2006, ces conférences étaient transmises à distance via le serveur du master.

4 Innovations pédagogiques

Francisco Ferrer Guardia*, à la fin du XIX^{ème} siècle, jette les bases d'une école différente, l'Ecole Moderne^{2,3}, qui ne sera pas fondée sur les dogmes et la soumission au maître. Il crée un système dans lequel les enfants apprennent de l'expérience, exercent leur esprit critique et ne sont pas en compétition. D'autres pédagogues se sont inspirés par la suite de ces principes (Montessori, Freinet, Puig Elias, etc.).

Nous nous sommes inspirés des principes de l'Ecole Moderne, mais dans un contexte universitaire, pour établir les fondements pédagogiques de ce diplôme : stimulation de l'imagination et de la créativité, travail collaboratif en équipe sans autorité, définition collective des travaux à effectuer, diffusion des connaissances et objets créés vers l'extérieur avec des publications ou des présentations au sein d'expositions, concours, etc.

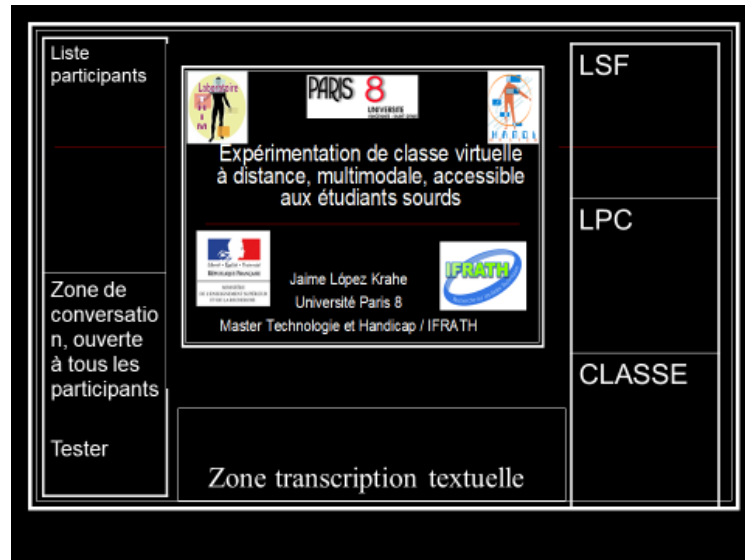
Ceci implique l'acquisition d'une partie des connaissances à partir de projets techniques originaux, collaboratifs et multidisciplinaires avec une projection vers l'extérieur, tout en promouvant l'imagination, la créativité, la communication.

Une autre innovation importante pour l'époque est l'évaluation des enseignements de manière anonyme par les étudiants. Ces évaluations étaient transmises directement à chaque enseignant qui les prenaient en compte pour améliorer ses cours : contenu, documentation (exemple⁴ de livre paru suite à ces retours). La première année, deux enseignants n'ont pas apprécié : « c'est à nous d'évaluer et pas le contraire »... Aujourd'hui cette activité est pratiquement devenue obligatoire.

A partir de 2005, en utilisant un serveur du Master « Handi », nous avons ouvert les conférences à distance pour permettre aux stagiaires n'habitant pas en Ile de France d'y accéder. En 2007, avec l'accord de l'ensemble des enseignants, nous avons tenté l'expérience et aussi ouvert les cours de M2 à distance. Nous avons inscrit deux étudiants situés à New York, une à Mexico, une à Grenoble et une autre à Marseille. Les cours étaient maintenus pendant 24H sur le serveur pour prendre en compte le décalage horaire. Un projet de groupe a été développé par ces étudiants qui pouvaient avoir accès au serveur pour organiser leurs réunions. Il en a découlé l'un des meilleurs travaux de groupe du master (développement informatique à NY, coordination au Mexique, tests expérimentaux à Grenoble et Marseille). Une étudiante qui venait de Lille chaque jour, suite à une grossesse à risque, a pu aussi bénéficier du système.

Postérieurement, nous avons pu tester le système en mode multimodal adapté aux handicaps sensoriels avec des fenêtres en LSF, LPC et transcription textuelle :

* FFG fut un pédagogue libertaire auteur et animateur de l'Ecole Moderne. Il fut exécuté à Barcelone le 13 octobre 1909 à l'âge de 50 ans, puis réhabilité en 1911. Il existe une statue en sa mémoire à l'Université Libre de Bruxelles.



Copie d'écran multimodal accessible aux personnes handicapées sensorielles

Au S1 de M1, les étudiants ont une formation de réalisation de films et la stimulation de la créativité commence... Chacun doit réaliser un court-métrage sur un sujet en rapport avec le handicap. Ils sont projetés avant la fin du semestre devant l'ensemble des étudiants du Master. Puis en S2 les étudiants recherchent d'un projet de développement informatique au service d'une entité sans but lucratif. Souvent, c'était le développement d'un site Web accessible pour une association, par exemple, qui mettait en pratique les compétences acquises.

Au S3 de M2 chaque étudiant doit présenter individuellement une idée de projet, créatif et original, devant être réalisé par une équipe multidisciplinaire. Une sélection est ensuite effectuée par les étudiants eux-mêmes, afin de définir quelques projets, parmi lesquels les étudiants se distribuent en fonction de leurs compétences et intérêts. A la réalisation de ces projets sont appuyés des cours de gestion de projets, appliqués comme TP aux projets en cours, avec des logiciels adaptés. Cet accompagnement constitue une source importante de structuration, planification, partage des tâches, tout en donnant au projet de la visibilité. Des cours d'expression oral et écrite sont aussi associés aux projets (rapports, état d'avancement, exposés sur l'évolution, etc.). Ces projets sont finalisés pour fin février et présentés à l'extérieur, sous forme d'article, exposition, etc.

L'évaluation, en particulier des projets collaboratifs, est faite principalement en fonction du volume de travail fourni, de sa qualité et l'implication dans le projet, plus qu'en fonction de la réussite. La considération que l'erreur est source de nouvelles connaissances est très importante, et par ailleurs, il vaut mieux se tromper dans ce contexte universitaire que de faire couler une entreprise par la suite...

L'expérience a montré que la motivation et implication des étudiants étaient assez exceptionnelles. Des projets créatifs, originaux, surprenants, parfois très difficiles à encadrer (parce qu'en dehors de nos compétences) ont pu émerger. Certains, d'ailleurs ont réussi à obtenir des nombreux prix à l'extérieur.

Nous n'avons pas la place pour tout citer :

- LSF sur le Web commencé par un projet avec un dictionnaire de 300 vidéos, poursuivi par un contrat de recherche avec 3 000 vidéos qui cumulait plus de 250 000 accès uniques et plus de 3 000 000 de téléchargements annuels.
- Pictokids, logiciel de communication pictographique.
- Dictionnaire inversé de LSF.
- GPS Handi et logiciel d'aide aux malades d'Alzheimer dans la phase initiale.

- NAT (Transcription Math Braille).
- Livre Tactile interactif
- Logiciel d'aide aux personnes dyslexiques et dysorthographe.
- Application de localisation, d'orientation et d'itinéraire multi handicap in-door.

5 Quelques chiffres

Plus de 1500 candidatures, presque 300 diplômés M2, 25 000 heures d'enseignements, une vingtaine de prix aux projets des étudiants principalement dans les « Challenges Handicaps » et les « Concours International de Recherches Educatives et de Créations » (CIREC). Plus de 2 millions d'euros en contrats de recherche au sein du laboratoire THIM. 5 thèses et de nombreuses publications.

6 Conclusion

L'un des éléments les plus satisfaisants, en ce qui me concerne, ont été les nombreux remerciements des étudiants après la fin de leurs études. Ils faisaient très souvent remarquer qu'ils n'avaient jamais pu imaginer être capables de faire ce qu'ils étaient arrivés à faire, en particulier dans le cadre des projets collectifs. La motivation et satisfaction de réaliser et de mener à bien en équipe ce qu'ils avaient eux-mêmes proposé dans un esprit créatif, et qu'ils n'avaient pas expérimenté antérieurement, y était pour quelque chose.

C'était bien dans l'esprit de Socrate : « l'éducation est l'allumage d'une flamme, et non le remplissage d'un récipient... »

Références

¹ <https://www.univ-paris8.fr/Programme-5613> (consulté le 12/10/2021)

² Ferrer Guardia, F. (1913): Orígenes e ideales de la Escuela Moderna. Nueva Cork.

³ Ferrer Guardia, F (2002): La Escuela Moderna. Póstuma explicación y alcance de la enseñanza racionalista. Barcelona. Tusquets.

Fundació Ferrer i Guàrdia, <https://www.ferrerguardia.org/es/biografia-ferrer-guardia> (consulté le 12/10/2021)

⁴ J. Leybaert, J. Alegria, P. Deltenre & W. Serniclaes. JL Krahe.

« Surdité et langage : Prothèses, LPC et Implant Cochléaire », PUV 2010

Chapitre 1 : Du muscle défaillant à la locomotion

Caractérisation de l’effondrement durant la marche des patients atteints de myosite à inclusions : analyse préliminaire

Clémence Drouot and Nathanaël Jarrassé

Agathe-ISIR, CNRS UMR 7222, INSERM U1150, Sorbonne Université, Paris, France
`name.surname@sorbonne-universite.fr`

Abstract

La myosite à inclusions (IBM - *Inclusion Body Myositis*) est une maladie rare entraînant une dégénérescence progressive des muscles. L’atteinte des quadriceps est souvent la première manifestation de la maladie, amenuisant la capacité des personnes atteintes à se tenir debout et entraînant rapidement des problèmes de chutes récurrentes, lors de la marche notamment. Ces atteintes, bilatérales mais asymétriques, conduisent d’abord à un affaiblissement progressif d’une seule jambe. Une particularité des chutes qu’il génère est qu’elles ne résultent pas d’une perte d’équilibre mais plutôt d’une perte de soutien qui entraîne un effondrement vertical sur soi-même. Bien qu’il existe des solutions orthétiques et exosquelettiques pour assister la marche (notamment en fournissant une assistance physique à la mobilité), il n’existe à l’heure actuelle pas de dispositif spécifiquement dédié à la prévention de la chute qui puisse améliorer la sécurité et le confort de ces personnes dans leur vie quotidienne. Afin de développer une telle assistance, une meilleure compréhension des mécanismes et de la dynamique de ces effondrements semble donc nécessaire, afin de pouvoir être en mesure de les détecter et les anticiper au plus tôt. Dans cette étude, nous avons développé un dispositif wearable d’enregistrement de la cinématique d’une jambe et des appuis au sol et l’avons utilisé afin de collecter des données de personnes asymptomatiques mimant des effondrements caractéristiques de la pathologie IBM durant la marche. Les données enregistrées de la cinématique du genou et de la temporalité des appuis au sol ont ensuite été analysées afin de caractériser cet effondrement au regard d’une marche asymptomatique. Cette analyse préliminaire nous a permis d’observer et de caractériser trois types d’effondrements spécifiques. Ces premiers résultats constituent une première étape pour développer des algorithmes de détection exploitant un nombre réduite de capteurs embarqués, qui pourraient être utilisés pour piloter une assistance robotique de rattrapage de la chute.

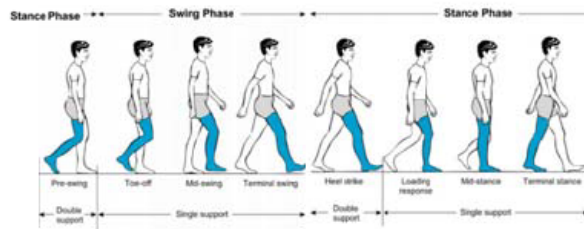
1 Introduction

Les myopathies inflammatoires (ou myosites) sont des maladies auto-immunes s’attaquant aux muscles. Elles concernaient en 2018 entre 3000 et 5000 adultes et enfants en France [1]. Ces pathologies entraînent une inflammation du muscle qui se manifeste par une faiblesse musculaire et parfois des douleurs musculaires. Une de ces myopathie, la myosite à inclusion [2] (IBM - *Inclusion Body Myositis*), est due à la présence dans le muscle d’une réaction inflammatoire (la myosite) et d’un processus neurodégénératif apparenté à la maladie d’Alzheimer (donnant les inclusions) [3]. Cette maladie apparaît généralement après 50 ans (environ 5 personnes sur un million) et touche majoritairement des hommes. Les premiers signes de la maladie sont une faiblesse des quadriceps (et des fléchisseurs de doigts), qui entraîne rapidement des difficultés à se lever ou s’asseoir, à utiliser des escaliers, ou à marcher et qui provoque, malgré des stratégies compensatoires, des chutes [4].

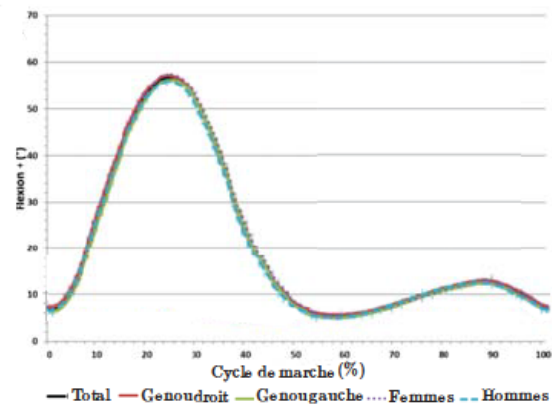
Ce risque de chute croît avec l'évolution de la maladie, induisant chez les patients une crainte qui entraîne souvent une utilisation prématurée d'un fauteuil roulant comme moyen de mobilité plus sûr. Or, au delà des problèmes de santé qu'une position assise de longue durée implique sur la santé et de la perte d'autonomie lié à ce changement de mobilité, la diminution de la mobilisation des muscles que cela engendre ne fait qu'accélérer la dégénérescence musculaire et donc la progression de la maladie. Enfin, étant donné l'âge à partir duquel la maladie se déclare, les risques de fractures et leurs conséquences sont particulièrement problématiques.

Afin d'assister ces patients, plusieurs aides techniques ont été développées ces dernières dizaines d'années comme les orthèses mécaniques de type KAFO [5] (*Knee-Ankle-Foot Orthoses*) ou SCKAFO [6] (*Stance Control Knee Ankle Foot Orthoses*), ou plus récemment des dispositifs mécatroniques plus avancés tel le C-Brace [7] ou encore l'exosquelette Keeogo [8]. Toutefois, ces dispositifs demeurent peu appréciés des patients car contraignant trop la mobilité (cycle de marche spécifique imposé) ou bien inadaptés (assistance énergétique à la marche plutôt que sur la prévention de la chute). Notre recherche à long terme vise donc à développer une aide technique robotisée dont la fonction principale serait le rattrapage de la chute, en générant le moins de contraintes possibles sur la gestuelle corporelle des patients. Dans cette étude nous présentons des résultats d'analyse de données d'effondrement pendant la marche, collectées sur des sujets asymptomatiques mimant une marche pathologique, ainsi qu'une caractérisation des types d'effondrements qui pourrait à terme être exploité par un dispositif d'assistance.

2 L'effondrement Durant la Marche



(a) Décomposition des différents appuis pendant le cycle de marche selon [9]



(b) Evolution de l'angle du genou droit pendant un cycle de marche. Adapté de [10].

Figure 1: Évolution (a) des appuis au sol et (b) de l'angle du genou pendant un cycle de marche

La marche asymptomatique: Elle se définit comme une répétition d'un cycle particulier d'appuis au sol, illustré figure 1a. Le cycle commence lorsque l'un des talons entre en contact avec le sol. Ensuite, on passe en phase de simple appui, lorsque l'autre pied décolle, et que tout le poids du corps se retrouve soutenu par cet appui. Cette phase se termine lorsque l'autre talon touche à son tour le sol et que le marcheur repasse donc en phase de double appui. Le poids est alors transféré sur ce nouvel appui pour que l'autre jambe puisse passer en phase de vol. Lorsque son talon touche à nouveau le sol, le cycle est alors terminé et peut recommencer. Au delà de la temporalité des appuis, le cycle de marche se caractérise par une cinématique

de genou particulière, illustrée sur la figure 1b. On observe d'abord un fort pic d'angle de genou lors de la phase de vol (*Swing Phase*) avec un maximum à plus de 50° puis une oscillation plus faible pendant la phase d'appui (*Stance Phase*) dont le maximum ne dépasse pas 15° .

La marche des patients IBM: Les patients IBM ont une marche asymétrique plus lente que celle d'une personne asymptomatique. On retrouve une phase de vol similaire mais lorsque le poids du patient passe sur la jambe atteinte (voir figure 2 à partir de 50% du cycle de marche), celui-ci n'exhibe plus le même niveau de flexion afin de limiter les efforts sur le quadriceps. L'angle du genou reste alors à une valeur réduite quasiment constante, qui est de plus en plus faible avec l'évolution de la maladie, jusqu'à entraîner un *Genu Recurvatum*[12] (hyperextension au delà de 0°) à force de maintenir ce genou en sur-extension durant la marche.

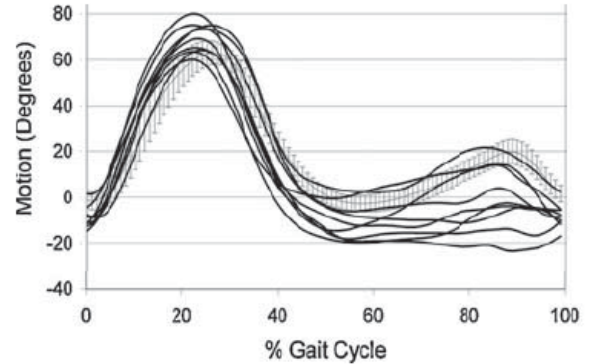


Figure 2: Angles du genou (en noir) de différents patients IBM lors d'un cycle de marche. La courbe grise représente les valeurs de sujets asymptomatiques. Adapté de [11].

La particularité des chutes durant la marche de ces patients est donc qu'elles sont principalement la conséquence d'une perte de soutien (incapacité de transfert de masse au sol via la jambe atteinte) plutôt que d'une perte d'équilibre (instabilité posturale). Les chutes correspondent donc à des effondrements quasi verticaux (sur eux-même) des patients. Il existe peu de documentation dans la littérature au sujet de ces chutes particulières et il est difficile d'acquérir des données réelles en raison des risques. Nous avons donc mis en place un protocole particulier visant à conduire de premières analyses sur des sujets asymptomatiques simulant la pathologie.

3 Matériel et Méthodes

Dispositif de mesure: Une orthèse de genou instrumentée a été développée afin d'enregistrer la cinématique de la jambe atteinte, ainsi que les informations liées aux contacts des deux pieds au sol. Elle est constituée d'une attelle de genou articulée (*Protect.ROM*, Medi GmbH) équipée d'un encodeur rotatif (résolution de 1024 points/tour). Quatre capteurs de force résistifs ("*FSR*") placés dans une paire de semelles permettent de mesurer et distinguer précisément les appuis (talons et orteils) des pieds au sol. Une carte Arduino MKR1000 a été utilisée afin de collecter (à une fréquence de 50Hz), traiter et enregistrer les signaux de ces différents capteurs et d'un trigger (bouton poussoir) actionné par le participant.

Participants: Deux participants asymptomatiques "experts" ont volontairement simulé des effondrements lors du parcours de marche, causés par une perte de soutien de la jambe instrumentée. Les connaissances préliminaires que nous avons au sujet des effondrements pathologiques sont issues d'observations et d'entretiens avec des patients et des professionnels de santé. Nous avons ensuite décrit et expliqué la démarche et la nature des chutes aux participants.

Protocole Nous avons demandé aux participants équipés de l'orthèse et des semelles, de suivre un parcours prédéfini comportant une zone de marche à plat ainsi qu'une "zone de chutes" (longueur totale de 50 mètres). Dans cette dernière, il est demandé aux participants d'initier librement (sans indication temporelle) des effondrements pendant la marche lorsqu'ils sont en appui sur la jambe instrumentée (qui est pour nous la jambe droite considérée malade). Le parcours est effectué à deux reprises ce qui représente une durée totale d'expérience d'environ 30 minutes. Pour des raisons de sécurité, nous avons demandé aux participants de ne simuler qu'un début d'effondrement et de se rattraper avant la chute réelle.

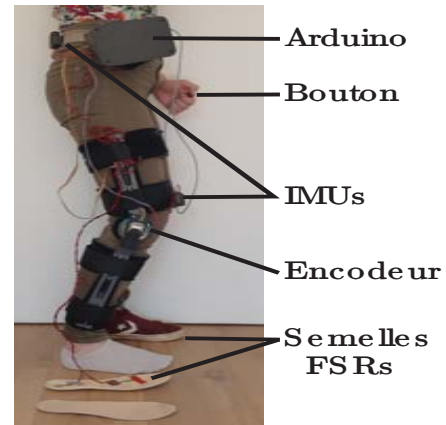


Figure 3: Photo de l'orthèse instrumentée portée

4 Résultats

Marche IBM simulée: Les figures 4.a. et 4.b. présentent les profils caractéristiques d'une marche pathologique simulée : la marche lente force à prendre des appuis plus sûrs sur chaque jambe, avec une flexion très réduite de la jambe instrumentée. Ces résultats sont cohérents avec les données de littérature présentées dans la figure 2. Bien que les participants ne souffrent pas de Genu Recurvatum (c.a.d d'une surextension de genou), l'angle du genou ainsi que sa vitesse restent faibles lors de la phase d'appui simple.

Taxonomie des chutes observées: Bien que nous n'ayons pas donné d'indications à ce propos, trois types de chutes différentes ont pu être observées lors de ces expériences, en fonction de la cinématique et de la nature de l'appui sur la jambe instrumentée au moment de l'effondrement. La figure 4 présente, en plus du profil de marche pathologique simulé, des profils caractéristiques de chacune des trois types de chutes. Sur ces figures, les croix rouges indiquent les instants où l'effondrement a eu lieu. Pour capturer ces instants, il a été demandé au participant d'appuyer sur un bouton à chaque initiation d'une chute. Les trois types de chutes se caractérisent tous par une augmentation forte de l'angle du genou dans un temps réduit et donc de sa vitesse articulaire. Ce sont les appuis au sol au moment des chutes qui permettent de les distinguer.

La chute de type 1 se déclenche pendant le *Heel Strike* et représente le cas où la jambe malade n'est pas été en position de soutenir le patient (voir figure 4.c et 4.d). Cette chute représente 69% des chutes enregistrées (10 pour la première participante, 12 pour la deuxième).

La chute de type 2 arrive pendant la *Loading Response* ou le *Mid Stance* : le transfert de poids s'est fait mais la jambe atteinte ne parvient pas à supporter seule le poids du corps entier (voir figure 4.e et 4.f). Cette chute représente 25% des chutes enregistrées (4 pour la première participante, 4 pour la deuxième).

La chute de type 3 commence pendant la phase de *Terminal-Stance* ou de *Pre-Swing*, au début du transfert du poids vers la jambe asymptotique (voir figure 4.g et 4.h). Cette chute représente 6% des chutes enregistrées (1 pour chaque participante).

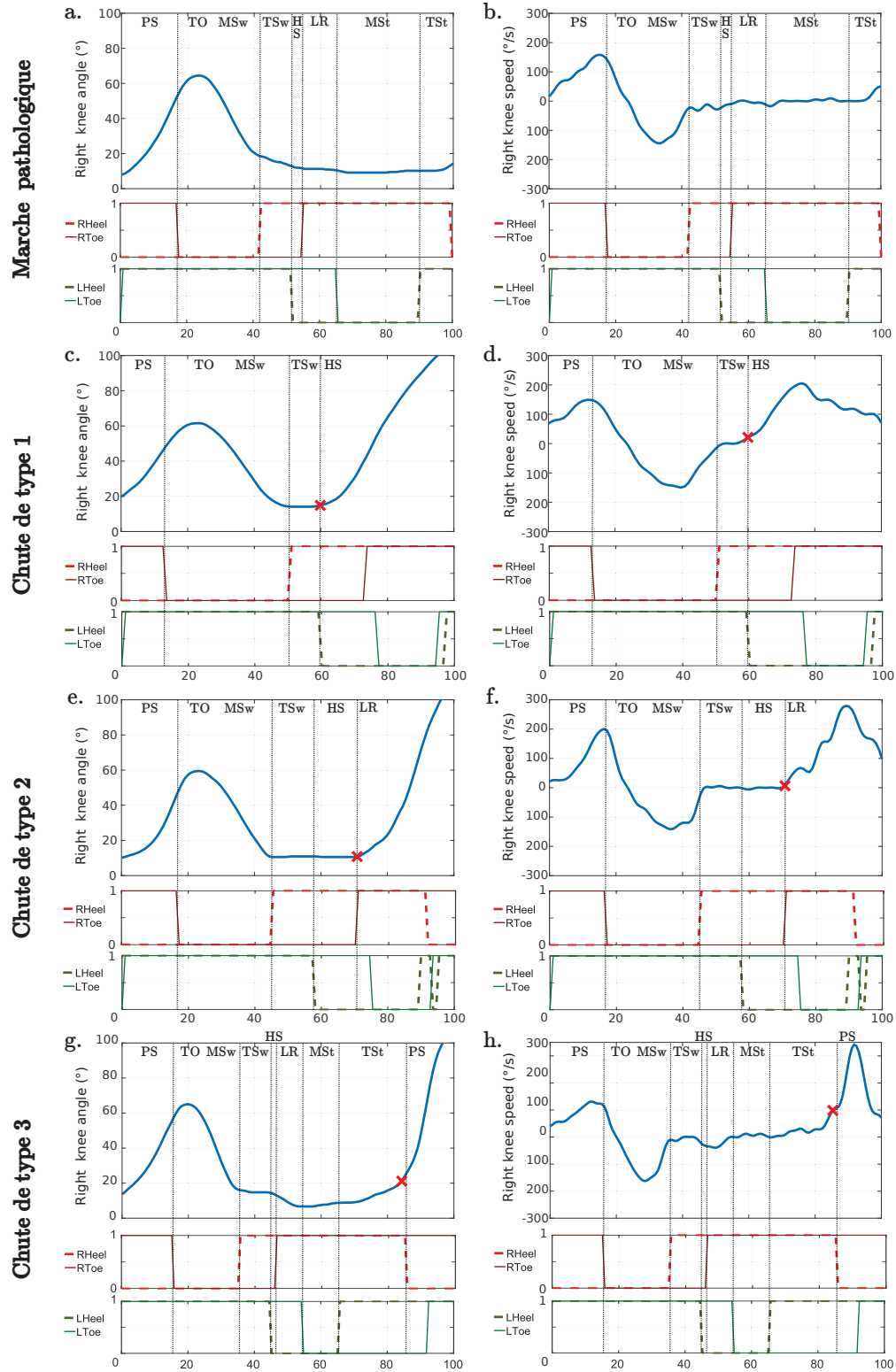


Figure 4: Profils caractéristiques de la cinématique du genou instrumenté et des appuis au sol lors de *a.*, *b.* la marche pathologique simulée et de trois types de chutes *c.* à *h.*.

PS : Pre-Swing, TO : Toe-Off, MSw : Mid-Swing, TSw : Terminal Swing, HS : Heel Strike, LR : Loading Response, MSt : Mid-Stance, TSt : Terminal Stance (figure 1a)

5 Discussion/Conclusion

Ces observations préliminaires nous ont permis de définir une première taxonomie des chutes par effondrement engendrés par une faiblesse musculaire des quadriceps, et ce avec un nombre réduit de capteurs embarqués. Une rapide analyse des profils types de la figure 4 peut permettre de construire trois règles mathématiques simples de détection de chutes :

Type 1 : la vitesse du genou instrumenté est positive pendant une phase de *Heel Strike*.

Type 2 : la vitesse du genou dépasse la valeur maximale $\dot{\theta}_{LR/MS}$ (vitesse articulaire atteinte lors d'une *Loading Response* ou *Mid Stance*).

Type 3 : la vitesse du genou devient supérieure à la valeur de $\dot{\theta}_{TS}$ (vitesse atteinte pendant une phase de *Terminal-Stance*) ou de $\dot{\theta}_{PS}$ (vitesse atteinte pendant une phase de *Pre-Swing*).

Bien que ces premiers résultats d'analyse soient encourageants quant à la possibilité de détecter simplement des chutes par effondrement, ces données préliminaires ont été obtenues chez des participants asymptomatiques simulant une démarche pathologique et des pertes d'appuis au niveau d'une jambe. Ces imitations peuvent être partiellement biaisées, notamment du fait de l'anticipation du rattrapage avant la chute au sol. Nous prévoyons dorénavant de renforcer ces premiers résultats, en collectant des données sur plus de participants et avec de nouveaux capteurs tels que des centrales inertielles. Afin d'affiner nos règles algorithmiques de détection de la chute, nous enregistrerons également des effondrements statiques ainsi d'autres activités du quotidien telles que la montée et descente d'escaliers ou de rampe et des actions de verticalisation ou d'assise. Enfin l'enregistrement sur des participants IBMs dans un contexte clinique nous permettra de valider complètement ces hypothèses.

References

- [1] INSERM press office. Myositis: A new classification representing a decisive step towards improved diagnosis and personalized treatment, September 2018.
- [2] K. Mariampillai, B. Granger, D. Amelin, M. Guiguet, E. Hachulla, F. Maurier, Alain Meyer, A. Tohmé, JL Charuel, L. Musset, Y. Allenbach, and O. Benveniste. Development of a New Classification System for Idiopathic Inflammatory Myopathies Based on Clinical Manifestations and Myositis-Specific Autoantibodies, 2018.
- [3] O Benveniste. La myosite à inclusions. *La Revue de Médecine Interne*, 35(7):472–479, 2014.
- [4] R. Auberger, B. Pobatschnig, M. Russold, R. Riener, and H. Dietl. Activities with a Microprocessor-Controlled Leg Brace for Patients with Lower Limb Paralysis: A Series of Case Studies. *IEEE Trans. on Med. Rob. and Bionics*, pages 1–1, 2020.
- [5] RL Waters and L Miller. A Physiologic Rationale for Orthotic Prescription in Paraplegia. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 11(2):66–73, 1987.
- [6] T. Yakimovich, E.D. Lemaire, and J. Kofman. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *J. of Rehab. Research and Dev.*, 46(2):257, 2009.
- [7] E Pahl and R Auberger. Knee-Ankle-Foot Orthosis with Controlled Swing and Stance Phase. (January 2013):1–4, 2013.
- [8] C.A. McGibbon, A. Sexton, A. Jayaraman, S. Deems-Dluhy, P. Gryfe, A. Novak, I. Dutta, E. Fabara, C. Adans-Dester, and P. Bonato. Evaluation of the keeogo exoskeleton for assisting ambulatory activities in people with multiple sclerosis: an open-label, randomized, cross-over trial. *J. of neuroeng. and rehab.*, 15(1):1–14, 2018.
- [9] G. Abran. Using a smart clothing to monitoring spatio-temporal parameters in gait analysis. (July), 2020.

- [10] J. Clement, P. Toliopoulos, H.F.D.A. Nicola, and P.A. Vendittoli. Healthy 3D knee kinematics during gait: differences between women and men, and correlation with x-ray alignment. Gait & Posture, 2018.
- [11] K. A. Bernhardt, T. H. Oh, and K. R. Kaufman. Gait patterns of patients with inclusion body myositis. Gait and Posture, 33(3):442–446, 2011.
- [12] E. A. Sekul and M. C. Dalakas. Inclusion body myositis: New concepts. Seminars in Neurology, 13(3):256–263, 1993.

Les propriétés structurelles du gastrocnémien médial influencent-elles la vitesse de déambulation dans l'hémi-parésie chronique ?

Maud Pradines^{1,2}, François Jabouille^{1,2}, Waël Maktouf¹, Jean-Michel Gracies^{1,2}

¹ UR 7377 BIOingénierie, Tissus, Neuroplasticité (BIOTN), Faculté de Santé, Université Paris-Est Créteil, France

² Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Créteil, France

maud.pradines@u-pec.fr, francoisjabouille@laposte.net

Résumé

Contexte : Au début d'une hémi-parésie, le tissu musculaire est normal et il n'y a pas d'hyperactivité musculaire. Rapidement, le tissu musculaire se transforme (myopathie spastique), puis une hyperactivité musculaire apparaît. À un stade chronique, ces deux facteurs se retrouvent associés à la parésie pour compromettre la fonction. L'altération tissulaire des muscles fléchisseurs plantaires est particulièrement notable, mais le rôle que pourraient jouer ces modifications sur la vitesse de déambulation est inconnu.

Objectif : L'objectif principal de cette étude est d'explorer la relation entre les paramètres architecturaux de longueur fasciculaire et d'épaisseur du gastrocnémien médial (GM) et la vitesse de marche chez le sujet hémi-parétique chronique.

Méthodes : Etude prospective, incluant des sujets présentant une hémi-parésie chronique (> 6 mois) due à un accident vasculaire cérébral, capables de marcher de façon autonome sur 10 mètres. L'échographie a été utilisée pour quantifier la longueur fasciculaire et l'épaisseur du gastrocnémien médial (GM) genou étendu dans une position de cheville à 80% de X_{V1GAS} (i.e. 80% de l'extensibilité clinique maximale du muscle), au sein d'un ergomètre isocinétique. La vitesse maximale de déambulation sur 10 mètres a été recueillie en insu des paramètres structurels du muscle GM. Les corrélations entre les paramètres architecturaux musculaires du GM et la vitesse maximale de déambulation ont été explorées (test de Pearson si conditions de normalité respectées).

Résultats : Huit adultes (âge 56 ± 8 ans (moy $\pm$ ET), 8 hommes, délai depuis l'AVC, 10.7 ± 7.3 ans) ont été recrutés. Les paramètres mesurés étaient les suivants : vitesse de déambulation : 0.96 ± 0.51 m/sec ; longueur fasciculaire GM : 49.3 ± 11.9 mm ; épaisseur : 17.3 ± 3.9 mm. La vitesse maximale de déambulation était fortement corrélée à l'épaisseur du GM ($R=0.91$; $p=0.0014$) et à sa longueur fasciculaire ($R=0.85$; $p=0.016$, Pearson).

Conclusion : L'atrophie et le raccourcissement fasciculaire des gastrocnémiens sont deux facteurs déterminants de la vitesse de déambulation chez les sujets hémi-parétiques chroniques. La restauration de l'intégrité tissulaire de ces muscles pourrait être une priorité thérapeutique en stimulant la plasticité musculaire, par exemple par des étirements quantitativement suffisants.

1 Introduction

La prise en charge de patients victimes d'un AVC représente un enjeu majeur de santé publique, nombreux étant ceux présentant des séquelles motrices, dont les conséquences fonctionnelles les plus invalidantes concernent l'altération des capacités de marche.¹ L'usage d'aide technique telle une canne simple permet de pallier le risque de chute à la marche sans en altérer la vitesse.² En revanche, une canne tripode ralentira le patient au prix d'une plus grande sécurité.² La vitesse de marche représentant le critère déterminant de l'autonomie du patient dans sa vie quotidienne,³ restreignant sa participation sociale lorsque trop faible et engendrant une souffrance psychologique additionnelle,¹ les facteurs dont elle dépend apparaissent essentiels à rechercher.

Si l'hémi-parésie se caractérise par une atteinte de la commande motrice, comportant au stade chronique une parésie agoniste et une hyperactivité antagoniste, une seconde affection d'ordre musculaire - la *myopathie spastique*, apparaît rapidement dès la phase aigüe après la lésion.⁴ L'hypomobilisation en position courte de certains muscles liée à l'hospitalisation - en particulier le groupe des fléchisseurs plantaires, dans le contexte d'une parésie des muscles opposés (tibial antérieur), cause une perte de leur tension longitudinale, première étape d'une cascade de transformations. Les changements génétiques, histologiques,⁵ biomécaniques⁶ et physiologiques⁷ rapides amènent à des conséquences cliniques que le thérapeute note par une perte d'extensibilité musculaire. Ces changements de longueur fasciculaire, d'épaisseur et d'extensibilité ont été clairement identifiés sur les muscles gastrocnémiens.⁶ En revanche, le rôle joué par ces transformations musculaires sur la fonction motrice, et sur l'aggravation des troubles de la commande neurologique (hyperactivité sur l'antagoniste et parésie sur l'agoniste)⁸ reste à ce jour insuffisamment exploré, et probablement sous-estimé. L'influence des propriétés structurelles des fléchisseurs plantaires sur les paramètres cinématiques de la marche n'a notamment pas été explorée. Seule la longueur fasciculaire des fléchisseurs du coude retrouvée réduite dans cette population, a été montrée associée à la fonction du membre supérieur au cours d'explorations préliminaires.⁹

Dans ce contexte, l'objectif principal de cette étude est d'explorer la relation entre les paramètres architecturaux musculaires du gastrocnémien médial - longueur fasciculaire et épaisseur musculaire - et la vitesse maximale de déambulation chez des sujets hémi-parétiques chroniques.

Secondairement, nous souhaitons explorer l'effet des changements tissulaires du muscle gastrocnémien médial sur la force développée par le muscle et celle développée par le muscle opposé en contraction maximale isométrique. En effet, la contribution de la force des muscles de la cheville à la vitesse de marche a été précédemment démontrée dans l'hémi-parésie chronique.¹⁰ Généralement attribuée à la seule altération de la commande neurologique sur l'agoniste,¹¹ la force développée par un muscle chez le sujet hémi-parétique n'a pas ou peu été explorée par rapport aux modifications de ses propriétés tissulaires intrinsèques.

Enfin, le paramètre générique de force musculaire est souvent utilisé en rééducation afin de quantifier les progrès de patients atteints d'hémi-parésie. Un bénéfice fonctionnel ne lui est cependant pas systématiquement associé. Concernant la cheville, la force de flexion plantaire et à la fois de flexion dorsale pourraient contribuer respectivement à la vitesse de marche. La détermination de ces relations permettrait d'agir plus efficacement en ciblant les facteurs générateurs de ces forces.

Les objectifs secondaires de cette étude sont donc d'explorer la relation i) entre les paramètres architecturaux (épaisseur et longueur fasciculaire) du GM et les forces musculaires isométriques maximales respectives de flexion plantaire et dorsale, et ii) entre chacune de ces forces et la vitesse de marche, respectivement.

2 Méthode

2.1. Population

Cette étude a été menée au sein du service de Rééducation Neurolocomotrice des Hôpitaux Universitaires Henri Mondor à Créteil, en conformité avec la déclaration d'Helsinki et a reçu la validation du Comité de Protection des Personnes (CPP Sud-Est I, 2020-061). Les patients ont été recrutés lors de consultations au sein de ce service et à partir de cabinets libéraux de kinésithérapie de la région Ile de France, s'ils répondaient aux critères de sélection suivants.

Les critères d'inclusion étaient : (a) adulte âgé de 18 à 80 ans, (b) hémi-parésie chronique (> 6 mois), (c) marche possible sans aide sur 10 mètres (FAC>5), (d) hémi-parésie stable avec atteinte des gastrocnémiens caractérisée par à la fois une perte de leur extensibilité : $X_{V1GAS} < 110^\circ$ et une spasticité : $X_{V3GAS} < 95^\circ$, $Y \geq 2$ (X_{V1} , X_{V3} , Y , Echelle de Tardieu)⁴ et (f) consentement écrit de participation signé. Les critères de non-inclusion étaient (a') injection de toxine botulique dans le triceps sural dans les 3 mois précédant l'étude, (b') autre affection neurologique concomitante à l'AVC, (c') atteinte orthopédique ou traumatique de la cheville.

2.2. Evaluations

Evaluation clinique. La vitesse maximale de marche a été mesurée pieds nus sur 10 mètres sans aide technique, selon les conditions du test de déambulation de 10 mètres (AT10).¹²

Evaluation structurelle. Afin de collecter les paramètres structurels et biomécaniques, les sujets ont été positionnés sur ergomètre isocinétique Con-Trex™ (CMV AG, Duebendorf, Suisse) hanches fléchies à 45° , genou parétique en extension, pied, cuisse parétiques et tronc sanglés.¹³ Les paramètres d'épaisseur et de longueur fasciculaire du GM ont été collectés dans des conditions passives au travers de trois images échographiques, selon la position de référence définie ci-dessus, cheville parétique à 80% du X_{V1GAS} . La détection préalable de repères a permis de standardiser l'emplacement de la sonde pour enregistrement. Celle-ci était positionnée à mi-longueur du corps du GM et maintenue perpendiculaire à la peau, sans pression excessive pour ne pas déformer les tissus.¹⁴

Enregistrement électromyographique. Afin de s'assurer de l'état de repos des gastrocnémiens (GM, GL) pendant les mesures échographiques, l'activité électromyographique (EMG) de ces muscles a été collectée à l'aide d'un appareil EMG ME6000-T16 (MegaElectronics Ltd, Kuopio, Finlande). La pose des électrodes sur le GM et le GL a suivi une procédure standardisée.¹⁵

Evaluation biomécanique. Dans cette même position du sujet sur l'ergomètre, la cheville a été amenée à 90° de flexion dorsale (FD) pour quantifier la force isométrique maximale de FP et FD. La meilleure des trois valeurs du pic de force a été retenue, après application d'un protocole standard.¹⁶

2.3. Traitement de données

Analyse des images échographiques. Les acquisitions échographiques prélevées ont été traitées par un même investigateur à l'aide du logiciel *ImageJ*™, selon la méthode de Mairé et al (2006).¹³ Une seule image a permis le recueil de la longueur fasciculaire, l'épaisseur et l'angle de pennation du GM.¹⁷

Analyse des données EMG. Les signaux électromyographiques du GM et GL collectés selon une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz ont été amplifiés (gain 1000) et analysés selon Spike2™. Les signaux ont été filtrés (FIR, 20-450 Hz), normalisés et rectifiés. L'activité de ces muscles collectée durant l'enregistrement échographique a été normalisée selon l'activité recueillie lors d'une contraction volontaire maximale (CVM) en flexion plantaire (période 500ms), et a été définie « de repos » si $\leq 5\%$.¹⁸

2.4. Analyse statistique

Les conditions de normalité de l'échantillon ont été vérifiées selon le test de Shapiro Wilk. La relation entre les différents paramètres de cette étude a été explorée selon le test de Pearson si les conditions de normalité étaient remplies ($\alpha=0,05$), et celui de Spearman dans le cas contraire.

3 Résultats

3.1. Caractéristiques des sujets et des données

Huit sujets dont les caractéristiques démographiques sont décrites dans le Tableau 1 ont été inclus. Les paramètres quantifiés lors des évaluations menées sont reportés dans le Tableau 2.

Taille de l'effectif	N=8
Age (années)	56 $\pm$ 8
Délai depuis l'AVC (années)	11 $\pm$ 6
Sexe	8H
Côté parétique	2D/6G
Type de lésion	5I/3H

Tableau 1. Caractéristiques des participants

Vitesse de déambulation (m/sec)	0,96 $\pm$ 0,31
Longueur fasciculaire GM (mm)	49,3 $\pm$ 11,9
Epaisseur musculaire GM (mm)	18,3 $\pm$ 4,6
Force Flexion plantaire (Nm)	51,8 $\pm$ 49,6
Force Flexion dorsale (Nm)	20,7 $\pm$ 25,8
Activité musculaire Gastroc (%)	6 $\pm$ 9

Tableau 2. Caractéristiques des données

3.2. Relation entre vitesse de marche et paramètres structurels GM

Après avoir vérifié les conditions de normalité, un test paramétrique de Pearson a été utilisé. Il a été retrouvé une corrélation entre la vitesse maximale de marche sur 10 mètres et respectivement, l'épaisseur du GM ($R=0,91$; $p=0,0014$), et sa longueur fasciculaire ($R=0,85$; $p=0,016$) (Figure 1).

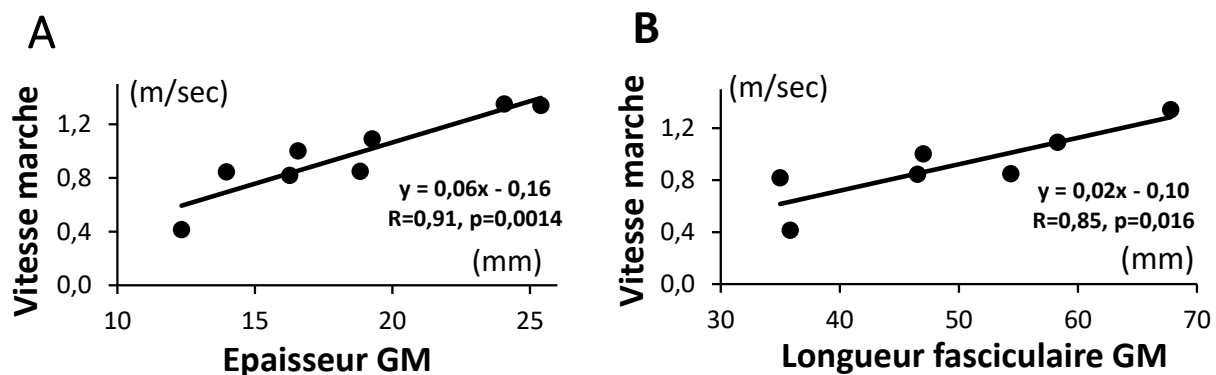


Figure 1. Relation entre l'épaisseur du GM (A), la longueur fasciculaire du GM (B) et respectivement la vitesse de marche

3.3. Relation entre paramètres architecturaux du GM et force

Les pics de force (condition isométrique, CVM) de flexion plantaire et de flexion dorsale sont respectivement corrélés à l'épaisseur du GM ($R=0,88$, $p=0,004$; resp. $R=0,72$, $p=0,04$), mais également à la longueur fasciculaire L_f de ce muscle (flexion plantaire, $R=0,88$, $p=0,004$; flexion dorsale, $R=0,72$, $p=0,04$) (Tableau 3).

	Ep GM	Lf GM	Pic force FP	Pic force FD	Vit. marche
Ep GM					
Lf GM	R=0,85 *				
Pic force FP	R=0,88 **	R=0,87 *			
Pic force FD	R=0,72 *	R=0,85 *	R=0,96 ***		
Vit. marche	R=0,91 **	R=0,85 *	R=0,71 *	R=0,54	

Ep, Epaisseur ; Lf, Longueur fasciculaire, FP, flexion plantaire ; FD, flexion dorsale ;

R = Coefficient de Pearson (**l'ensemble des relations étudiées respectaient les conditions de normalité**)

*, $p < 0,05$; **, $p < 0,005$; ***, $p < 0,0005$.

Tableau 3. Matrice de corrélations entre paramètres d'épaisseur, *Lf* du GM, force maximale isométrique de flexion plantaire, flexion dorsale et vitesse maximale de marche

3.4. Relation entre force musculaire et vitesse de marche

Le pic de force de flexion plantaire est corrélé à la vitesse de marche maximale sur 10 mètres ($R = 0,71$, $p = 0,048$), celui de de flexion dorsale n'est en revanche pas corrélé à cette vitesse ($R = 0,54$, $p = 0,17$).

4 Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'explorer les relations entre les paramètres architecturaux du GM et la vitesse de marche. Les corrélations retrouvées suggèrent l'implication fonctionnelle forte de l'épaisseur et de la longueur fasciculaire de ce muscle, éclairant le rôle joué par la myopathie spastique dans l'hémi-parésie chronique. Cette étude démontre secondairement l'impact des propriétés intrinsèques du GM sur la force isométrique maximale de flexion plantaire et de flexion dorsale. Enfin la force de flexion plantaire influence la vitesse de marche.

La santé du muscle, un facteur sous-estimé contribuant fortement à la locomotion

De telles données quantifiant l'impact de propriétés morphométriques musculaires sur la vitesse de marche restent rares. La forte significativité retrouvée dans ces relations représente un résultat novateur et d'un intérêt majeur à l'égard de l'évaluation et du traitement des patients atteints d'hémi-parésie. Ils devraient nous interpeller sur la nécessité d'une meilleure prise en compte des altérations passives structurelles évolutives du muscle, méritant un traitement spécifique au sein de la parésie spastique, telle que la pratique d'étirements à haute charge, de durée quotidienne suffisante pour parvenir à stimuler la plasticité d'un tissu musculaire parfois sévèrement et durablement remanié.¹⁷

Vitesse de marche et force musculaire, signe de stratégies biomécaniques spécifiques ?

La vitesse de marche a été retrouvée corrélée au pic de force isométrique maximale de flexion plantaire, et sans relation avec la force de flexion dorsale. Précédemment, la vitesse de marche du sujet hémi-parétique a pourtant été démontrée corrélée à la force de flexion dorsale, et fût même rapportée la plus prédictive de cette vitesse, parmi les muscles proximaux et distaux du membre parétique.¹⁹ Le contraste des résultats ici retrouvés pourrait s'expliquer par un manque de puissance, mais aussi par la vitesse élevée de marche ($\sim 1\text{m/sec}$). La vitesse induit différentes stratégies biomécaniques à la marche chez le sujet sain,²⁰ et parétique.¹⁰ Si la difficulté à relever le pied parétique en phase oscillante représente un problème majeur,¹⁹ au-delà d'une certaine vitesse la force de flexion plantaire devient également un facteur conditionnant la propulsion.^{10,11,20} La relation entre force de flexion plantaire et vitesse de marche ici retrouvée chez ces marcheurs rapides confirme son rôle joué dans la propulsion.

De quoi la force est-elle le nom ? Rôle de la force sur les mécanismes physiopathologiques

Si la parésie est le premier facteur incriminé dans la perte de force musculaire du sujet hémi-parétique,¹¹ l'impact des propriétés intrinsèques musculaires sur cette fonction reste peu exploré. Pourtant l'épaisseur d'un muscle, et particulièrement sa longueur conditionnent communément sa

force.²¹ La relation ici retrouvée vient conforter ce fait. Ceux-ci ont également été montrés prédicteurs de la force maximale isométrique de flexion dorsale. Cette relation vient là-encore renforcer des données récentes montrant l'impact de la mise en tension passive précoce des gastrocnémiens en phase oscillante de marche sur l'hyperactivité des gastrocnémiens et la parésie du tibial antérieur qui se voient majorées.⁸ Un muscle devenant hypo-extensible va davantage résister au mouvement opposé à travers l'augmentation de son taux de décharge fusoriale.⁷ Ces afférences chroniques répétées provenant des muscles raccourcis pourraient conduire à l'aggravation des deux composantes du désordre neurologique (hyperactivité antagoniste, parésie agoniste) par phénomène de sensibilisation synaptique.²²

Limites

La limite principale de l'étude correspond au faible nombre de patients qui ont pu être inclus, entraînant un manque de puissance statistique limitant la portée des résultats.

Cette étude a permis de mettre en lumière l'influence de l'épaisseur et de la longueur fasciculaire du muscle gastrocnémien médial sur la vitesse de déambulation chez des sujets hémiparétiques chroniques. La significativité des relations entre paramètres architecturaux, et respectivement force musculaire et vitesse de marche vient appuyer le rôle des modifications des propriétés intrinsèques musculaires comme déterminant de la force musculaire et des capacités fonctionnelles. Ces premières explorations ouvrent de nombreuses perspectives et incitent à considérer l'altération tissulaire du muscle et de sa fonction comme une entité nosologique – la *myopathie spastique*, entité dont le traitement spécifique, au travers de programmes de rééducation stimulant la plasticité musculaire, semble impératif.

Références

1. Grau-Pellicer M, Chamorro-Lusar A, Medina-Casanovas J, Serdà Ferrer BC. Walking speed as a predictor of community mobility and quality of life after stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2019;26(5):349-358.
2. Avelino PR, Nascimento LR, Menezes KKP, Ada L, Teixeira-Salmela LF. Canes may not improve spatiotemporal parameters of walking after stroke: a systematic review of cross-sectional within-group experimental studies. *Disabil Rehabil.* 2020:1-8.
3. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995;26:982-989
- Gracies J.-M. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve.* 2005;31:535–551.
- Baude, M., Nielsen, J. B. & Gracies, J.-M. The neurophysiology of deforming spastic paresis: A revised taxonomy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 62. 2019;426–430.
4. Gracies JM. Coefficients of impairment in deforming spastic paresis. *Ann Phys Rehabil Med.* 2015;58(3):173-8.
5. Jalal N, Gracies JM, Zidi M. Mechanical and microstructural changes of skeletal muscle following immobilization and/or stroke. *Biomech Model Mechanobiol.* 2020;19(1):61-80.
6. Kwah LK, Herbert RD, Harvey LA, et al. Passive mechanical properties of gastrocnemius muscles of people with ankle contracture after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(7):1185-90.
7. Gioux M, Petit J. Effects of immobilizing the cat peroneus longus muscle on the activity of its own spindles. *J Appl Physiol* (1985). 1993;75(6):2629-35.
8. Ghédira M, Albertsen IM, Mardale V, et al. Agonist and antagonist activation at the ankle monitored along the swing phase in hemiparetic gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021;89:105459.
9. Thielman G, Yourey L. Ultrasound imaging of upper extremity spastic muscle post-stroke and the correlation with function: A pilot study. *NeuroRehabilitation.* 2019;45(2):213-220.
10. Hsiao H, Zabielski TM Jr, Palmer JA, Higginson JS, Binder-Macleod SA. Evaluation of measurements of propulsion used to reflect changes in walking speed in individuals poststroke. *J Biomech.* 2016;49(16):4107-4112.
11. Awad LN, Hsiao H, Binder-Macleod SA. Central Drive to the Paretic Ankle Plantarflexors Affects the Relationship Between Propulsion and Walking Speed After Stroke. *J Neurol Phys Ther.* 2020;44(1):42-48.
12. Hutin E, Ghédira M, Loche CM, et al. Intra- and inter-rater reliability of the 10-meter ambulation test in hemiparesis is better barefoot at maximal speed. *Top Stroke Rehabil.* 2018;25(5):345-350.
13. Geremia, J. M. et al. Time course of neuromechanical and morphological adaptations to triceps surae isokinetic eccentric training. *Physical Therapy in Sport.* 2018;34, 84–91.
14. Cho KH, Lee HJ, Lee WH. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging for the medial gastrocnemius muscle in poststroke patients. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2014;34(1):26-31
15. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project. (Roessingh Research and Development, 1999)
16. Clark, D. J. & Patten, C. Eccentric Versus Concentric Resistance Training to Enhance Neuromuscular Activation and Walking Speed Following Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2013;27:335–344
17. Pradines M, Ghédira M, Portero R, Masson I, Marciniak C, Hicklin D, Hutin E, Portero P, Gracies JM, Bayle N. Ultrasound Structural Changes in Triceps Surae After a 1-Year Daily Self-stretch Program: A Prospective Randomized Controlled Trial in Chronic Hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2019;33(4):245-259.
18. McNair, P. J. & Portero, P. Using isokinetic dynamometers for measurements associated with tissue extensibility. *Isokinetics and exercise science* 2005;13(1):53–56.
19. Moftah E, Vennu V, Abdulrahman TA, et al. Association of affected lower limb flexor muscle strength with swing phase duration and gait speed in elderly post-stroke patients. *NeuroRehabilitation.* 2020;47(4):443-450.
20. Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Mot Behav.* 1983;15(4):302-30.
21. Son J, Rymer WZ, Lee SSM. Limited fascicle shortening and fascicle rotation may be associated with impaired voluntary force-generating capacity in pennate muscles of chronic stroke survivors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020;75:105007
22. Klein M, Kandel ER. Presynaptic modulation of voltage-dependent Ca²⁺ current: mechanism for behavioral sensitization in *Aplysia californica*. *Proc Natl Acad Sci* 1978;75(7):3512-6.

Chapitre 2 : De la caractérisation à la rééducation innovante des troubles du mouvement dans la maladie de Parkinson

Analyse cinématique de mouvements amples et rapides de flexion d'épaule dans la maladie de Parkinson

Clara Michallet¹, Andrés Samaniego¹, Mouna Ghédira^{1,2}, Jean-Michel Gracies^{1,2}, Nicolas Bayle^{1,2} et Emilie Hutin^{1,2}

¹ Laboratoire *Analyse et Restauration du Mouvement* (ARM), Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, AP-HP

² Bioingénierie, Tissus et Neuroplasticité (BIOTN) - EA 7377, Université Paris-Est Créteil
clara.michallet@aphp.fr, andres.samaniego@aphp.fr,
mouna.ghedira@aphp.fr, jean-michel.gracies@aphp.fr,
nicolas.bayle@aphp.fr, emilie.hutin@aphp.fr

Résumé

Contexte : La maladie de Parkinson (MP) entraîne une mort progressive des neurones dopaminergiques provoquant une perte de l'excitabilité du cortex moteur. Elle s'associe à des mouvements insuffisamment fluides, bradykinétiques et hypométriques. La caractérisation de ces trois déficits reste à clarifier et dans cette étude, il a été choisi de les explorer respectivement à travers le profil de l'accélération, de la vitesse et de l'amplitude au cours d'une flexion d'épaule unique finie, réalisée bilatéralement par des sujets avec MP et des sujets sains. Parallèlement, il a été montré que l'exercice moteur, pratiqué à intensité suffisante, permettrait une amélioration des troubles moteurs par la libération de dopamine. Le comportement de ces trois paramètres cinématiques a été observé au travers d'une série de mouvements amples et rapides de flexion d'épaule jusqu'à la fatigue, plaçant le système nerveux sous contrainte en vue de franchir le seuil d'intensité requis pour un effet thérapeutique signifiant **Objectifs :** L'objectif principal est la comparaison inter-membre et inter-groupe du Nombre de Passage par Zéro sur le profil de l'accélération (NPZ), de la vitesse et de l'amplitude maximale sur la 1^{ère} flexion. L'objectif secondaire est la comparaison de ces trois paramètres cinématiques entre chaque décile d'une série de flexions amples et rapides. **Méthodes :** 10 sujets avec MP à un stade précoce ou modéré et 9 sujets sains appariés en âge ont réalisé une répétition de flexions maximales d'épaule, coude tendu, avec retour à la position bras le long du corps, jusqu'à la fatigue, avec chaque membre. Trois principaux paramètres étaient calculés à l'épaule bilatéralement à partir des données recueillies par un goniomètre électronique biaxial : NPZ, vitesse et amplitude maximale pour chaque flexion d'épaule. Le 1^{er} mouvement de flexion ainsi que la moyenne pour chaque décile de la série de mouvements ont été comparés inter-membre et inter-groupe par analyse de variance. **Résultats :** Le NPZ, la vitesse et l'amplitude sont similaires inter-membre et inter-groupe sur le 1^{er} mouvement (*t*-test, ns) et la série de mouvements n'a pas mis en évidence une amélioration de ces paramètres cinématiques. Lors de cette série, l'évolution du NPZ est similaire inter-groupe et inter-membre. En revanche, chez les sujets MP, pour les 2 membres, la vitesse diminue à partir du 5^e décile et l'amplitude à partir du 7^e décile tandis que chez les sujets sains, la vitesse diminue à partir du 8^e décile, sans changement de l'amplitude. **Conclusion :** A travers l'analyse d'une flexion unique d'épaule, il n'a pas été mis en évidence d'altération significative de l'accélération, de la vitesse et de l'amplitude des sujets MP. Secondairement, s'il n'a pas été retrouvé d'effet thérapeutique sur ces paramètres cinématiques lors d'une série de mouvements, celle-ci permet néanmoins

de détecter une diminution de vitesse et d'amplitude pouvant aider au diagnostic plus précoce de bradykinésie et d'hypométrie. Par ailleurs, dans une population de sujets sains âgés, seule la perte de vitesse apparaît au cours des répétitions du mouvement. Ainsi, l'hypométrie pourrait, mieux que la bradykinésie, distinguer le mouvement parkinsonien du mouvement sain dans les stades peu avancés de la MP.

1 Introduction

La maladie de Parkinson (MP) est une maladie dégénérative du système nerveux central qui affecte principalement la motricité du patient. Elle atteint 2% de la population après 65 ans et 4% après 80 ans (Gracies *et al.*, 2009) et s'associe par une lésion des noyaux gris centraux à une perte de l'excitabilité du cortex moteur (Alexander *et al.*, 1986 ; Timmerman *et al.*, 2011). Elle entraîne des troubles du mouvement altérant notamment la flexion d'épaule, ce qui représente un handicap important pour le patient dans les nombreuses activités de la vie quotidienne engageant les membres supérieurs. Une meilleure caractérisation du mouvement parkinsonien permettrait de mieux évaluer la progression de la maladie et les effets des traitements. Un mouvement physiologique non contraint réalisé d'un point à un autre est rectiligne avec un profil de vitesse à pic unique (Flash *et al.*, 1985). Pour initier un tel mouvement, la contraction du muscle agoniste est nécessaire (Hallett *et al.*, 1980), ce qui entraîne une bouffée d'accélération angulaire. La quantité d'activité musculaire augmente pour produire un mouvement de plus grande amplitude, tandis que la durée de la bouffée d'accélération est indépendante de la durée et de l'amplitude du mouvement (Hallett *et al.*, 1980). Or, la capacité de contrôle du muscle agoniste est altérée dans la MP. Pour produire un mouvement ample, le sujet MP n'est pas capable d'augmenter la quantité d'activité musculaire et augmente alors le nombre de contractions musculaires et donc de bouffées d'accélération (Robichaud *et al.*, 2002) ce qui va avoir comme conséquence une diminution de la fluidité. Un mouvement fluide est un mouvement continu sans interruption (Balasubramanian *et al.*, 2015). La méthode la plus intuitive pour calculer la fluidité est d'analyser l'alternance entre accélération et décélération angulaire de l'articulation en mouvement, en calculant le Nombre de Passage par Zéro de la courbe d'accélération angulaire (NPZ) (Flash *et al.*, 1985). D'autres méthodes de quantification ont été développées, les plus utilisées sont basées sur le *Jerk*, calculé dans le domaine temporel à partir de la dérivée de l'accélération du segment corporel et récemment, un nouvel indice a été proposé, le *Spectral Arc Length* (SPARC), mesuré grâce à une analyse du spectre de puissance de la vitesse, calculé dans le domaine fréquentiel (Balasubramanian *et al.*, 2015). L'augmentation du nombre de bouffées d'accélération entraîne également une augmentation de la durée du mouvement et donc une bradykinésie (Bayle *et al.*, 2016). Cette diminution de la vitesse est d'autant plus importante que le mouvement est grand puisque le nombre de bouffées d'accélération nécessaire va augmenter avec l'amplitude. Les patients se retranchent alors dans leur zone de confort, c'est-à-dire les petits mouvements pour lesquels la vitesse redevient normale (Bayle *et al.*, 2016). Cette diminution de l'amplitude qui est retrouvée dans la MP, nommée hypométrie (Berardelli *et al.*, 2001) est souvent sous-estimée au profit de la bradykinésie. La caractérisation du mouvement parkinsonien en tenant compte à la fois de l'altération de l'accélération (caractérisation du manque de fluidité), de la vitesse (caractérisation de la bradykinésie) et de l'amplitude (caractérisation de l'hypométrie) au cours d'un mouvement n'a pas été explorée à notre connaissance. L'objectif principal de cette étude est de comparer le NPZ, la vitesse et l'amplitude maximale d'une flexion d'épaule entre des sujets MP et des sujets sains appariés en âge, entre les deux membres (sujets MP, moins affecté/plus affecté ; sujets sains, dominant/non dominant). L'hypothèse étant qu'une altération de ces paramètres est présente chez les sujets MP.

À ce jour, il n'existe pas de traitement curatif de la MP, les traitements disponibles étant reconnus comme uniquement symptomatiques. L'exercice moteur intensif a montré son efficacité sur les déficits moteurs de la MP et fait l'objet de recherches visant à détecter un potentiel effet neuro protecteur qui serait permis grâce à la sécrétion de dopamine endogène entraînée par une hypoxie répétée (Tillerson *et al.*, 2001 ; Tillerson *et al.*, 2003 ; Pothakos *et al.*, 2009 ; Frazzitta *et al.*, 2012). Dans ce type de traitement physique, la notion d'intensité est importante et la fatigue ressentie par le sujet en fin d'exercice est un indicateur pour contrôler que les capacités résiduelles du système dopaminergique ont été sollicitées. Par ailleurs la fatigue entraîne une altération du mouvement mais les effets précis sur les différents paramètres cinématiques sont peu clairs, y compris chez le sujet sain (Meeusen *et al.*, 2006). L'objectif secondaire de cette étude est de comparer le NPZ, la vitesse et l'amplitude au cours d'une série de mouvements amples et rapides de flexion d'épaule répétés jusqu'à la fatigue entre les deux groupes, entre les deux membres, entre chaque décile de mouvements (chaque décile est constitué de 10% des mouvements de la série complète jusqu'à la fatigue). L'hypothèse est que les trois paramètres cinématiques se détériorent chez les sujets sains uniquement à la fin de la série tandis que chez les sujets avec MP, une augmentation est présente au cours des premiers déciles de la série, grâce à la production de dopamine endogène, puis une diminution majeure apparaît à la fin de la série en lien avec la fatigue.

2 Méthodes

Cette étude est un essai prospectif monocentrique incluant un groupe de sujets avec MP et un groupe de sujets sains. Elle s'est déroulée au *Laboratoire Analyse et Restauration du Mouvement* des Hôpitaux Universitaires de Henri Mondor et a été réalisée en conformité avec la déclaration d'Helsinki. Elle a reçu la validation du Comité de Protection des Personnes.

Participants

Les critères d'inclusion pour les sujets avec MP étaient : (1) âge supérieur à 18 ans ; (2) diagnostic clinique d'une MP selon les critères de l'UKPDSBB ; (3) hypométrie caractérisée par une perte de 10% de l'amplitude maximale active en flexion d'épaule du côté le plus affecté. Les critères d'inclusion pour les sujets sains étaient : (1) l'absence d'antécédents neurologiques ou orthopédiques ; (2) un âge similaire à celui des sujets avec MP inclus dans l'étude. Le critère de non-inclusion pour les deux groupes était la présence d'une autre pathologie qui interférerait avec une mobilité normale du membre supérieur.

Evaluation et analyse de données

La position de l'épaule et du coude en flexion-extension a été mesurée en continu par des goniomètres électroniques bi-axiaux (Fe=100Hz, Biometrics Ltd, Newport, UK) fixés au regard des 2 articulations. La position du coude est enregistrée afin de contrôler si la consigne de maintenir le bras étendu pendant toute la série de mouvements est respectée. Pour l'épaule, l'élément proximal du goniomètre est placé 7 cm en arrière de l'axe passant par l'apex de C7 et l'articulation acromio-claviculaire, et l'élément distal est placé sur le bras, parallèlement à l'axe passant par l'articulation acromio-claviculaire et l'épicondyle latéral. Pour le coude, l'élément proximal est placé similairement à l'élément distal du goniomètre de l'épaule et l'élément distal est sur l'axe passant par l'épicondyle latéral et la styloïde radiale. Une calibration est effectuée avant chaque série de mouvement en relevant la position à 0° puis à 90° de flexion pour les 2 articulations.

Le sujet est placé debout les deux bras le long du corps. Il réalise une série de mouvements de flexion d'épaule amples et rapides, bras étendu, répétés avec retour à la position de départ (bras le long du corps) jusqu'à la fatigue, c'est-à-dire jusqu'à ce que l'effort devienne trop difficile. Le sujet décide lui-même de l'arrêt des mouvements. Un drap est suspendu derrière le sujet et celui-ci a la consigne de toucher le drap avec le dos de la main à chaque mouvement de flexion. Avec ce

dispositif, une amplitude de flexion d'épaule proche de 180° est attendue. Le même test est reproduit aux 2 membres. Le choix du 1^{er} membre testé est tiré au sort. Les données obtenues sont enregistrées grâce au logiciel Megawin (MegaElectronics, Finlande) puis extraites sur Excel.

Les données de goniométrie sont filtrées (filtre Butterworth passe-bas, $F_c=10$ Hz), sous-échantillonnées à 100Hz et calibrées à l'aide du logiciel R. Les profils de position, vitesse et accélération angulaires sont obtenus par dérivations successives. Trois paramètres cinématiques sont calculés pour chaque mouvement de flexion : Nombre de Passages par Zéro de la courbe d'accélération angulaire (NPZ), vitesse et amplitude maximale de flexion d'épaule. Le 1^{er} mouvement ainsi que la moyenne sur les mouvements de chaque décile de la série de mouvements ont été comparés inter-membre et inter-groupe par des analyses de variance (ANOVA) et tests post-hoc utilisant une correction de Bonferroni, grâce au logiciel STATISTICA (StatSoft® France, Paris). Le seuil de significativité est fixé à 5%.

Critères de jugement

Le critère de jugement principal est la comparaison inter-groupe et inter-membre du NPZ, de la vitesse et de l'amplitude maximale de flexion sur le 1^{er} mouvement et le critère de jugement secondaire est la comparaison inter-groupe et inter-membre du NPZ, de la vitesse et de l'amplitude maximale de flexion entre chaque décile de mouvements.

3 Résultats

Caractéristiques des participants et des données

10 sujets MP (7 femmes ; âge 66 ± 6 , moyenne $\pm$ écart-type ; UPDRS 17 ± 10) et 9 sujets sains appariés en âge ont été recrutés (7 femmes ; âge 62 ± 7). Les sujets MP ont effectué une série de mouvements d'une durée de 52 ± 27 sec avec 47 ± 20 mouvements et les sujets sains une série d'une durée de 65 ± 42 sec avec 58 ± 34 mouvements. La durée de la série et le nombre de mouvements effectués ne sont pas différents entre les sujets MP et les sujets sains (t -test, ns).

Tableau I. Cinématiques de flexion d'épaule au 1^{er} mouvement et au cours de la série de mouvements découpée en déciles

		1er mvt	1er décile	2e décile	3e décile	4e décile	5e décile	6e décile	7e décile	8e décile	9e décile	10e décile
MP	NPZ	4 $\pm$ 2	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	4 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2
	Vitesse flex (deg/s)	215 $\pm$ 57	252 $\pm$ 69	260 $\pm$ 61	245 $\pm$ 60	240 $\pm$ 60	228 $\pm$ 62 b*	222 $\pm$ 59 at, b**	215 $\pm$ 54 a*, b***, c*	204 $\pm$ 55 a***, b***, c***, d***, et, ft	194 $\pm$ 45 a***, b***, c***, d***, e***, f***, g***, h**	176 $\pm$ 38 a***, b***, c***, d***, e***, f***
	Flex épaule max (deg)	131 $\pm$ 18	133 $\pm$ 17	133 $\pm$ 16	132 $\pm$ 17	131 $\pm$ 17	130 $\pm$ 17	128 $\pm$ 17	126 $\pm$ 17 a*, b*, ct	125 $\pm$ 18 a***, b*, c*, dt	124 $\pm$ 17 a***, b***, c***, d*, e	121 $\pm$ 20 a***, b***, c***, d***, e***, f*
SAIN	NPZ	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 1	6 $\pm$ 1	5 $\pm$ 2	5 $\pm$ 2
	Vitesse flex (deg/s)	241 $\pm$ 48	284 $\pm$ 62	308 $\pm$ 77	303 $\pm$ 72	305 $\pm$ 75	299 $\pm$ 70	294 $\pm$ 76	287 $\pm$ 73	277 $\pm$ 69 bt	269 $\pm$ 69 b*, c*, dt	258 $\pm$ 71 b***, c***, d***, e***, f*
	Flex épaule max (deg)	131 $\pm$ 24	136 $\pm$ 23	140 $\pm$ 23	141 $\pm$ 24	142 $\pm$ 24	140 $\pm$ 23	140 $\pm$ 23	139 $\pm$ 23	139 $\pm$ 23	137 $\pm$ 23	137 $\pm$ 22

Les résultats sont exprimés en moyenne $\pm$ écart-type pour le groupe MP ($n=10$) et pour le groupe SAIN ($n=9$). Les deux côtés (dominant/non dominant pour le groupe SAIN et plus affecté/moins affecté pour le groupe MP) sont moyennés. Abréviations : NPZ, Nombre de Passages par Zéro sur le profil de l'accélération. Statistiques : ANOVA, mouvement*groupe, t : $p < 0,1$, * : $p < 0,05$, ** : $p < 0,01$, *** : $p < 0,001$. a : comparaison vs 1^{er} décile, b : vs 2^e décile, c : vs 3^e décile, d : vs 4^e décile, e : vs 5^e décile, f : vs 6^e décile, g : vs 7^e décile et h : vs 8^e décile

Comparaison des paramètres sur le 1^{er} mouvement de flexion d'épaule

Le NPZ, la vitesse et l'amplitude maximale de flexion calculés sur le 1^{er} mouvement sont similaires chez les sujets MP et les sujets sains quel que soit le côté (t -test, ns, Tableau I.).

Comparaison des paramètres selon une série de flexion d'épaule répétée

Il n'existe pas de changement du NPZ au cours de la série de mouvements (ANOVA, ns). La vitesse moyenne de flexion, pour les deux membres, diminue au cours de la série de mouvements chez les sujets sains à partir du 8^e décile et chez les sujets MP à partir du 5^e décile (Tableau I. ; Figure 1). L'amplitude maximale de flexion, pour les deux membres, diminue au cours de la série de mouvements uniquement chez les sujets MP à partir du 7^e décile (Tableau I. ; Figure 2).

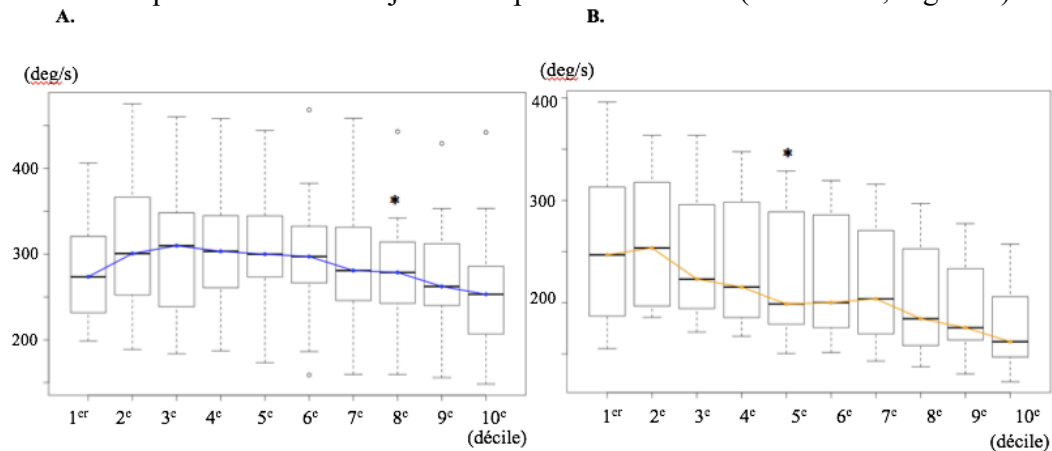


Figure 1. Évolution de la vitesse moyenne de flexion d'épaule au cours de la série de mouvements découpée en déciles

Représentation des résultats de la vitesse moyenne de flexion d'épaule sous forme de boîte à moustache pour chaque décile de la série de mouvements. A. : sujets sains, côté dominant et non dominant réunis (n=9), B. : sujets MP, côté le moins affecté et le plus affecté réunis (n=10). Statistiques : ANOVA, t : $p < 0,1$, *: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$, ***: $p < 0,001$

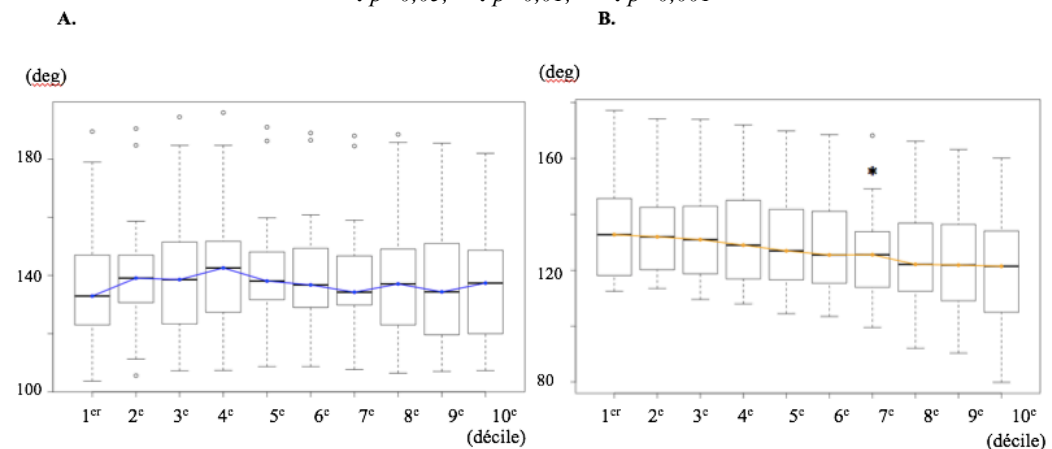


Figure 2. Évolution de l'amplitude maximale moyenne de flexion d'épaule au cours de la série de mouvement découpée en déciles

Représentation des résultats de l'amplitude maximale moyenne de flexion d'épaule sous forme de boîte à moustache pour chaque décile de la série de mouvements. A. : sujets sains, côté dominant et non dominant réunis (n=9), B. : sujets MP, côté le moins affecté et le plus affecté réunis (n=10). Statistiques : ANOVA, t : $p < 0,1$, *: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$, ***: $p < 0,001$

4 Discussion

Limites méthodologiques

En raison du faible effectif, la puissance statistique de l'analyse est limitée. De plus, la population recrutée est hétérogène en taille, en poids et dans leur pratique sportive, ce qui peut avoir une influence sur les résultats de l'analyse cinématique. La population de patients avec MP est

également hétérogène de par la présentation de la maladie, les déficits moteurs, leur degré de sévérité et leur rythme d'apparition.

Fluidité du mouvement calculée grâce au NPZ

Aucun des résultats de l'analyse statistique concernant le NPZ n'est significatif. Ce marqueur est calculé dans le domaine temporel, il va donc être dépendant des caractéristiques intrinsèques du mouvement comme son amplitude et sa durée, et dans le cas de la MP, aux déficits moteurs que sont l'hypométrie et à la bradykinésie. Le SPARC, calculé quant à lui dans le domaine fréquentiel, pourrait être plus spécifique de la fluidité puisqu'il s'affranchit des autres caractéristiques temporelles du mouvement (Balasubramanian *et al.*, 2012). Par ailleurs, une diminution de la vitesse étant retrouvée au cours de la série de mouvements, on peut s'attendre à un changement dans le profil de l'accélération mais le NPZ ne semble pas être un marqueur assez fin pour détecter cette altération chez le sujet MP. C'est une méthode de quantification de la fluidité simple mais qui manque de sensibilité (Balasubramanian *et al.*, 2015).

Hypométrie et bradykinésie

La bradykinésie et l'hypométrie ne sont pas présentes au 1^{er} mouvement mais sont détectées après la série de mouvements chez les sujets MP à un stade modéré, y compris du côté le moins affecté. Ces symptômes moteurs semblent donc apparaître tôt dans l'évolution de la maladie et de plus, ils sont révélés après une série de mouvements amples et rapides répétés jusqu'à la fatigue. Cette procédure semble ainsi permettre une distinction entre mouvement sain et mouvement parkinsonien à un stade modéré de la maladie. La bradykinésie est progressivement majorée chez les sujets MP à partir du 5^e décile de la série de mouvements et chez les sujets sains à partir du 8^e décile tandis que l'hypométrie l'est uniquement chez les sujets MP à partir du 7^e décile. L'hypométrie observée sur une série de mouvements amples et rapides jusqu'à la fatigue distinguerait donc mieux encore un mouvement parkinsonien d'un mouvement sain à des stades peu avancés de la maladie.

Effet de l'exercice moteur intensif

Aucun des paramètres n'a connu d'amélioration chez les sujets avec MP au cours de la série de mouvements. La répétition de mouvements telle que demandée ne semble donc pas s'associer à une production endogène de dopamine majorée et suffisante. La consigne était de s'arrêter lors de la survenue d'une sensation de fatigue mais celle-ci est subjective et difficilement contrôlable. Ce que les sujets ressentaient, considéré responsable de l'arrêt de la série était sans doute plus une fatigue musculaire ou articulaire que la fatigue centrale attendue permettant la production de dopamine nécessaire à l'amélioration symptomatique.

5 Conclusion et perspectives

Des études sont encore nécessaires pour permettre une caractérisation des troubles du mouvement parkinsonien et une meilleure compréhension des liens entre l'altération de l'accélération, de la vitesse et de l'amplitude. L'étude de la fluidité en particulier nécessite une meilleure quantification à l'aide d'outils appropriés, restant à ce jour à déterminer, y compris pour une identification du mouvement physiologique. La nouvelle méthode du SPARC apparaît prometteuse dans l'étude de la fluidité du mouvement parkinsonien. L'hypométrie, caractérisée par une diminution de l'amplitude, et la bradykinésie, caractérisée par une diminution de la vitesse, semblent être des symptômes précocement détectables dans l'évolution de la MP, lorsque mesurées à travers une série de mouvements amples et rapides répétés jusqu'à la fatigue dans des stades peu avancés. De plus, l'hypométrie permettrait de distinguer plus finement le mouvement parkinsonien du mouvement sain. Ces données pourraient conduire à un diagnostic plus précoce de la MP. Il

serait intéressant d'étudier ces paramètres sur des patients à des stades plus avancés ou même de stratifier la population en fonction des déficits moteurs pour palier l'hétérogénéité des patients.

Références

- Alexander GE, DeLong MR, Strick PL. Parallel Organization of Functionally Segregated Circuits Linking Basal Ganglia and Cortex. :25.
- Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Burdet E. A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. août 2012;59(8):2126-36.
- Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, Burdet E. On the analysis of movement smoothness. *J NeuroEngineering Rehabil*. déc 2015;12(1):112.
- Bayle N, Fried SJ, Kappos EA, Hutin E, Fung K, Weisz DJ, Gracies JM. Movement Smoothness Differentiates Voluntary from Parkinsonian Bradykinesia. *J Addict Res Ther* 2016; 7:264. doi:10.4172/2155-6105.1000264
- Berardelli A, Rothwell JC, Thompson PD, Hallett M. Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson's disease. *Brain*. 1 nov 2001;124(11):2131-46.
- Flash T, Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*. 1 juill 1985;5(7):1688-703.
- Frazzitta G, Bertotti G, Riboldazzi G, Turla M, Uccellini D, Boveri N, et al. Effectiveness of Intensive Inpatient Rehabilitation Treatment on Disease Progression in Parkinsonian Patients: A Randomized Controlled Trial With 1-Year Follow-up. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012;26(2):144-50.
- Gracies J-M. Neurorehabilitation in parkinsonian syndromes. *Rev Neurol (Paris)*. févr 2010;166(2):196-212.
- Hallett M, Khoshbin S. A physiological mechanism of bradykinesia. *Brain*. 1980;103(2):301-14.
- Meeusen R, Watson P, Hasegawa H, Roelands B, Piacentini MF. Central Fatigue. *Sports Med*. 2006;36(10):881-909.
- Pothakos K, Kurz MJ, Lau Y-S. Restorative effect of endurance exercise on behavioral deficits in the chronic mouse model of Parkinson's disease with severe neurodegeneration. *BMC Neurosci*. 20 janv 2009;10:6.
- Robichaud JA, Pfann KD, Comella CL, Corcos DM. Effect of medication on EMG patterns in individuals with Parkinson's disease. *Movement Disorders*. 2002;17(5):950-60.
- Tillerson JL, Cohen AD, Philhower J, Miller GW, Zigmund MJ, Schallert T. Forced Limb-Use Effects on the Behavioral and Neurochemical Effects of 6-Hydroxydopamine. *J Neurosci*. 2001;21(12):4427-35.
- Tillerson JL, Caudle WM, Reverón ME, Miller GW. Exercise induces behavioral recovery and attenuates neurochemical deficits in rodent models of Parkinson's disease. *Neuroscience*. 2003;119(3):899-911.
- Timmermann L, Fink GR. Pathological network activity in Parkinson's disease: from neural activity and connectivity to causality? *Brain*. 2011;134(2):332-4.

RehaBEElitation : Un Jeu Sérieux pour la Rééducation des Membres Supérieurs des Personnes Atteintes de la Maladie de Parkinson

Luanne Cardoso Mendes^{1*}, Isabela Alves Marques¹, Angela Abreu Rosa de Sá¹, Camille Marques Alves¹, Rodrigo Ramos Rosa¹, Kennedy Rodrigues Lima¹, Adriano Alves Pereira¹, Eduardo Lazaro Martins Naves¹, Edgard Afonso Lamounier Júnior¹, Fábio Henrique Monteiro Oliveira², Marcus Fraga Vieira³, Guy Bourhis⁴, Pierre Pino⁴, Yann Morere⁴, Cristiane Ramos de Moraes¹ et Adriano de Oliveira Andrade¹

¹ Université Fédérale d'Uberlândia, Uberlândia, Brésil

² Institut Fédéral de Brasília, Brasília, Brésil

³ Université Fédérale de Goiás, Goiânia, Brésil

⁴ Université de Lorraine, Metz, France

*luanecmendes@gmail.com

Résumé

La maladie de Parkinson (MP) est un trouble cérébral causé par la perte progressive des neurones qui produisent la dopamine, un neurotransmetteur responsable du contrôle correct des mouvements du corps. La technique de rééducation par les jeux sérieux (JS) (serious game, en anglais) associés à la réalité virtuelle a obtenu des résultats positifs pour la récupération neuromotrice des patients atteints de la MP. Ce traitement peut permettre un engagement et une efficacité accrus. L'objectif de cet article est de décrire un JS développé pour la rééducation des membres supérieurs, en particulier la main et le poignet, des personnes atteintes de la MP. Il décrit aussi l'évaluation de la performance dans le jeu de cinq personnes atteintes de la MP, jouant pour la première fois. Les résultats indiquent que la Phase 1 était la plus difficile à jouer pour les participants, et que la Phase 2 était considérée comme la plus facile. En outre, plus les participants étaient jeunes, plus ils obtenaient un nombre élevé de résultats corrects dans le jeu. Il est possible de conclure que *RehaBEElitation* est un jeu qui propose un entraînement intense des mouvements de la main et du poignet, et que les individus qui ont participé à cette étude ont été capables d'interagir correctement avec le JS.

Mots-clés : Maladie de Parkinson ; jeu sérieux ; rééducation ; membres supérieurs.

1 Introduction

La maladie de Parkinson (MP) est une pathologie neurodégénérative qui amène l'individu à manifester des symptômes moteurs tels que la bradykinésie, le tremblement, la rigidité et l'instabilité posturale (Raza et al. 2019; Fernández-González et al. 2019). Les personnes atteintes de la MP présentent une dégénérescence des neurones dopaminergiques, ce qui entraîne un déséquilibre dans le circuit ganglionnaire-thalamique-cortical et cortical-basal (Gray et Tickle-Degnen 2010). Ces neurones produisent de la dopamine, un neurotransmetteur responsable du contrôle correct des mouvements. Ainsi, les individus qui présentent une déficience dans la production de dopamine, présentent par conséquent des déficiences dans le contrôle des mouvements corporels (Jokinen et al. 2013).

Il n'existe toujours pas de cure pour la MP (Emamzadeh et Surguchov, 2018). Cependant, le traitement des symptômes moteurs de la MP se fait par l'utilisation de médicaments à base de dopamine (comme la lévodopa), par la réalisation d'interventions chirurgicales pour les stades plus avancés de la maladie, et par des exercices de physiothérapie pour la rééducation des mouvements (Simon et al. 2020). Toutefois, ces exercices peuvent être fatigants, longs et démotivants, ce qui contribue à l'abandon du traitement par les patients. En outre, ils ne sont efficaces que lorsqu'ils sont pratiqués quotidiennement et de manière très intensive. Par conséquent, d'autres formes de rééducation du mouvement sont étudiées et proposées pour mieux servir les personnes atteintes de la MP, comme l'utilisation de jeux sérieux (JS) associés à la réalité virtuelle (RV) (Dias et al. 2021).

La réhabilitation avec JS a obtenu des résultats positifs pour la récupération neuromotrice des patients atteints de la MP (Sánchez-Herrera-Baeza et al. 2020). Ce type de thérapie peut offrir une grande variété de tâches pour l'entraînement avec une rétroaction instantanée, maximisant les processus de neuroplasticité par l'apprentissage et la récupération motrice. En outre, la réadaptation avec les JS peut fournir un plus grand engagement et une plus grande efficacité dans les traitements de réadaptation (Dauvergne et al. 2018). Pour cela, proposer des activités de rééducation du mouvement à l'aide de JS est extrêmement important pour aider au processus thérapeutique des patients atteints de la MP.

Ainsi, cet article vise à présenter une proposition de JS virtuel pour la rééducation des mouvements articulaires du poignet et de la main des patients atteints de la MP. En outre, la performance des personnes atteintes de la MP au cours de la première interaction avec le jeu développé est évaluée.

2 Matériaux et Méthodes

2.1 Description générale du jeu

Un JS basé sur les abeilles, appelé *RehaBEElitation*, a été développé. Les abeilles représentent le travail acharné et le dévouement, des caractéristiques très demandées aux patients atteints de la MP pendant leur rééducation. Une équipe multidisciplinaire a contribué au développement du jeu. En outre, les suggestions d'un patient atteint de la MP ont été prises en compte lors du développement du jeu.

Unity 3D a été utilisé pour créer les scénarios, les interactions et les animations. La modélisation des objets a été réalisée avec Blender 3D. Le panneau de contrôle a été développé en langage C# à l'aide de Visual Studio 2019. Et pour le développement de la base de données, PostgreSQL a été utilisé.

L'utilisateur doit contrôler les mouvements d'une abeille dans un environnement 3D qui avance en permanence. Les tâches du jeu ont été conçues pour reproduire les mouvements suivants, présents dans l'outil de référence pour l'évaluation des personnes atteintes de la MP (MDS-UPDRS Partie III) : ouverture et fermeture de la main, extension et flexion de la main, adduction et abduction de la main, tapotement des doigts et supination et pronation du poignet. Le jeu se compose de quatre phases (Figure 1), et ses objectifs sont décrits ci-dessous.

Phase 1 : Polliniser les fleurs – L'objectif est de collecter le pollen d'une fleur et de polliniser une autre fleur. Les fleurs qui ont du pollen à collecter sont indiquées par des arcs jaunes autour d'elles, et celles qui ont besoin d'être pollinisées sont indiquées par des arcs verts. Le joueur doit déplacer l'abeille vers une fleur contenant du pollen et fermer la main pour l'attraper. Ensuite, avec la main fermée, le joueur doit déplacer l'abeille vers une fleur qui n'a pas de pollen et ouvrir la main pour le déposer.

Phase 2 : Nourrir les larves – L'objectif est de nourrir les larves. Pour s'adresser aux larves, le joueur doit effectuer extension et flexion de la main pour soulever et abaisser l'abeille, respectivement, et adduction et abduction de la main pour déplacer l'abeille vers la gauche et la droite, respectivement (s'il joue avec la main droite). Une larve sera nourrie lorsque le joueur placera l'abeille devant lui.

Phase 3 : Collecter le nectar – L'objectif est de collecter le nectar des fleurs. Les fleurs qui ont du nectar sont indiquées par des gouttes d'eau. Le joueur doit amener l'abeille jusqu'à une fleur qui contient du nectar et effectuer le mouvement de tapotement du doigt pour collecter le nectar.

Phase 4 : Sécher le nectar – L'objectif est de sécher le nectar collecté. Le joueur doit se rendre dans les alvéoles contenant du nectar, indiquées par un reflet lumineux, et effectuer un mouvement de supination et de pronation du poignet pour que l'abeille batte des ailes plus rapidement pour sécher le nectar.



Figure 1: Phases du *RehaBEElitation* – (A) Phase 1 : Polliniser les fleurs. (B) Phase 2 : Nourrir les larves. (C) Phase 3 : Collecter le nectar. (D) Phase 4 : Sécher le nectar.

Il existe neuf niveaux de difficulté dans le jeu, et chaque coup réussi ajoute 10 points au score.

2.2 Dispositif d'interface

L'utilisateur interagit avec le jeu à l'aide d'une interface homme-machine (IHM) portable (Figure 2).



Figure 2: IHM portable, vue sous trois angles différents

Ce dispositif (gant pesant environ 100 grammes) possède des capteurs inertiels capables d'estimer l'orientation de la main. Des capteurs tactiles connectés à la paume de la main et aux doigts sont capables d'estimer les mouvements de tapotement des doigts, et l'ouverture et la fermeture de la main.

2.3 Machine à états du jeu

Il existe 12 états différents basés sur les données fournies par le gant au jeu, chacun d'entre eux étant lié au mouvement de l'abeille dans le jeu, comme le montre le Tableau 1.

État	Mouvement de l'IHM	Mouvement de l'abeille
1	Au repos	Avance
2	Extension - Main ouverte	Haut
3	Flexion - Main ouverte	Bas
4	Abduction - Main ouverte	A gauche
5	Adduction - Main ouverte	A droite
6	Taper du doigt	Collecte du nectar
7	Extension - Main fermée	Haut et transport du pollen
8	Flexion - Main fermée	Bas et transport de pollen
9	Abduction - Main fermée	A gauche et portant du pollen
10	Adduction - Main fermée	A droite et portant du pollen
11	Pronation	Augmente la vitesse des ailes
12	Supination	Diminue la vitesse des ailes

Tableau 1: Relation entre les états, les mouvements de la main et les mouvements de l'abeille dans le jeu

La machine à états du jeu (Figure 3) montre toutes les transitions possibles entre les 12 états. Le joueur commence dans l'état 1, et de là, il peut aller dans n'importe quel autre état. Si le joueur veut, par exemple, déplacer l'abeille vers le bas et la gauche, il doit d'abord effectuer une flexion de la main, revenir à l'état de repos et ensuite effectuer une adduction de la main (s'il joue avec la main droite).

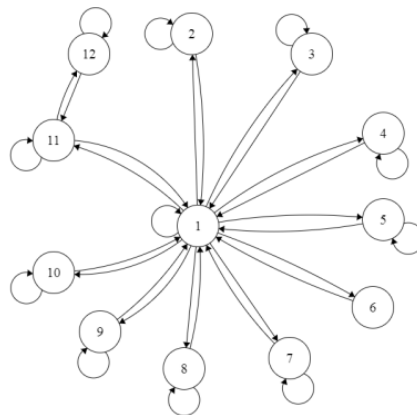


Figure 3: Machine à état de jeu

2.4 Protocole Expérimental

L'interaction des personnes atteintes de la MP avec le JS a été approuvée par le Comité d'Éthique de l'Université Fédérale d'Uberlândia (CEP-UFU) sous le numéro CAAE : 43229921.8.0000.5152. Les critères d'éligibilité des participants à l'étude étaient: avoir un diagnostic confirmé de la MP ; être âgé de 40 à 100 ans ; être aux stades I, II ou III de l'échelle de Hoehn & Yahr (Preedy et Watson 2009) ; ne pas avoir d'antécédents d'autres maladies neurologiques ou musculo-squelettiques ; ne pas présenter de déficiences visuelles et auditives graves ; et avoir un score au Mini Mental State Examination (MMSE) > 22 (Folstein et al. 1975). Les personnes n'ayant pas signé le Formulaire de Consentement ont été exclues de la recherche.

Les participants ont reçu des informations sur le contexte du jeu et ont été invités à jouer chaque phase pendant 20 minutes (ou jusqu'à la réalisation des objectifs de la phase), pour un total de 80 minutes maximum par session. Chaque participant a effectué une seule session d'interaction avec le jeu. Les participants ont joué au niveau de difficulté le plus facile du jeu. À ce niveau, les joueurs doivent atteindre 10 cibles dans chaque phase. La performance des individus ont été évaluées en mesurant le temps passé à terminer la phase, ainsi que le nombre de cibles atteintes dans chaque phase.

3 Résultats

Cinq patients atteints de la MP ont participé à l'étude (une femme, quatre hommes, $68 \pm 5,83$ ans). Le Tableau 2 montre l'âge des participants, le temps passé et le nombre de coups dans chaque phase.

Participant	Âge (années)	Temps (minutes) / Coups			
		Phase 1	Phase 2	Phase 3	Phase 4
A (femmes)	63	20:00 / 9	02:35 / 10	07:38 / 10	04:26 / 10
B (hommes)	70	20:00 / 2	03:47 / 10	09:41 / 10	04:37 / 10
C (hommes)	77	20:00 / 1	05:48 / 10	09:10 / 10	05:20 / 10
D (hommes)	63	20:00 / 4	06:05 / 10	10:20 / 10	06:35 / 10
E (hommes)	67	20:00 / 4	02:26 / 10	08:10 / 10	04:08 / 10

Tableau 2: Résultats de la première session d'interaction des participants avec le jeu

La Figure 4 illustre le nombre de coups pour chaque participant au jeu, dans chaque phase.

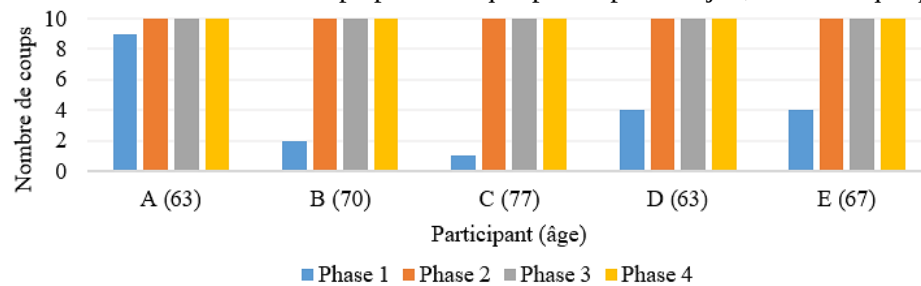


Figure 4: Nombre de coups dans chaque phase, pour chaque participant

4 Discussion

Comme le montre le Tableau 2, la Phase 1 a été considérée comme la plus difficile par les participants à la recherche, car ils ont utilisé tout le temps disponible pour y jouer (20 minutes) et n'ont toujours pas atteint le nombre d'objectifs requis. Cela s'est probablement produit parce que : comme la Phase 1 est la première phase du jeu, les participants n'étaient pas habitués au contrôle de l'abeille ; c'est la première phase dans laquelle le participant entre en contact avec un scénario en 3D, ce qui exige qu'il ait un bon sens de profondeur et d'espace ; c'est la seule phase composée de deux tâches (ramasser le pollen dans une fleur et le déposer dans une autre fleur), ce qui contribue à augmenter la complexité de la phase. Toutes les autres phases (2, 3 et 4) ont été réalisées par les participants dans le temps prédéterminé. Apparemment, la Phase 2 a été considérée comme la plus facile du jeu, puisque les participants l'ont terminée dans le temps le plus court, comparé aux autres.

Dans la Figure 4, il est possible d'observer que plus le participant est âgé, plus il a eu de difficultés à atteindre les cibles dans la Phase 1. Le participant de 77 ans est celui qui a atteint le moins de cibles dans cette phase, tandis que les patients plus jeunes sont ceux qui ont réussi à obtenir le plus de cibles.

5 Conclusion

Cette étude visait à décrire un JS développée pour la rééducation des membres supérieurs des personnes atteintes de la MP, ainsi qu'à évaluer la performance de cinq personnes atteintes de la MP qui la jouaient pour la première fois. La Phase 1 est celle que les participants ont eu le plus de difficultés à jouer, et la Phase 2 est celle qu'ils ont accomplie dans le temps le plus court. Par conséquent, il est

possible de conclure que *RehaBEElitation* est un jeu qui entraîne intensément les mouvements de la main et du poignet des utilisateurs. De plus, en général, il a été observé que les patients atteints de la MP qui ont participé à cette étude ont bien interagi avec le JS.

Remerciements

Le présent travail a été réalisé avec le soutien du Conseil national pour le développement scientifique et technologique (CNPq), Coordination pour l'amélioration du personnel de l'enseignement supérieur (CAPES - Programme CAPES/DFATD-88887.159028/2017-00, Programme CAPES/COFECUB-881.370894/2019-01) et la Fondation pour le Soutien à la Recherche de l'État de Minas Gerais. A. O. Andrade est membre du CNPq, Brésil (304818/2018-6), Eduardo Naves est membre of CNPq, Brésil (307754/2020-0), L. C. Mendes est membre du Programme CAPES/COFECUB (88887.612297/2021-00) et I. A. Marques est membre du Programme CAPES/COFECUB (88887.628121/2021-01).

Références

- Dauvergne C, Bégel V, Géný C, et al. (2018) Home-based training of rhythmic skills with a serious game in Parkinson's disease: Usability and acceptability. *Ann Phys Rehabil Med* 61:380-385. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.08.002>
- Dias SB, Diniz JA, Konstantinidis E, et al (2021) Assistive HCI-Serious Games Co-design Insights: The Case Study of i-PROGNOSIS Personalized Game Suite for Parkinson's Disease. *Front Psychol* 11:4017. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.612835>
- Emamzadeh FN, Surguchov A (2018) Parkinson's Disease: Biomarkers, Treatment, and Risk Factors. *Front Neurol Neurosci*, 12:612. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00612>
- Fernández-González P, Carratalá-Tejada M, Monge-Pereira E, et al (2019) Leap motion controlled video game-based therapy for upper limb rehabilitation in patients with Parkinson's disease: a feasibility study. *J Neuroeng Rehabil* 16 :. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0593-x>
- Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR (1975) "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 12:189-198. [https://doi.org/10.1016/0022-3956\(75\)90026-6](https://doi.org/10.1016/0022-3956(75)90026-6)
- Gray HM, Tickle-Degnen L (2010) A meta-analysis of performance on emotion recognition tasks in Parkinson's disease. *Neuropsychologie* 24:176-191. <https://doi.org/10.1037/A0018104>
- Jokinen P, Karrasch M, Brück A, et al (2013) Cognitive slowing in Parkinson's disease is related to frontostriatal dopaminergic dysfunction. *J Neurol Sci* 329:23-28. <https://doi.org/10.1016/J.JNS.2013.03.006>
- Preedy VR, Watson RR (2009) *Handbook of Disease Burdens and Quality of Life Measures* | Amazon.com.br, 2010a. Springer
- Raza C, Anjum R, Shakeel NUA (2019) Parkinson's disease: Mechanisms, translational models and management strategies. *Life Sci*. <https://doi.org/10.1016/j.lfs.2019.03.057>
- Sánchez-Herrera-Baeza P, Cano-de-la-Cuerda R, Oña-Simbaña ED, et al (2020) The impact of a novel immersive virtual reality technology associated with serious games in parkinson's disease patients on upper limb rehabilitation: A mixed methods intervention study. *Sensors* 20:2168. <https://doi.org/10.3390/s20082168>
- Simon DK, Tanner CM, Brundin P (2020) Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. *Clin Geriatr Med* 36:1-12. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2019.08.002>

Proposition d'une nouvelle méthode d'analyse quantitative de la rigidité du poignet dans la maladie de Parkinson

Camille Alves^{1*}, Andressa Rezende¹, Isabela Marques¹, Luanne Mendes¹, Angela de Sá¹, Rodrigo Rosa¹, Kennedy Lima¹, Fábio Oliveira², Adriano Pereira¹, Edgard Lamounier¹, Marcus Vieira³, Guy Bourhis⁴, Pierre Pino⁴, Adriano Andrade¹, Yann Morere⁴ and Eduardo Naves¹

¹ Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil

² Federal Institute of Brasília, Brasília, Brazil

³ Federal University of Goiás, Goiânia, Brazil

⁴ Université de Lorraine, Metz, France

*malves.camille@gmail.com

Resumé

La maladie de Parkinson (MP) est une maladie neurodégénérative chronique qui affecte principalement la fonction motrice et touche des millions de personnes dans le monde. La rigidité est l'un des principaux symptômes de la maladie de Parkinson (MP), et est présente chez environ 89% des patients. Ce type de rigidité affecte directement les tâches de la vie quotidienne et la qualité de vie de ces personnes. L'évaluation de la rigidité est d'une grande importance dans la pratique clinique pour accompagner le processus de réhabilitation. Cependant, il n'existe pas encore de mesures quantitatives standardisées pour cette évaluation. Il existe donc un grand intérêt pour la mise en œuvre de nouvelles méthodes permettant de quantifier de manière adéquate ce trouble. Les méthodes qui utilisent l'électromyographie et les capteurs d'amplitude articulaire sont très prometteuses. Ainsi, l'objectif de ce travail est de développer une méthode pour l'évaluation quantitative de la rigidité du poignet chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson, en utilisant les signaux musculaires et l'amplitude du mouvement. En outre, cette étude cherche à utiliser des techniques d'apprentissage automatique afin que le système puisse détecter des modèles de rigidité et aussi, à travers un modèle de classification, qui sont capables de quantifier la rigidité en temps réel.

Mots-clés : Maladie de Parkinson ; rigidité ; poignet ; rééducation.

1 Introduction

La rigidité est l'un des principaux symptômes de la maladie de Parkinson (MP), présente chez jusqu'à 89 % des sujets (Ferreira-Sánchez et al., 2020). En tant que signe clinique, ce terme désigne le phénomène de résistance accrue à l'étirement passif d'un muscle. Les principaux signes sont une exagération du réflexe d'étirement monosynaptique, une exagération du réflexe d'étirement à longue latence (Berardelli et al., 1983). Cette rigidité entrave le mouvement des membres, parmi lesquels l'un des plus touchés est le poignet (Costa et al., 2015). Ce type de rigidité affecte directement la qualité de vie de ces personnes, rendant souvent les tâches de la vie quotidienne impossibles. Dans ce sens, l'évaluation de la rigidité du poignet, réalisée à travers une approche efficace, est d'une grande importance, car elle peut aider à évaluer l'évolution des patients avec un traitement particulier, en plus d'individualiser le processus de réhabilitation (Ward, 2000).

L'évaluation clinique des signes moteurs de la MP, notamment en ce qui concerne la rigidité, est basée sur un système de notation utilisant des échelles cliniques, comme l'échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS) (Patrick et al., 2001). Cependant, comme il s'agit d'une échelle qui dépend de l'expertise du thérapeute, elle peut contenir des erreurs (Ferreira-Sánchez et al., 2020; Powell et al., 2012b). Des études récentes ont démontré des efforts pour développer des méthodes objectives d'évaluation du tonus musculaire et de la rigidité, qui sont cruciales pour obtenir des données quantitatives, fiables et répétables (Raiano et al., 2020).

Les mesures objectives utilisant des méthodes biomécaniques peuvent impliquer des dynamomètres et des moteurs couples, permettant de standardiser la vitesse d'étirement (Kim et al., 2011). Cependant, ce type de mesure nécessite un équipement coûteux et est axé sur les pratiques de laboratoire, et n'est donc pas applicable en pratique clinique (Silva et al., 2017). En outre, les instruments utilisant l'électromyographie (EMG), peuvent quantifier l'hypertonie avec plus de précision (Aloraini et al., 2015).

Malgré les nombreuses tentatives de développement de méthodes quantitatives et fiables pour évaluer la rigidité dans la maladie de Parkinson, davantage de preuves sont nécessaires afin de construire des méthodes qui peuvent être facilement appliquées et qui donnent des résultats fiables dans la pratique clinique. Dans ce sens, l'objectif de cet article est de décrire le développement d'une nouvelle méthodologie pour l'analyse quantitative de la rigidité du poignet, en utilisant l'apprentissage automatique.

2 Matériaux et méthodes

Les composantes neurales et non-neurales dans la détermination de la rigidité restent un sujet de débat. Les composantes non neurales correspondent aux propriétés mécaniques des fibres musculaires, tandis que les composantes neurales sont inhérentes à la physiopathologie, comme les réflexes de raccourcissement. Ces signaux peuvent être détectés par l'électromyographie et les capteurs de force (Powell et al., 2012a). Les études qui ont utilisé ces deux mesures ont montré des résultats pertinents et une bonne corrélation avec les échelles déjà utilisées en pratique clinique. De plus, les mesures EMG et de force sont plus représentatives de la source neurologique des symptômes moteurs (Askari et al., 2010).

En revanche, d'autres études ont utilisé des capteurs inertiels et des angles articulaires pour évaluer la rigidité du poignet (Peres et al., 2021). Contrairement à la vitesse angulaire, l'amplitude du mouvement articulaire peut être un élément discriminant de la rigidité chez les personnes atteintes de la MP et les personnes en bonne santé. Les résultats trouvés indiquent que la viscosité et l'élasticité dans

la condition de rigidité sont plus élevées que dans la condition normale (état détendu). En ce sens, ce type de système peut détecter les fluctuations on-off de la rigidité parkinsonienne.

2.1 Matériel informatique

L'électrogoniomètre est basé sur la technologie des fibres optiques polymères (FOP). Le principe de la variation d'intensité pour l'estimation de l'angle consiste en l'atténuation de la puissance optique en proportion de l'angle de courbure de la fibre, cette atténuation est captée par la photodiode. Cependant, cette atténuation est très faible, il est donc nécessaire de faire une coupe latérale dans la fibre, créant une zone sensible, pour améliorer sa sensibilité, comme le montre la figure 1 (Rezende et al., 2018).

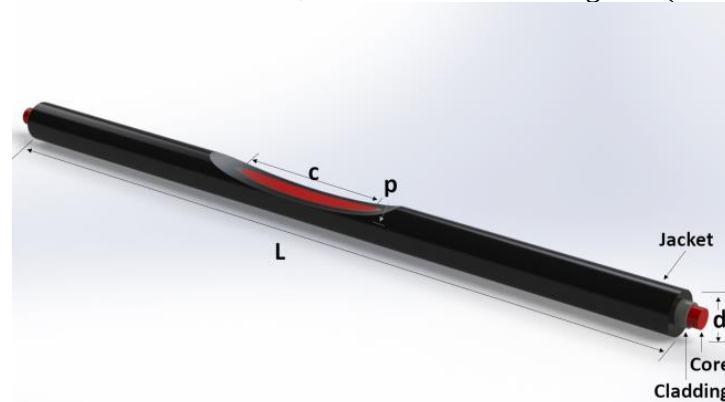


Figure 1: FOP zone sensible.

L'électromyographe développé contient deux canaux. L'acquisition du signal musculaire est fait à l'aide d'électrodes de surface jetables. Le signal musculaire détecté étant de faible amplitude, environ 10mVpp, il est amplifié dans le but d'améliorer le rapport signal/bruit. L'amplificateur conçu possède un gain réglable, de sorte que le signal peut être amplifié en 760, 1000 ou 1200 fois. Un filtre passe-haut de 20Hz et un filtre passe-bas de 500Hz, sont implémentés afin d'éliminer le bruit. La numérisation du signal est réalisée à l'aide du microprocesseur Arduino Uno.

2.2 Logiciel

Les signaux EMG et angulaires seront collectés à travers une interface et un logiciel développé sur la plateforme Pycharm, utilisant le langage Python. Dans un premier temps, les signaux sont lus et numérisés par le microprocesseur ATMEL ATMEGA328 présent dans l'Arduino Uno. La fréquence d'échantillonnage des données est de 2000Hz. Tout d'abord, la réduction du bruit et des artefacts des signaux angulaires et de collecte musculaire est effectuée, avec l'objectif d'éliminer, principalement, le bruit d'induction électromagnétique de 60Hz.

Après avoir collecté les données, les signaux seront traités dans la plateforme R studio, en utilisant le langage R (Crawley, 2007), afin de trouver d'éventuels modèles de rigidité dans les collections. Après la construction de ces patrons, le classificateur de rigidité sera développé par apprentissage automatique, de sorte qu'il sera possible de classer en temps réel le niveau de rigidité d'une personne atteinte de la MP. Ainsi, une version en ligne du logiciel sera construite, qui interprétera les données collectées en temps réel, identifiant le niveau de rigidité de la personne.

2.3 Protocole expérimental

L'étude a été approuvée par le Comité national d'éthique de la recherche, avec le certificat de présentation de l'appréciation éthique numéro 39187620.6.0000.5152. Dans un premier temps, les participants signeront le formulaire de consentement éclairé. Le thérapeute effectuera les évaluations des patients en utilisant les échelles nominales : Échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS) et Hoehn & Yahr.

Ensuite, le processus de collecte des signaux biologiques (électromyographie et électrogoniométrie) à l'aide de l'appareil commencera. Cette phase sera divisée en trois étapes : 15 étirements passifs réalisés rapidement, 15 étirements passifs réalisés lentement et 15 étirements actifs. Les capteurs EMG seront positionnés dans le flexor carpi-radialis et dans l'extensor carpi-ulnaris. Dans les étirements passifs, le thérapeute placera le poignet du participant dans la position alignée avec l'avant-bras, et l'étirera jusqu'à la flexion complète, en revenant 15 fois à la position de départ. Puis il le repositionnera dans la position initiale et l'étirera jusqu'à la position d'extension, en respectant les limites de chaque individu. Il en sera de même pour la déviation radiale et cubitale. En ce qui concerne les étirements actifs, les participants seront invités à effectuer 15 fois le mouvement complet d'extension et de flexion du poignet, puis 15 fois d'adduction et d'abduction, présentées dans la figure 2.

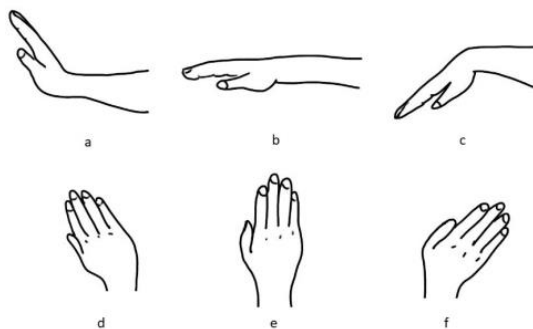


Figure 2: Mouvements du poignet. a) extension du poignet, b) du repos, c) flexion du poignet, d) abduction du poignet, e) du repos and f) adduction du poignet.

Après la collecte des données et le développement de la méthode de classification par apprentissage automatique, il sera possible de l'appliquer pour quantifier la rigidité en temps réel. Avec cette méthode, le thérapeute et le patient auront accès au niveau de rigidité en temps réel.

3 Résultats préliminaires

Des essais au banc ont été réalisés avec l'électromyographe et le goniomètre et tous deux ont donné de bons résultats. Le capteur FOP a été comparé à un potentiomètre, en gardant une vitesse constante et a présenté des résultats similaires pour tous les angles analysés, comme on peut le voir sur la figure 3. Le système EMG a présenté un bon rapport signal/bruit, de sorte que le signal et ses variables peuvent être clairement observés.

Ce système a été appliqué dans une étude précédente (Alves et al., 2021), afin de quantifier l'hypertonie. L'appareil portable développé a été appelé le Spasticity Evaluation System (SpES). L'équipement est présenté dans la figure 4. Le système a été validé expérimentalement comme instrument d'évaluation de l'hypertonie du muscle biceps brachii, chez 22 patients post-AVC. Il a présenté des résultats cohérents, indépendamment du niveau d'hypertonie, de l'âge du patient et du moment de la blessure. Au cours des essais, le dispositif s'est révélé être un outil de mesure intéressant pour la quantification de l'hypertonie en pratique clinique. La corrélation de Spearman entre la méthode

proposée et les valeurs de l'échelle clinique était de 0,79, ce qui montre une corrélation positive et forte entre les deux méthodes d'évaluation.

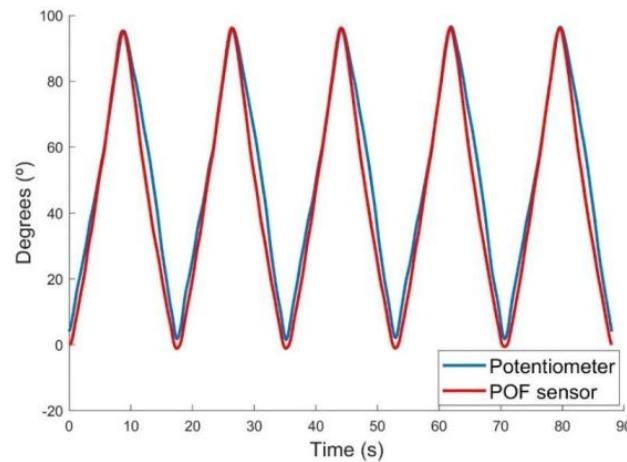


Figure 3: Résultats de l'essai dynamique. La ligne bleue représente la réponse du potentiomètre et la ligne rouge représente la réponse du capteur FOP, en degrés.



Figure 4: Système d'évaluation de la spasticité

3.1 Résultats attendus

Une fois la méthode validée pour l'articulation du coude, l'idée est d'utiliser pour quantifier la rigidité du poignet en temps réel. Dans ce sens, les résultats attendus pour cette étude sont :

- Développer une nouvelle méthode et un protocole pour évaluer objectivement la rigidité chez les personnes atteintes de la MP.
- Corréler les données afin de classer les différents types de rigidité.
- Développer un modèle statistique capable de classer en temps réel la rigidité des personnes atteintes de la MP.

4 Discussion

Compte tenu du nombre de personnes touchées par la maladie de Parkinson et du fait que la rigidité est une conséquence réelle, il est évident que l'absence d'une méthode quantitative pour évaluer ce trouble nuit à leur traitement, car elle ne permet pas d'orienter le thérapeute dans la recherche de la meilleure thérapie. Dans ce sens, cette étude propose une méthode dédiée, portable et en temps réel pour mesurer la rigidité du poignet.

La simplicité des échelles cliniques est la raison de leur popularité tout en étant leur attribut le plus critiqué (Malhotra et al., 2009), car elles dépendent entièrement d'observations cliniques précises. En particulier, il n'est pas facile d'identifier des différences significatives entre les scores 1, 1+ et 2. Ainsi, comme la réadaptation d'un patient est définie en fonction de la sévérité, obtenue sur la base des évaluations, l'absence de distinctions subtiles dans ces scores représente un problème.

En ce sens, dans des études précédentes (Alves et al., 2021), l'équipement développé s'est avéré utile pour différencier le niveau de sévérité de la spasticité chez les patients avec une meilleure précision et faciliter l'évaluation de l'hypertonie en fournissant des résultats quantitatifs et automatiques. Par conséquent, être capable de fournir une méthode pratique et rapide.

5 Conclusion

Les appareils utilisés pour évaluer quantitativement la raideur du poignet avec des données objectives chez les patients atteints de MP ont une bonne validité et une corrélation adéquate avec les instruments cliniques pour évaluer la raideur musculaire. En ce sens, l'idée de l'étude est de fournir un nouvel instrument qui s'ajoutera à l'évaluation clinique avec d'autres variables d'intérêt qui fournissent des informations indirectes sur la rigidité.

Remerciements

Le présent travail a été réalisé avec le soutien du Conseil national pour le développement scientifique et technologique (CNPq), Coordination pour l'amélioration du personnel de l'enseignement supérieur (CAPES - Programme CAPES/DFATD-88887.159028/2017-00, Programme CAPES/COFECUB-881.370894/2019-01) et la Fondation pour le soutien à la recherche de l'État de Minas Gerais. A. O. Andrade est fellow du CNPq, Brésil (304818/2018-6), Eduardo Naves est membre du CNPq, Brésil (307754/2020-0), L. C. Mendes est membre du Programme CAPES/COFECUB (88887.612297/2021-00) et I. A. Marques est membre du Programme CAPES/COFECUB (88887.628121/2021-01). Angela Abreu Rosa de Sá, Rodrigo Rosa, Kennedy Lima, Fábio Oliveira, Adriano Alves Pereira, Edgard Lamounier Júnior, Marcus Fraga Vieira et Guy Bourhis sont également membres du Programme CAPES/COFECUB-88881.370894/2019-01.

Références

- Aloraini, S. M., Gäverth, J., Yeung, E., & MacKay-Lyons, M. (2015). Assessment of spasticity after stroke using clinical measures: A systematic review. In *Disability and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1014933>
- Alves, C. M., Rezende, A. R., Marques, I. A., & Martins Naves, E. L. (2021). SpES: A new portable device for objective assessment of hypertonia in clinical practice. *Computers in Biology and Medicine*. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2021.104486>
- Askari, S., Zhang, M., & Won, D. S. (2010). An EMG-based system for continuous monitoring of clinical efficacy of Parkinson's disease treatments. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, 98–101. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626133>
- Berardelli, A., Sabra, A. F., & Hallett, M. (1983). Physiological mechanisms of rigidity in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 46(1), 45–53. <https://doi.org/10.1136/JNNP.46.1.45>

- Costa, P., Rosas, M. J., Vaz, R., & Cunha, J. P. (2015). Wrist rigidity assessment during Deep Brain Stimulation surgery. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2015-Novem*, 3423–3426. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319128>
- Crawley, M. J. (2007). The R Book. In *The R Book*. <https://doi.org/10.1002/9780470515075>
- Ferreira-Sánchez, M. del R., Moreno-Verdú, M., & Cano-de-la-Cuerda, R. (2020). Quantitative Measurement of Rigidity in Parkinson's Disease: A Systematic Review. *Sensors 2020, Vol. 20, Page 880, 20(3)*, 880. <https://doi.org/10.3390/S20030880>
- Kim, K. S., Seo, J. H., & Song, C. G. (2011). Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. *Medical Engineering and Physics*, 33(1), 62–69. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.09.002>
- Malhotra, S., Pandyan, A. D., Day, C. R., Jones, P. W., & Hermens, H. (2009). Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured. *Clinical Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1177/0269215508101747>
- Patrick, S. K., Denington, A. A., Gauthier, M. J. A., Gillard, D. M., & Prochazka, A. (2001). Quantification of the UPDRS rigidity scale. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(1), 31–41. <https://doi.org/10.1109/7333.918274>
- Peres, L. B., Calil, B. C., da Silva, A. P. S. P. B., Dionísio, V. C., Vieira, M. F., de Oliveira Andrade, A., & Pereira, A. A. (2021). Discrimination between healthy and patients with Parkinson's disease from hand resting activity using inertial measurement unit. *BioMedical Engineering Online*, 20(1), 1–18. <https://doi.org/10.1186/s12938-021-00888-2>
- Powell, D., Joseph Threlkeld, A., Fang, X., Muthumani, A., & Xia, R. (2012a). Amplitude- and velocity-dependency of rigidity measured at the wrist in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 123(4), 764–773. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.08.004>
- Powell, D., Joseph Threlkeld, A., Fang, X., Muthumani, A., & Xia, R. (2012b). Amplitude- and velocity-dependency of rigidity measured at the wrist in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 123(4), 764–773. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2011.08.004>
- Raiano, L., Di Pino, G., Di Biase, L., Tombini, M., Tagliamonte, N. L., & Formica, D. (2020). PDMeter: A Wrist Wearable Device for an at-Home Assessment of the Parkinson's Disease Rigidity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(6), 1325–1333. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2987020>
- Rezende, A., Alves, C., Marques, I., Silva, M. A., & Naves, E. (2018). Polymer Optical Fiber Goniometer: A New Portable, Low Cost and Reliable Sensor for Joint Analysis. *Sensors, Vol 18, Iss 12, p 4293 (2018)*, 12, 4293. <https://doi.org/10.3390/s18124293>
- Silva, M. B., Silva, A. N., Naves, E. L. M., Palomari, E. T., & Soares, A. B. (2017). An improved approach for measuring the tonic stretch reflex response of spastic muscles. *Computers in Biology and Medicine*. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2016.12.001>
- Ward, A. B. (2000). Assessment of muscle tone. In *Age and Ageing*. <https://doi.org/10.1093/ageing/29.5.385>

Chapitre 3 : Modélisation des interactions et interfaces associées

Création de scénagramme : critères d'un logiciel « idéal » utilisable par des non informaticiens

Justin Debloos*, Céline Jost*, Brigitte Le Pévédic**, Gérard Uzan*

Colloque Jeunes Chercheuses et Jeunes Chercheurs – JCJC 2021

*Université Paris 8, Saint-Denis, FR ; ** Université de Bretagne-Sud, Vannes, FR

justin.debloos@gmail.com

Résumé

Dans le cadre du projet PRIM, nous souhaitons donner la possibilité à des utilisateurs pressés et non informaticiens de créer des scénagrammes (situations d'interaction entre un humain et des périphériques numériques) sans programmation. Pour répondre à ce besoin, ce papier propose d'étudier les points forts et les points faibles des langages de programmation visuelle et des éditeurs de montage vidéo et d'en déduire la liste des critères du logiciel « idéal » répondant au besoin.

1 Introduction

Très rapidement dans l'histoire de l'informatique est apparue la volonté de permettre aux novices de faire de la programmation via des langages de programmation visuelle (Bonar et Liffick 1987; Haeberli 1988). Aujourd'hui, de tels langages sont classiques dans notre quotidien et sont utilisés dans des domaines variés comme la domotique, la santé, les bâtiments intelligents, l'automatisation, les transports, et l'éducation (Ray 2017). Ces langages sont même de plus en plus utilisés pour faire apprendre la programmation elle-même (Maloney et al. 2010; Tsai 2019). En effet, la complexité de la programmation textuelle représente des obstacles d'accessibilité et de convivialité, qui rendent difficile la création de programmes pour des utilisateurs non développeurs (Coronado et al. 2020). Mais il semblerait que les langages visuels soient encore trop complexes pour certains utilisateurs. Par exemple, dans le cadre du projet Robadom (Chetouani et al. 2010), les thérapeutes ont expliqué ne pas vouloir dédier du temps pour apprendre le langage de programmation visuelle AmbiProg qui leur permettait de créer des exercices multimodaux impliquant un robot et d'autres périphériques (Jost, Le Pévédic, et Duhaut 2012).

Dans le cadre du projet PRIM (Playing and Recording with Interactivity and Multisensoriality), nous avons pour ambition de concevoir un logiciel visant ces utilisateurs pressés qui sont dans l'impossibilité d'investir du temps pour apprendre la programmation (Jost et al. 2021). Ce logiciel doit

pouvoir créer des scénagrammes multi-sensoriels, c'est-à-dire des « séries d'actions exécutées par l'utilisateur et/ou par un ou plusieurs périphériques numériques, en alternance, pour atteindre un but commun basé sur la stimulation cognitive » (Jost, Le Pévédic, et Uzan 2021). Un scénagramme peut être un exercice, un suivi de procédure, un tutoriel, une interaction humain-robot, une pièce de théâtre, une œuvre numérique, ou tout autre prétexte d'interaction humain-machine, avec la possibilité de stimuler différents sens de l'utilisateur au moyen d'effets sensoriels comme le vent, les vibrations, les odeurs, l'eau, etc. La création de scénagramme nécessite donc de s'intéresser, d'une part, au domaine des langages de programmation visuelle, spécialisés dans la facilité de programmation d'interactions humain-machine et, d'autre part, au domaine du mulsemmedia (multiple senses media) (Ghinea et Ademoye 2010), spécialisé dans l'utilisation d'effets sensoriels synchronisés sur une bande audio-visuelle (comme dans le cinéma 4D).

L'objectif du projet PRIM est de vérifier l'hypothèse qu'une interface, inspirée des langages de programmation visuelle, mais utilisant les codes des éditeurs de montage vidéo, et basée sur les usages des utilisateurs, serait plus facilement utilisable et utilisée que des logiciels de programmation visuelle pour créer des exercices. Pour répondre à cette hypothèse, le projet PRIM se décompose en 5 étapes :

1. Étudier les forces et faiblesses des langages de programmation visuelle et des éditeurs de montage de mulsemmedia.
2. À partir de l'étude précédente, établir la liste des critères que devrait posséder un logiciel qui permette à un utilisateur de créer un scénagramme sans aucune connaissance en programmation et sans avoir l'impression de programmer.
3. À partir de la liste des critères, concevoir un modèle de conception et d'évaluation d'un logiciel de création de scénagramme.
4. Concevoir et développer un logiciel basé sur le modèle.
5. Évaluer le logiciel développé.

Cet article présente le résultat des deux premières étapes. La section 2 présente les forces et faiblesses des langages de programmation visuelle dans le cadre de la conception de scénagrammes multi-sensoriels. La section 3 présente les forces et faiblesses des éditeurs de montage de mulsemmedia (qui sont des éditeurs de montage vidéo multi-sensoriels). Enfin, la section 4 propose une synthèse des deux parties précédentes sous forme d'une liste des critères d'un logiciel « idéal » utilisable par des non informaticiens.

2 Langages de programmation visuelle

Un langage de programmation visuelle est un vrai langage de programmation qui propose tous les outils algorithmiques classiques. Il se distingue du langage textuel par le fait qu'il utilise et manipule des éléments visuels, comme des flèches, des blocs, des icônes, des formes de pièces de puzzle, etc. La majorité des langages de programmation visuelle utilisent ces éléments visuels, en les appelant des blocs ou des composants, utilisables avec ou sans connecteur, pour manipuler les programmes. Ceci constitue le premier point fort car l'utilisation d'éléments visuels permet de proposer un logiciel simple d'une part et facilite l'apprentissage de l'utilisateur d'autre part (Coronado et al. 2020; Liu 2006).

Le deuxième point fort des langages de programmation visuelle est qu'ils sont intégrés dans des environnements de développement pensés pour optimiser l'usage de l'utilisateur. Ces environnements sont majoritairement composés des quatre zones suivantes (Coronado et al. 2020; Liu 2006) :

- Une zone d'édition du programme, qui est la zone de travail de l'utilisateur, où il pourra voir son programme affiché,
- Une zone regroupant l'ensemble des composants disponibles que l'on appelle souvent palette de composants,

- Une zone, pouvant être une fenêtre à part, qui affiche les propriétés des composants et qui permet à l'utilisateur de les paramétrer,
- Une zone d'exécution en temps réel, pouvant être une fenêtre à part, où l'utilisateur peut voir le résultat produit par son programme associé à un moyen simple et rapide pour lancer l'exécution du programme.

Les langages de programmation utilisent des composants comme unité de base. Cette philosophie orientée composants permet de se distinguer des langages de programmation textuelle et constitue un troisième point fort. Premièrement, chaque composant représente une ou plusieurs fonctions spécifiques clairement identifiées et est associé à un ensemble fini de paramètres. Chaque composant porte donc ses propres paramètres, ce qui guide l'utilisateur plus efficacement puisqu'il ne voit, pour chaque composant, que la liste des paramètres associés (Markopoulos, Mavrommati, et Kameas 2004). De plus, un composant peut être compatible (ou pas) à un autre composant, ce qui se traduit par des indices visuels qui participent à aider l'utilisateur dans son apprentissage, comme, par exemple, dans le cas des langages de type puzzle, si un composant est compatible, alors il s'emboîte.

Le quatrième point fort des langages de programmation visuelle est dans la manipulation des composants elle-même. L'utilisation du glisser/déposer, de boutons ou de clics spécifiques, qui n'est possible que par le caractère visuel du langage, a permis de rendre la manipulation des composants simple et intuitive pour l'utilisateur (Kartakis et Stephanidis 2010; Howland et Good 2015).

Enfin, le dernier point fort des langages de programmation visuelle, qui est surtout le point fort de tout environnement de développement, est de proposer un retour rapide sur le travail de l'utilisateur, c'est-à-dire un moyen de visualiser l'exécution de son programme en temps réel ou de lancer rapidement l'exécution du programme (Coronado et al. 2020; Howland et Good 2015).

Cependant, les langages de programmation visuelle ont deux points faibles importants au regard de notre problématique que représentent les utilisateurs qui ne veulent pas apprendre la programmation. Premièrement, les langages de programmation visuelle restent trop proches des langages de programmation textuelle dans le fait qu'ils proposent les paradigmes de l'algorithme au premier plan, ce qui peut décourager certains utilisateurs. Deuxièmement, l'utilisation de composants pour la programmation visuelle perd vite de son efficacité et de sa simplicité dès que les programmes deviennent trop complexes (Coronado et al. 2020; Liu 2006).

3 Outils de création de mulsemmedia

Le processus de création de mulsemmedia nécessite de synchroniser une vidéo avec des sons mais également avec des effets sensoriels. La philosophie est très différente de la programmation et il est intéressant d'étudier ces outils de création qui semblent être pris en main très rapidement.

Le premier point fort de ces outils est qu'ils sont basés sur la ligne du temps. Cela signifie qu'une zone visuelle représente le temps qui passe et que l'utilisateur vient positionner des éléments sur cette ligne. Utiliser une ligne de temps est un moyen très efficace et intuitif pour les utilisateurs novices de créer leur mulsemmedia (Ghinea et al. 2014; Sulema 2016; Jalal et Murrone 2017) ou des programmes simples (Wang et Cook 2003; 2004; Turbak, Sherman, et Martin 2014).

Le deuxième point fort de ces outils est l'ensemble des fonctions permettant à l'utilisateur de gagner du temps en évitant de refaire les mêmes gestes. Par exemple, il est possible de créer et de réutiliser des groupes d'effets sensoriels (Josué et al. 2018). C'est ce qui pourrait se rapprocher le plus des fonctions dans le monde des langages de programmation.

Les autres points forts de ces éditeurs sont communs avec les environnements de développement. Premièrement, ils sont composés de plusieurs zones spécifiques : zone affichant les ressources disponibles à disposer sur la ligne du temps, zone affichant une prévisualisation du média, zone de construction du media où l'on vient placer les éléments sur une ou plusieurs lignes de temps (Ghinea et

al. 2014; Sulema 2016; Jalal et Murroni 2017). Deuxièmement, les outils proposent également une visualisation en temps réel où il est possible de voir quel effet intervient à quel moment du média (Josué et al. 2018).

Cependant ces éditeurs ont trois points faibles importants au regard de notre problématique. Premièrement, il est nécessaire d'utiliser plusieurs outils différents dans la production de mulsemmedia ce qui représente une complexité trop importante pour les utilisateurs novices et pressés. Il manque un outil unique (Ghinea et al. 2014). Deuxièmement, les outils actuels de production de mulsemmedia ne proposent pas ou peu de possibilités d'évolutivité en fonction de l'évolution des technologies (Saleme, Santos, et Ghinea 2019). Enfin, ces outils ne permettent pas d'associer du contenu mulsemmedia à des interactions en temps réel avec un utilisateur (Covaci et al. 2018). En effet, ces interfaces de création sont basées sur la ligne du temps et ne permettent pas d'associer des effets sensoriels à des actions de l'utilisateur qui peuvent être effectués à n'importe quel moment (Josué et al. 2018). Les éditeurs actuels de mulsemmedia sont dans l'incapacité de produire des médias interactifs, qui en d'autres termes, seraient de la programmation événementielle, qui est un élément manquant aux éditeurs pour répondre à notre problématique d'interaction entre un humain et des périphériques numériques (Saleme, Santos, et Ghinea 2019).

4 Liste des critères du logiciel « idéal »

L'état de l'art présenté dans les sections 2 et 3 montre qu'il n'existe aucun outil répondant à notre problématique et que l'outil adapté devrait être issu des forces des langages de programmation visuelle et des forces des éditeurs de mulsemmedia. Cette section présente la liste des critères qui découle de l'état de l'art et que devra posséder tout logiciel qui répond à notre problématique de permettre à des utilisateurs non informaticiens et pressés de créer des scénagrammes multi-sensoriels sans avoir l'impression de programmer.

- Le logiciel doit utiliser des éléments visuels.
- Sa prise en main doit être rapide.
- Il doit être accessible à des utilisateurs qui ne possèdent pas de connaissances particulières en informatique.
- Il ne doit pas donner la sensation à l'utilisateur de programmer.
- Il doit être composé d'une zone d'édition du scénagramme, d'une zone d'affichage de la palette de composants, d'une zone de propriétés des composants et d'une zone d'exécution du programme.
- Le scénagramme doit être élaboré avec des composants, avec ou sans connecteur, de manière optimale même en cas d'une programmation plus complexe.
- Chaque composant doit représenter une fonction spécifique.
- Chaque composant doit être manipulable, personnalisable et paramétrable de manière intuitive et efficace.
- Chaque composant paramétré doit pouvoir être dupliqué pour plus de rapidité.
- Le logiciel doit offrir une possibilité d'exécution rapide et facile ou de visualisation en temps réel du programme.
- Il doit proposer une représentation du scénagramme sur la ligne du temps.
- Il doit offrir la possibilité de créer des interactions événementielles.
- Il doit être adaptable et permettre d'ajouter rapidement de nouvelles fonctions, de nouvelles technologies.
- Il doit centraliser la production de tout type d'interaction multi-sensorielle.
- Il doit offrir la possibilité d'élaborer des programmes et des interactions complexes.
- Il doit offrir la possibilité de dupliquer des morceaux du scénagramme.

- Il doit offrir la possibilité de créer des groupes d'effets sensoriels.
- La visualisation d'ensemble du scénagramme doit être simple et optimale.
- La visualisation des caractéristiques des éléments du scénagramme doit être précise, simple et rapide.

5 Conclusion et perspectives

Cet article a présenté la notion de scénagramme multi-sensoriel dont on veut permettre la création à des utilisateurs pressés qui ne souhaitent pas apprendre la programmation. Un état de l'art a confronté les points forts et faibles des langages de programmation visuelle (trop complexes) et des éditeurs de mulsemmedia (simples mais limités) de façon à faire émerger la liste des critères que doit posséder le logiciel « idéal ».

La liste présentée dans ce papier permettra de créer un modèle de conception et d'évaluation d'un logiciel « idéal » de conception de scénagramme. Rappelons que l'objectif du projet PRIM est de vérifier l'hypothèse qu'une interface, inspirée des langages de programmation visuelle, mais utilisant les codes des éditeurs de montage vidéo, et basée sur les usages des utilisateurs, serait plus facilement utilisable et utilisée que des logiciels de programmation visuelle pour créer des exercices.

Pour concevoir ce logiciel « idéal », au regard de notre problématique, il sera nécessaire de lever un verrou scientifique majeur puisque cet outil doit faire cohabiter deux temporalités incompatibles : la temporalité réelle représentée par la métaphore de la ligne du temps et la temporalité événementielle où, par définition, un événement est déclenché à un moment imprévisible. La question principale est alors de trouver comment positionner sur une ligne du temps des actions qui peuvent être effectuées n'importe quand.

Bibliographie

Bonar, Jeffrey G., et Blaise W. Liffick. 1987. « A Visual Programming Language for Novices. » PITTSBURGH UNIV PA LEARNING RESEARCH AND DEVELOPMENT CENTER. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA189420>.

Chetouani, Mohamed, Ya-Huei Wu, Céline Jost, Brigitte Le Pevedic, Christine Fassert, Victoria Cristancho-Lacroix, Solène Lassaille, et al. 2010. « Cognitive Services for Elderly People: The ROBADMOM project ». In *ECCE workshop : Robots that care*. Delf, Netherlands. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00661739>.

Coronado, Enrique, Fulvio Mastrogiorganni, Bipin Indurkha, et Gentiane Venture. 2020. « Visual Programming Environments for End-User Development of Intelligent and Social Robots, a Systematic Review ». *Journal of Computer Languages* 58 (juin): 100970. <https://doi.org/10.1016/j.cola.2020.100970>.

Covaci, Alexandra, Longhao Zou, Irina Tal, Gabriel-Miro Muntean, et Gheorghita Ghinea. 2018. « Is Multimedia Multisensorial? - A Review of Mulsemmedia Systems ». *ACM Comput. Surv.* 51 (5). <https://doi.org/10.1145/3233774>.

Ghinea, Gheorghita, et Oluwakemi Ademoye. 2010. « A user perspective of olfaction-enhanced mulsemmedia ». In *Proceedings of the International Conference on Management of Emergent Digital EcoSystems*, 277-80. MEDES '10. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/1936254.1936308>.

Ghinea, Gheorghita, Christian Timmerer, Weisi Lin, et Stephen R. Gulliver. 2014. « Mulsemmedia: State of the Art, Perspectives, and Challenges ». *ACM Trans. Multimedia Comput. Commun. Appl.* 11 (1s). <https://doi.org/10.1145/2617994>.

Haerberli, Paul E. 1988. « ConMan: a visual programming language for interactive graphics ». In *Proceedings of the 15th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 103-11. SIGGRAPH '88. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/54852.378494>.

Howland, Kate, et Judith Good. 2015. « Learning to Communicate Computationally with Flip: A Bi-Modal Programming Language for Game Creation ». *Computers & Education* 80 (janvier): 224-40.

<https://doi.org/10.1016/j.compedu.2014.08.014>.

Jalal, Lana, et Maurizio Murrioni. 2017. « Enhancing TV broadcasting services: A survey on mulsemedia quality of experience ». In *2017 IEEE International Symposium on Broadband Multimedia Systems and Broadcasting (BMSB)*, 1-7. <https://doi.org/10.1109/BMSB.2017.7986192>.

Jost, C., B. Le Pévédic, et D. Duhaut. 2012. « ArCo: An architecture for children to control a set of robots ». In *2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 158-64. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2012.6343747>.

Jost, Céline, Justin Debloos, Dominique Archambault, Brigitte Le Pévédic, Jack Sagot, Rémy Sohier, Charles Albert Tijus, Isis Truck, et Gérard Uzan. 2021. « PRIM Project: Playing and Recording with Interactivity and Multisensoriality ». In *ACM International Conference on Interactive Media Experiences*, 223-27. IMX '21. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/3452918.3465487>.

Jost, Céline, Brigitte Le Pévédic, et Gérard Uzan. 2021. « Using Multisensory Technologies to Stimulate People: A Reflexive Paper on Scenagrams ». In *Proceedings of the Workshop on Multisensory Experiences (SensoryX)*. SBC. <https://doi.org/10.5753/sensoryx.2021.15686>.

Josué, Marina, Raphael Abreu, Fábio Barreto, Douglas Mattos, Glauco Amorim, Joel dos Santos, et Débora Muchalut-Saade. 2018. « Modeling Sensory Effects as First-Class Entities in Multimedia Applications ». In *Proceedings of the 9th ACM Multimedia Systems Conference*, 225-36. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/3204949.3204967>.

Kartakis, Sokratis, et Constantine Stephanidis. 2010. « A Design-and-Play Approach to Accessible User Interface Development in Ambient Intelligence Environments ». *Computers in Industry, Human-Centered Computing Systems in Industry - A Special Issue in Honor of Professor G. Salvendy*, 61 (4): 318-28. <https://doi.org/10.1016/j.compind.2009.12.002>.

Liu, Na. 2006. « Visual languages for event integration specification ». In *Proceedings of the 28th international conference on Software engineering*, 969-72. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/1134285.1134465>.

Maloney, John, Mitchel Resnick, Natalie Rusk, Brian Silverman, et Evelyn Eastmond. 2010. « The Scratch Programming Language and Environment ». *ACM Transactions on Computing Education* 10 (4): 16:1-16:15. <https://doi.org/10.1145/1868358.1868363>.

Markopoulos, Panos, Irene Mavrommati, et Achilles Kameas. 2004. « End-User Configuration of Ambient Intelligence Environments: Feasibility from a User Perspective ». In *Ambient Intelligence*, édité par Panos Markopoulos, Berry Eggen, Emile Aarts, et James L. Crowley, 243-54. Lecture Notes in Computer Science. Berlin, Heidelberg: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-30473-9_23.

Ray, Partha Pratim. 2017. « A Survey on Visual Programming Languages in Internet of Things ». *Scientific Programming* 2017 (mars): e1231430. <https://doi.org/10.1155/2017/1231430>.

Saleme, Estêvão Bissoli, Celso A. S. Santos, et Gheorghita Ghinea. 2019. « Coping With the Challenges of Delivering Multiple Sensorial Media ». *IEEE MultiMedia* 26 (2): 66-75. <https://doi.org/10.1109/MMUL.2018.2873565>.

Sulema, Yevgeniya. 2016. « Mulsemedia vs. Multimedia: State of the art and future trends ». In *2016 International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP)*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/IWSSIP.2016.7502696>.

Tsai, Chun-Yen. 2019. « Improving Students' Understanding of Basic Programming Concepts through Visual Programming Language: The Role of Self-Efficacy ». *Computers in Human Behavior* 95 (juin): 224-32. <https://doi.org/10.1016/j.chb.2018.11.038>.

Turbak, Franklyn, Mark Sherman, et Fred Martin. 2014. « EVENTS-FIRST PROGRAMMING IN APP INVENTOR », 7.

Wang, Ge, et Perry Cook. 2004. « ChuckK: a programming language for on-the-fly, real-time audio synthesis and multimedia ». In *Proceedings of the 12th annual ACM international conference on Multimedia*, 812-15. MULTIMEDIA '04. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/1027527.1027716>.

Wang, Ge, et Perry R Cook. 2003. « ChuckK: A Concurrent, On-the-Fly, Audio Programming Language », 8.

Agent virtuel pour l'utilisation effective du web par des aveugles

Mohammed HANINE, Susana HERRERA, Denis CHÊNE and
Gérard UZAN

Université de Paris 8, Universidad Nacional de Santiago del Estero, Orange, Université de Paris 8
mohammedhanine1989@gmail.com, suiherrera@gmail.com,
denis.chene@orange.com, gerard.uzan@univ-paris8.fr

Abstract

Through specific ergonomic approaches to web accessibility for the blind and the normative work of recommendation combined with the adaptation of languages, formats and CMS, the limitation of the screen reading paradigm are exposed in this article. Screen reading allows exhaustive access to content, and has thus become the unsurpassable horizon of international accessibility work. Since access is permitted, the problem would be resolved. However, when it comes to obtaining a concrete result in absolute autonomy, this autonomy of blind users comes at the cost of an overwhelming mental load, interactional uncertainties and/or strong time constraints. We propose an alternative approach by proposing virtual agents. We present the model and the basic architecture of a demonstrator, elements of agent behavior as well as the theoretical foundations.

Résumé

À travers les approches ergonomiques spécifiques de l'accessibilité du web pour les aveugles et les travaux normatifs de recommandation combinés avec l'adaptation des langages, formats et CMS, sont exposées dans cet article les limites du paradigme de la lecture d'écran. La lecture d'écran permet un accès exhaustif aux contenus, et est ainsi devenue l'horizon indépassable des travaux internationaux de mise en accessibilité. Comme l'accès est permis, le problème serait réglé. Pourtant Dès lors qu'il s'agit d'obtenir un résultat effectif en toute autonomie, cette autonomie des utilisateurs non-voyants se fait au prix d'une écrasante charge mentale, d'incertitudes interactionnelles et/ou de fortes contraintes temporelles. Nous proposons une approche alternative par agents virtuels proposant. Nous présentons le modèle et l'architecture de base d'un démonstrateur, des éléments de comportement de l'agent ainsi que les soubassements théoriques.

1 Introduction

Pour le sens commun, l'obstacle à l'utilisation d'un ordinateur par une personne non-voyante est avant tout le nonaccès au contenu de l'écran. En l'absence de vision, le défi à relever serait de restituer ces objets non visibles. C'est devenu le paradigme qui, depuis l'usage des premiers écrans simple afficheur sur Apple II ou pc MS-DOS jusqu'aux écrans interactifs (MacOS et IOS, Windows, Android, ou Linux), constitue encore le fil d'Ariane de l'accessibilité aux personnes non-voyantes. Chaque OS a son ou ses logiciels de "lecture d'écran" chainable avec une synthèse vocale ou un terminal braille (cf. tableau 1).

Année	Système d'exploitation	Logiciel de lecture d'écran	Synthèse vocale (SV) et terminal braille (TB)
1977	Apple II	Adressage directe de la RAM vidéo	Sortie carte F5000 (SV) ou (TB) 40 car.
1989	PC MS-DOS	Sonolect	Carte electrel (SV) ou (TB) 40 et 80 car
1989	MacOS Classic	Logiciel GUI outSpoken	Sortie logiciel Macintalk ou infovox (SV)
1995	Windows jusqu'à XP	Jaws	Sortie logiciel éloquence ou a-capela (SV) / tous types de (TB)
1995	Linux-Unix	BRLTTY (BRaille TTY)	(TB)
2005	Macintosh X	Voice Over	Sortie (SV) incorporer à l'OS ou (TB)
2005	IOS	Voice Over	Périphériques (SV) ou (TB)
2006	Windows 7 et suivant	Nvda (NonVisual Desktop Access)	Éloquence et voix "SAPI" incorporées dans l'OS / tous types de (TB)
2006	Linux-Unix	NVDA	(SV) et (TB)
2006	Multiplateforme	eSpeak projet open source	(SV)
2009	Android	Talkback	SV interne et Kapsys
(s.d.)	Linux-Unix	Speakup	(SV) et (TB)
(s.d.)	Linux-Unix	SRCore (Screen Reader Core) de Gnopernicus	(SV)

Tableau 1: Évolution des logiciels de lecture d'écran (liste non exhaustive).

Comme on le voit sur le tableau ci-dessus, la lecture d'écran reste l'instrument principal d'accès aux contenus numériques par des aveugles. Initialement développée pour des écrans matriciels de tête pur, cette démarche a été prolongée par les fabricants avec la notion de GUI (Graphic user Interface) dans lesquels l'OS met à disposition du logiciel de lecture d'écran, les événements, les menus, barres, cases à cocher, boutons, champs, étiquettes et propose des outils aux développeurs d'applications pour

respecter et s'articuler sur un schéma d'accessibilité. Ce schéma, différent d'un OS à l'autre, organise l'accès du logiciel de lecture d'écran aux contenus et composants destinés à être restitués aux utilisateurs aveugles via un terminal braille ou une synthèse vocale.

1.1 Contexte de l'accessibilité

Dès la mise en place d'internet et le déploiement du web, le consortium international W3C s'est préoccupé de l'accessibilité par tous ses réseaux et ses services. Concernant les aveugles, les groupes de travail des normes WCAG (WCAG, s.d.) [1], du WAI (Web Accessibility Initiative, s.d.) [2], les recommandations franco-européennes AccessiWeb [3] et relatifs aux sites publics RGAA (RGAA, s.d.) [4] s'incorporent dans le même paradigme : tout élément textuel et non-textuel qui est visible par les yeux doit l'être par l'exploration avec un lecteur d'écran, tout élément devant être énonçable (texte) ou préalablement "étiqueté textuellement" pour être nommable (élément statique ou actionneur) vocalement ou par braille. Comme les yeux les voient, les propriétés graphiques (telles que style, taille ou couleur, ou topologiques (structure en chapitres emboîtés ou distribution d'objets non-textuels ou d'actionneurs spécifiques par exemple) doivent être "à la disposition" des lecteurs d'écran.

Ces recommandations sont apparues d'autant plus utiles qu'elles semblent participer à une course d'adaptation à l'évolution structurante et enrichie d'objets composés (formulaires, documents et calendriers partageables) actionnables (players audio et vidéo) du format HTML et des pratiques de conception qui, avec un usage croissant du JavaScript, densifient les contenus par page tout en réduisant leur nombre [5][6]. Le maintien de la compatibilité avec les lecteurs d'écran est un des multiples enjeux de concurrence entre technologies de conception (voire les débats sur les technologies comme Flash, ActiveX, la création des « area » ou le déplacement de la prise en charge de l'accessibilité par les fabricants de méta-builder de CMS).

1.2 Limites constatés

Dans cette course normative à l'adaptation mutuelle entre sites web, OS et lecteurs d'écran, à laquelle contribuent chercheurs, fabricants et utilisateurs, notre attention a porté sur un aspect rarement pris en compte : au-delà de la navigation inter-sites et inter-pages, la navigation intra-page est réalisée, chez un utilisateur voyant, par la synchronisation de la mobilité oculaire et de la manipulation de la souris ou des doigts sur la surface tactile de l'écran. Dans le cas d'un utilisateur non-voyant cette navigation intra-page est réalisée par la synchronisation entre une exploration audio séquentielle et des manipulations sur les touches de tabulation ou les flèches de navigation du clavier ou une exploration incertaine des doigts sur écran-tactile.

Ceux qui consultent les informations avec leurs yeux pour explorer, rechercher, pointer, comparer-regrouper, contrôler bénéficient d'un « guidage » graphique et topographique. Ce guidage s'effectue selon des boucles perception-décision-action jouant sur le changement d'échelle, le pointage sur des éléments ou des zones visuellement saillantes ou privilégiant les éléments non-visuels ou encore dis ou associés chromatiquement, typographiquement ou topographiquement [7][8], alors que l'interface du lecteur d'écran crée une déconstruction en fusionnant et concentrant toutes ces tâches dans une possibilité de pointages successifs, élément par élément, analogue en visuel à une micro-fenêtre que l'on pourrait séquentiellement déplacer et qui ne contiendrait que l'élément pointé. La principale préoccupation d'accessibilité devient alors de pouvoir accéder de manière exhaustive à tous les éléments de la page.

Cette navigation séquentialisée à partir du haut à gauche de la page ou « au petit-bonheur », est une source de dilatation du temps de prise de connaissance avant toute décision d'action, une source

d'incertitude, de charge mentale et de pression à la gestion du temps [9][10][11]. Pour atténuer cet effet, coté concepteurs de lecteur d'écran, cette navigation séquentielle a été également appliquée aux hyperliens et quelques raccourcis d'accès tels que « aller au contenu », ont été créés. Cependant, le paradigme de la lecture d'écran par exploration séquentielle comme mode principal de connaissance et d'action n'est pas remis en question. Les interfaces restent ainsi essentiellement centrées sur la vision et la notion de positionnement absolu dans un espace visuel, alors que certains modes d'usages contraints ne sont pas du tout sur un tel paradigme. Or un système interactif est un système où les informations communiquées par l'utilisateur doivent lui permettre d'interagir avec le système [12], mais permettre surtout de lui faciliter l'accomplissement de sa tâche [11]. Un système utilisable doit donc pouvoir se modifier et s'adapter en fonction des besoins de l'utilisateur [14].

1.3 L'approche proposée

La démarche que nous allons approfondir et expérimenter est une approche par agents virtuels. Que les sites intègrent ou pas le respect des règles techniques d'accessibilité, qu'ils soient ou pas accessibles via des lecteurs d'écrans, ils ont tous besoin d'être davantage utilisables, au sens ergonomique du terme. Les utilisateurs peuvent accéder aux contenus Web par l'intermédiaire d'un ou plusieurs agents virtuels chargé(s) de prioriser les éléments d'interaction pertinents au regard de la tâche en cours. À chaque action de l'utilisateur, l'agent analyse les contenus nouveaux ou les modifications, prépare et organise les tâches ou séquences de tâches potentielles, les hiérarchise avec une pertinence chronologique impliquant des modes de traitement spécifiques.

2 Le modèle de l'agent

Les principaux agents sont : l'agent analyseur de la page (qui à son tour est composé d'autres agents) et l'agent comportemental. Le système multi-agents pourrait également avoir un agent dédié à la communication. L'agent analyseur de page répond à la structure du schéma indiqué dans la section Analyse de page (où chaque partie du schéma correspond à un agent différent). Et l'agent de comportement répond à ce qu'il dit dans la section Comportement de l'agent.

La conception des agents virtuels s'appuiera sur des algorithmes (Concept de continuations, mémoire de trace et d'état, filtres, algorithmes de décomposition, recomposition d'écran [15]). Chargés de résoudre les problématiques bloquant l'utilisateur non-voyant dans l'accomplissement de sa ou de ses tâches.

Avant de pouvoir exécuter ses tâches, l'utilisateur a besoin d'identifier les éléments d'interface pertinents. Actuellement, dans la logique des lecteurs d'écran il effectue ce tri d'objets d'interface lui-même en parcourant tout ce qui est présent à l'écran. Un algorithme, l'agent « Analyseur de page », permettant de filtrer, décomposer, recomposer les éléments d'interface disponibles à l'écran sera indispensable.

L'utilisateur effectue un ensemble d'actions, orientées vers un ou plusieurs buts, des actions qui s'interrompent, se chevauchent, et reprennent. Un algorithme, « l'agent de comportement », est quant à lui chargé de gérer les continuations, discontinuités, traces d'activité et enchaînement d'états.

Enfin l'agent de « Communication » permet de gérer les moments d'interaction, les espaces retours d'informations sur les actions effectuées par l'utilisateur mais aussi les moments opportuns pour l'interruption de la tâche en cours.

2.1. Analyse de la page

L'analyse de la page se déclenche par actualisation de la page, par une action de l'utilisateur, ou par un événement Interne ou encore un changement de l'état de la page.

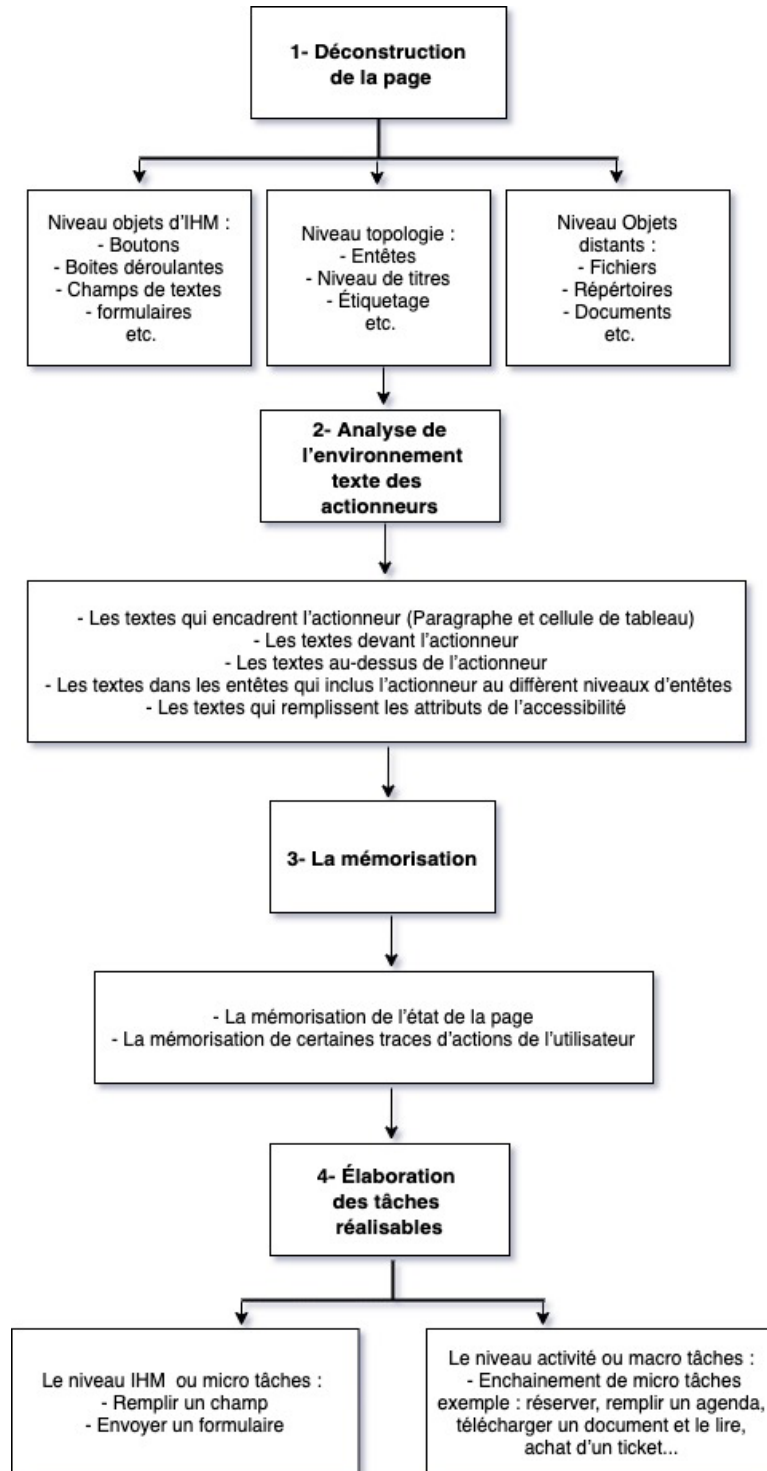


Figure 1 : modèle et architecture de base des agents

2.2 Comportement de l'agent

- L'agent proposant propose oralement une liste d'options à choisir ou d'actions à entreprendre, l'utilisateur à la volée de l'écoute de la proposition qu'il souhaite déclencher valide ce choix par une touche. L'interaction se fait selon un mode de propositions successives ordonnées selon la pertinence de situation:
-
- L'utilisateur pouvant choisir une proposition (Option, action ou objet), faire redire ou annuler à la volée. Le choix d'option configure celui d'action déclenche une procédure ou un enchainement, celui d'objet désigne ceux sur quoi peut porter une configuration ou une action.
- L'utilisateur peut directement demander une lecture intégrale ou filtrée selon différents filtres.
- L'agent peut proposer une séquence de saisies qui peut s'enchaîner ou pas avec d'autres types d'actions (exemple: authentification puis recherche puis aller à etc...).
- Durant les tâches de l'agent, l'utilisateur peut l'interrompre ou le faire bifurquer

2.3 Outils de développement

Les développements sont déjà débutés et reprennent un modèle déjà éprouvé et appliqué dans un logiciel pour aveugle (Franco-Trio), les langages utilisés sont : (Qt/C++,LifeCode ,Python, Shell, JavaScript).

3 Évaluation

Un protocole d'évaluation par expérimentation en écologie contrôlé sera mis en place, comportant trois groupes de participants : personnes sans handicap, personnes aveugles avec lecture d'écran, personnes aveugles avec agent. Des tâches leur seront demandées sur trois sites correspondant à des activités différentes : site de radio/musique, site de commerce (réservation et achat), site de théâtre (avec réservation). Les données d'observations comprendront la prise en compte des blocages, la durée de réalisation des tâches et leur degré d'aboutissement. Les données seront traitées par analyse de la variance, avec test de Student (comparaison de deux groupes) et Fisher (Comparaison des trois groupes).

4 Conclusion

L'analyse préalable des pages, la mémoire d'état inter-pages et des traces d'action de l'utilisateur doivent permettre le filtrage selon différentes modalités automatiquement configurées évitant des séquences inutiles de balayage (réduction de la charge mentale, gain temporel) et un gain de concentration par la pertinence de comportement priorisant. À l'origine TIC (technologies de l'information et de la communication), le web et les sites se sont complexifiés et diversifiés est sont devenus TICAP (technologies de l'information, de la communication, de l'action et du partage), l'accessibilité au prisme de la lecture d'écran reste encore trop centrée sur le « i » de information et ne s'est pas développée sur les CAP. À travers l'agent virtuel, c'est cette démarche que nous initions.

Bibliographie

- [1]. WCAG. (s.d.). Récupéré sur <https://www.w3.org/WAI/standards-guidelines/wcag/>
- [2]. Web Accessibility Initiative. (s.d.). Récupéré sur WAI : <https://www.w3.org/WAI/>
- [3]. Accessiweb. (s.d.). *Accessiweb*. Récupéré sur <http://www.accessiweb.org/>
- [4]. RGAA. (s.d.). *Référentiel Général d'Amélioration de l'Accessibilité*. Récupéré sur <https://www.numerique.gouv.fr/publications/rgaa-accessibilite/obligations/>
- [5]. Leticia Seixas Pereira. (2019). *Thèse : De l'analyse au logiciel d'audit : l'accessibilité des contenus dynamiques en ligne*. Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis.
- [6]. Marcy Sutton. (2018). *Accessibility Tips in Single-Page Applications*. Consulté le 02 Juillet 2021. sur <https://www.deque.com/blog/accessibility-tips-in-single-page-applications/>
- [7]. Bastien, C., & Scapin, D. (2006). *Ergonomic criteria for the evaluation of human-computer interfaces*.
- [8]. Uzan, G. (2005). *Thèse : Ergonomie cognitive du handicap visuel : une contribution à la conception d'aides informatiques*. Univ. Paris 5.
- [9]. Sorin, L. (2015). *Thèse : Contributions des architectures textuelles à l'accessibilité non-visuelle des documents numériques*. Univ. Toulouse2.
- [10]. Giraud S, Uzan Z, Théroutanne P. (2011). *L'ergonomie des objets et environnements physiques et numériques (pp.279-304)*. Chapter: *L'accessibilité des interfaces informatiques pour les déficients visuels*.
- [11]. Botherel, V., Chêne, D., & Joucla, H. (2019). *Une conception universelle mise en œuvre via des modes d'usages*.
- [12]. Beaudouin-Lafon, M. (1997). *Ingénierie des systèmes interactifs*. Consulté le avril 18, 2021, sur <http://www-ihm.lri.fr/~mbl/ENS/IHM/ecole-in2p3/Cours/index.html>.
- [13]. Norcio, A. F., & Stanley, J. (1988). *Adaptive Human-Computer Interfaces*. NRL Report 9148 Naval Research Laboratory.
- [14]. Browne, D., Sharratt, B., & Norman, M. (n.d.). *The formal specification of adaptive user interfaces using Command Language Grammar*. In *Proceedings of the ACM Conference on Human Aspects in Computing Systems, CHI'1986, Boston*.
- [15]. Alain Mille, Yannick Prié. (2006). *Une théorie de la trace informatique pour faciliter l'adaptation dans la confrontation logique d'utilisation/logique de conception*.

Chapitre 4 : Les outils pour le diagnostic et sa modélisation

Technologies d'aide au dépistage des pathologies du rachis avec une Kinect

Hugo Villi¹, Guillaume Thomann¹ and Nicolas Pinsault²

¹Laboratoire G-SCOP

²Laboratoire TIMC, ThEMAS

hugo.villi@grenoble-inp.fr, guillaume.thomann@grenoble-inp.fr,
NPinsault@chu-grenoble.fr

Résumé

La scoliose est aujourd'hui l'une des pathologies du rachis la plus répandue. La détection précoce de celle-ci assure un impact réduit à l'âge adulte.

Le but de cette publication est de proposer un outil qui permette de suivre le rachis durant un mouvement, et plus particulièrement un test d'Adam, en utilisant une caméra de profondeur Kinect. Grâce au nuage de points issu de la caméra, il est possible d'appliquer un traitement de données permettant de détecter la ligne du rachis durant l'activité demandée au patient.

Cela permet de suivre le rachis durant un test d'Adam, et les informations mesurée ainsi pourraient être utilisées dans le cadre de campagnes de dépistage et de suivi.

1 Introduction

Les pathologies rachidiennes touchent une partie importante de la population. L'une des plus répandue est la scoliose idiopathique de l'adolescent (AIS). En fonction des méthodes de dépistages utilisées, la scoliose toucherait 0,47% à 5,2% de la population [1], avec une incidence de 3% en France. La scoliose est une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans (sagittal, frontal et transverse), avec notamment une rotation des vertèbres autour de leur axe de symétrie, entraînant avec elles le thorax et le tronc [2]. Ainsi, les patients atteints d'une scoliose peuvent présenter une gibbosité lorsqu'ils sont penchés en avant, c'est-à-dire qu'une partie de leur cage thoracique est plus élevée que l'autre. C'est le principe du test d'Adam (Figure 2a), qui demande au patient d'effectuer une flexion antérieure pour permettre à un professionnel de santé d'observer et de mesurer une gibbosité à l'aide d'un scoliomètre (Figure 2b). De manière simplifiée, la scoliose peut être considérée comme une déviation latérale de la colonne vertébrale. Elle est mesurée grâce à une radiographie effectuée dans le plan frontal et est quantifiée à l'aide de l'angle de Cobb [3]. Cet angle est celui créé par une ligne passant par le plateau supérieur de la vertèbre la plus inclinée au-dessus du point d'inflexion de la courbure de la colonne et par une ligne passant par le plateau inférieur la vertèbre la plus inclinée sous

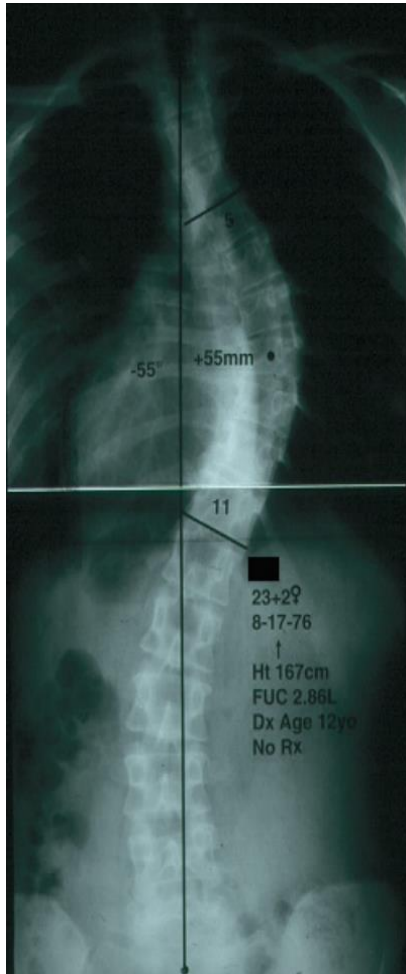


Figure 1: Radiographie dans le plan coronal d'une femme avec une scoliose thoracique présentant un angle de Cobb de 55°.

le point d'inflexion [4]. La Figure 1 illustre cette déviation et montre les lignes utilisées pour mesurer l'angle de Cobb (visibles sur les deux vertèbres les plus inclinées). Même si cette mesure présente des limitations [4], elle est aujourd'hui considérée comme la référence pour établir un diagnostic et effectuer le suivi de l'AIS [5]. La scoliose peut avoir plusieurs impacts sur la santé, comme des restrictions ventilatoires, des douleurs rachidiennes plus fréquentes [3], ou une altération de l'image de soi, qui est amplifiée en cas de port d'un corset [5].

La détection précoce de la scoliose est un sujet de santé publique, car une prise en charge au plus tôt permet de diminuer l'angle de Cobb à maturité squelettique [5], [6]. Un des moyens d'obtenir cette détection précoce est la mise en place de stratégies de dépistage de masse. En fonction des méthodes de dépistages utilisées, il est possible d'atteindre des sensibilités et des spécificités élevées. Ainsi une méthodologie combinant un test d'Adam, l'utilisation d'un scoliomètre et la topographie de Moiré (technique mettant en évidence la topologie du dos) atteint une sensibilité et une spécificité de respectivement 93,8% et 99,2% [7]. Ce type d'outil mesure des paramètres de surface et même s'il a été démontré qu'ils sont faiblement corrélés avec l'angle de Cobb, il a été noté que les déformations de surfaces sont plus prononcées quand l'angle de Cobb est plus élevé [4].

Les méthodes de dépistage et de diagnostic proposées dans de précédentes publications se sont concentrées sur des informations statiques, que ce soit les méthodes évoquées plus haut ou le Gold Standard actuel, la radiographie. L'hypothèse formulée dans cette publication est que le mouvement pourrait contenir une certaine quantité d'information sur une potentielle pathologie rachidienne. Ainsi il pourrait être intéressant de déterminer à partir de quelle inclinaison du tronc apparaît la gibbosité, de suivre l'évolution des lordoses et des cyphoses, ou encore d'évaluer la

qualité du mouvement sur la totalité d'un test d'Adam. La colonne vertébrale et certains repères anatomiques peuvent donner une certaine quantité d'informations sur une potentielle pathologie rachidienne [4], et c'est donc ceux-ci qui sont suivis pendant la durée d'un test d'Adam, avec pour l'instant une concentration sur la ligne de la colonne vertébrale dans les trois plans.

La précédente revue de littérature nous permet de définir notre problématique technologique : définir et qualifier un outil pour détecter et mesurer la position de la colonne vertébrale avec une caméra de profondeur, et ceci de manière dynamique. Les verrous scientifiques concernent les méthodes de mise en place d'un tel outil et les capacités de manipulation sur le terrain sur un large public pour une détection précoce.

L'exploitation principale des capacités de détection a pour but le dépistage de pathologies du rachis, avec l'objectif d'automatiser la procédure jusqu'au diagnostic médical. Automatiser une partie des

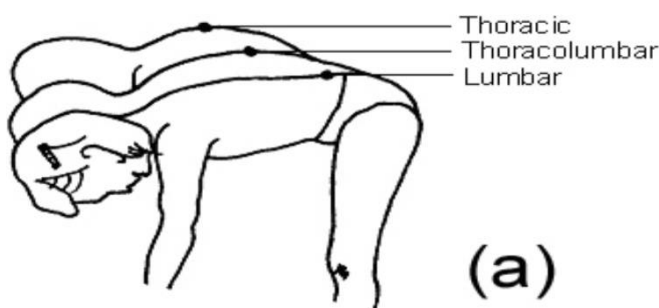


Figure 2: Test de flexion antérieure, ou test d'Adam (a) et le scoliomètre utilisé pour quantifier la gibbosité (b)

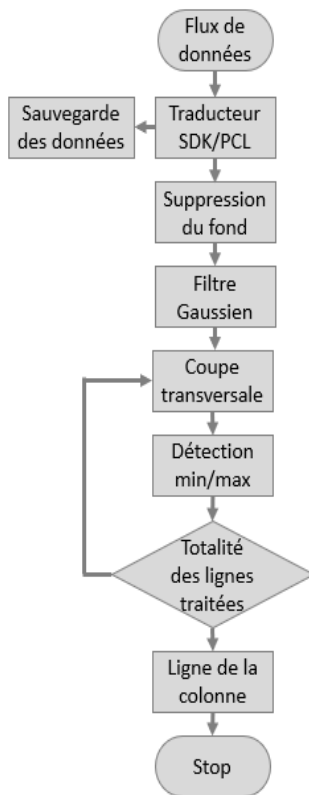


Figure 3 : Flux de traitement des données pour l'obtention de la ligne de la colonne vertébrale

humain [8]–[11].

Concernant les caractéristiques techniques, la Kinect possède une résolution RGB de 1920x1080, et le capteur de profondeur 512x424 pixels. Cela représente une résolution de quelques millimètres à 80 cm de distance entre la caméra et le sujet. Pour assurer une bonne qualité de mesure, il n'est pas nécessaire de calibrer la caméra, mais limiter la lumière du jour permet de limiter la quantité d'infrarouge qui viendrait bruite la mesure.

2.2 Mesures

Les mesures ont été effectuées sur un sujet sain, la Kinect située à 0,8 mètres du sujet. La caméra a été placée à une hauteur supérieure à la taille du sujet, avec une inclinaison de 45° par rapport au sol. L'objectif est de pouvoir capturer toute la surface du dos durant un test d'Adam. Le test d'Adam débute par une simple inspection du dos d'un patient debout. L'objectif est d'évaluer visuellement des asymétries. Il est ensuite demandé au patient de se pencher en avant, les jambes tendues, les bras relâchés. Durant la descente, des signes de gibbosité sont recherchés, ce qui indiquerait une rotation de la cage thoracique, due à la composante rotationnelle de la scoliose.

La mesure consiste donc à placer le patient dos à la caméra, centré dans son champ de vision, et de lui demander de rester debout statique quelques secondes avant de se pencher. La mesure se termine lorsque le patient est de retour à une posture debout statique.

Pour enregistrer les données, La Kinect V2 se branche sur secteur pour son alimentation et se connecte en USB 3.0 à un ordinateur. Le flux de données représentant le nuage de points est enregistré sur l'ordinateur pour pouvoir y appliquer les traitements nécessaires à la détection du rachis.

méthodes de dépistages pourrait représenter un gain de temps et une bonne répétabilité, en proposant une sensibilité et une spécificité égale ou supérieure aux campagnes les plus complètes [5]. L'automatisation de toute ou une partie de la procédure de détection permettrait aussi à un public plus large de mener ces campagnes, ce qui, couplé à un gain temporel, augmenterait le nombre d'enfants dépistés et diminuerait potentiellement l'âge de prise en charge.

2 Méthodes

2.1 Matériel

La problématique consiste donc à identifier et qualifier un outil de détection des pathologies du rachis, dans un contexte de dépistage précoce. L'outil utilisé pour répondre à cette problématique est une caméra de profondeur. Ce type de caméra a été choisi car il permet de récupérer des informations en 3 dimensions et en temps réel, sous la forme d'un nuage de points, sans équiper le patient au préalable. Ce choix s'est fait en se basant sur les travaux précédents et sur les avantages que cette technologie procure. En effet, l'utilisation de ce type de caméra s'est aujourd'hui répandue et l'accès à cette technologie est aisé, tant au niveau financier que technique, en plus d'être facilement transportable. Basée sur la lumière infrarouge, elle n'est pas intrusive et ne présente aucun risque pour la santé. L'une des caméras de profondeur la plus commune est le capteur Kinect de Microsoft®. Celui-ci a fait l'objet de nombreuses applications, notamment comme outil pour analyser l'anatomie de surface du corps

Pour cela, une solution a été codée en C++ avec l'aide du Software Development Kit Windows et de code disponible en ligne*. Celui-ci permet de faire la traduction entre les informations de la Kinect et le format PCL (pour Point Cloud Library) [12]. Cette librairie propose de nombreuses fonctionnalités pour traiter et manipuler des nuages de points. Ainsi, le format de sortie de ce programme d'acquisition se présente sous la forme d'un tableau de 512x424 éléments, soit un total de 217088 « pixels », chacun contenant ses coordonnées X, Y, Z en mètre, avec l'origine situé au niveau de la caméra. Ces données sont enregistrées à une fréquence d'environ 10 IPS.

2.3 Détection de la ligne du rachis

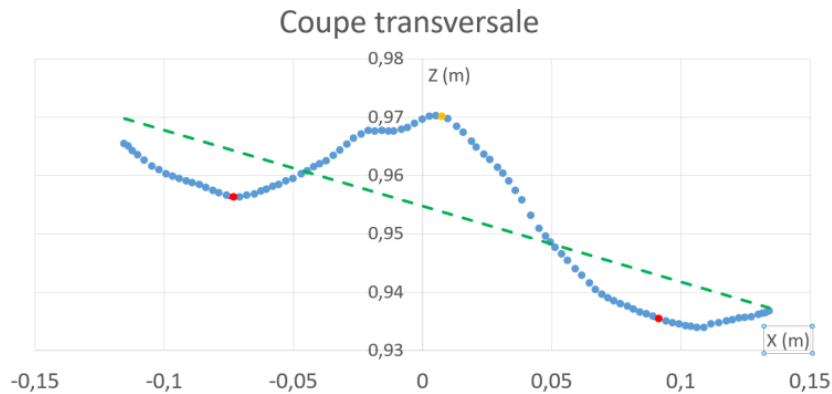


Figure 4 : Exemple de traitement d'une coupe transversale. Les pointillés correspondent à la régression linéaire. Les points rouges correspondent aux deux minimums, le point orange correspond au maximum qui est considéré comme faisant partie de la ligne de la colonne.

Une fois les images récupérées et stockées, un volume d'intérêt est extrait. Celui-ci permet de ne conserver que le dos, permettant le passage de 217088 points pour une image à environ 70000 points.

Cette extraction permet de nettement diminuer le temps de calcul. Plusieurs filtres ont été testés, et ont été évalués en fonction de la forme du nuage de points obtenu et de temps de calcul nécessaire. Le filtre Gaussien présentant une bonne

diminution du bruit, une perte d'information minime et un temps de traitement réduit, il a été retenu.

Une fois lissé, une méthode similaire à celle présentée dans les publications de Xu et al. [11] et de Bonnet et al. [10] a été mise en place. Pour cette partie de l'algorithme, il est assumé que la personne filmée se tient au milieu du champ de vision de la caméra. Une coupe transversale est effectuée, une « tranche horizontale » de dos est extraite, et des minimums sont recherchés de chaque côté du plan sagittal. Cela représente les tissus mous de chaque côté de la colonne. Ensuite un maximum est recherché entre ces deux minimums. Il est considéré que ce maximum correspond à la position de la ligne du dos pour cette tranche. Une coupe et son traitement est visible dans la Figure 4.

Dans les données utilisées, il a été observé que la surface du dos n'est pas parfaitement parallèle au référentiel dans lequel sont exprimés les points du nuage. Une régression linéaire a donc été proposée pour chaque tranche, afin d'utiliser la distance du point jusqu'à la droite et non plus juste les coordonnées du point dans le référentiel général. Cela permet de compenser les défauts d'orientation. La démarche logicielle est résumée dans la Figure 3.

3 Résultat

La Figure 5 montre les résultats obtenus pour un sujet sain durant un test d'Adam. Les points verts mettent en valeur la ligne du rachis. A ces points sont associés un angle, représentant l'orientation de la coupe transversale du dos par rapport au référentiel de la Kinect. L'algorithme proposé permet bien de suivre la ligne du rachis durant le test, montrant l'évolution de la courbure dans les 3 dimensions.

* « Drawing Point Cloud retrieve from Kinect v2 using Point Cloud Library – part.1 without Grabber – Summary?Blog ». http://unanancyowen.com/en/pcl_kinectv2_without_grabber/ (consulté le juill. 14, 2021).

4 Discussion

La démarche informatique proposée ici ne nécessite qu'une seule prise de mesure avec un point de vue fixe, et sans l'utilisation de logiciel complémentaire pour traiter les données récupérées. Cela présente sans aucun doute un avantage considérable par rapport aux publications précédentes [10], [11] dans le cadre d'une implémentation d'une campagne de dépistage par exemple. Idéalement, le code sera suffisamment optimisé et rapide pour que la détection de la colonne s'exécute en temps réel.

La régression linéaire, initialement développée pour pallier aux défauts d'orientations du patient par rapport à la caméra, renseigne aussi sur l'orientation du tronc. Ainsi, si l'angle de la droite de la régression linéaire évolue dans le référentiel de la Kinect au fur et à mesure des coupes transversales, ou si on place un référentiel au niveau du sacrum du patient, cette régression linéaire pourrait être utilisée comme d'un scoliomètre, et quantifier la rotation du tronc.

5 Conclusion et perspectives

Le présent travail de recherche a permis dans un premier temps de réaliser un état des lieux des outils utilisés pour la détection de pathologies du rachis, notamment la scoliose. Dans un second temps, il est proposé d'utiliser et de configurer une caméra de profondeur de type Kinect pour permettre la détection de la courbe représentant la colonne vertébrale en 3 dimensions et en dynamique. Les premières expérimentations sont concluantes et nous permettent actuellement d'isoler la ligne du rachis d'un patient sain durant un test d'Adam.

L'étape suivante consiste à déterminer les paramètres significatifs permettant d'alerter sur une éventuelle pathologie du rachis (scoliose en ce qui concerne la présente recherche), et cela avec une sensibilité et une spécificité élevée. Pour cela il faudra évaluer la solution sur la population la plus large possible, afin d'améliorer progressivement la technologie et le logiciel associé, proposer une métrologie et construire une base de données.

Il serait aussi intéressant de pouvoir détecter d'autres repères anatomiques que la colonne vertébrale, afin de récupérer plus d'informations de surface et donc idéalement pouvoir effectuer un dépistage plus précis des pathologies du rachis.

Il a été démontré dans des publications précédentes que cette méthode présentait une bonne précision [10], [11]. Pour évaluer complètement l'algorithme proposé, il faudrait le confronter à une plus grande population, de sujet avec et sans pathologies du rachis. Idéalement, il faudrait comparer les résultats obtenus avec un clinicien expérimenté qui marquerait la ligne du rachis, ou avec le Gold Standard actuel, la radiographie. Pour cela, il faudrait calculer l'angle de Cobb avec les courbes récupérées par la Kinect, afin de le comparer aux informations issues de la radiographie. Pour aller encore plus loin, une reconstruction de la colonne pourrait être effectuée, de manière similaire à la publication

de Xu et al. [11] et pourrait être comparée aux résultats issus d'une machine de radiographie EOS [13].

D'autres applications ont été évoquées, et notamment l'utilisation possible dans la rééducation des patients. En effet, les patients atteints de pathologies du rachis ont parfois une représentation biaisée de leur dos, car il est difficile d'avoir un retour visuel sur les mouvements

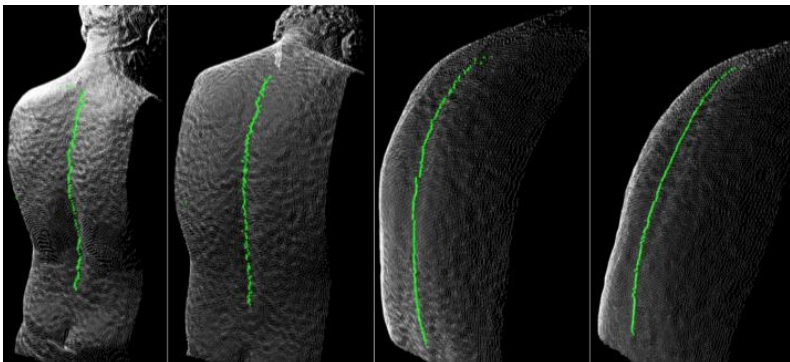


Figure 5 : Suivi de la ligne du rachis durant un test d'Adam

effectués. Une solution serait donc de leur proposer en temps réel un feedback sur la ligne de leur colonne vertébrale, ce qui leur permettrait de mieux réaliser les exercices de rééducation donnés par le clinicien, avec une ligne « idéale » à atteindre, à laquelle ils devraient superposer leur colonne vertébrale.

Bibliographie

- [1] M. R. Konieczny, H. Senyurt, et R. Krauspe, « Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis », *J. Child. Orthop.*, vol. 7, n° 1, p. 3-9, févr. 2013, doi: 10.1007/s11832-012-0457-4.
- [2] I. A. F. Stokes, « Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: A Report Presented to the Scoliosis Research Society by The Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity », *Spine*, vol. 19, n° Supplement, p. 236-248, janv. 1994, doi: 10.1097/00007632-199401001-00020.
- [3] M. A. Asher et D. C. Burton, « Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects », *Scoliosis*, vol. 1, n° 1, p. 2, déc. 2006, doi: 10.1186/1748-7161-1-2.
- [4] P. Patias, T. B. Grivas, A. Kaspiris, C. Aggouris, et E. Drakoutos, « A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices », *Scoliosis*, vol. 5, n° 1, p. 12, déc. 2010, doi: 10.1186/1748-7161-5-12.
- [5] J. Dunn, N. B. Henrikson, C. C. Morrison, P. R. Blasi, M. Nguyen, et J. S. Lin, « Screening for Adolescent Idiopathic Scoliosis: Evidence Report and Systematic Review for the US Preventive Services Task Force », *JAMA*, vol. 319, n° 2, p. 173, janv. 2018, doi: 10.1001/jama.2017.11669.
- [6] T. Kotwicki, J. Chowanska, E. Kinel, D. Czaprowski, P. Janusz, et M. Tomaszewski, « Optimal management of idiopathic scoliosis in adolescence », *Adolesc. Health Med. Ther.*, p. 59, juill. 2013, doi: 10.2147/AHMT.S32088.
- [7] D. Y. T. Fong *et al.*, « A population-based cohort study of 394,401 children followed for 10 years exhibits sustained effectiveness of scoliosis screening », *Spine J.*, vol. 15, n° 5, p. 825-833, mai 2015, doi: 10.1016/j.spinee.2015.01.019.
- [8] K.-R. Ko, J. W. Lee, S.-H. Chae, et S. B. Pan, « Study on Determining Scoliosis Using Depth Image », p. 6.
- [9] T. Kokabu *et al.*, « Three-dimensional depth sensor imaging to identify adolescent idiopathic scoliosis: a prospective multicenter cohort study », *Sci. Rep.*, vol. 9, n° 1, p. 9678, déc. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-46246-0.
- [10] V. Bonnet *et al.*, « Automatic estimate of back anatomical landmarks and 3D spine curve from a Kinect sensor », in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Singapore, Singapore, juin 2016, p. 924-929. doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523746.
- [11] Z. Xu *et al.*, « Back Shape Measurement and Three-Dimensional Reconstruction of Spinal Shape Using One Kinect Sensor », in *2020 IEEE 17th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, Iowa City, IA, USA, avr. 2020, p. 1-5. doi: 10.1109/ISBI45749.2020.9098481.
- [12] R. B. Rusu et S. Cousins, « 3D is here: Point Cloud Library (PCL) », in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shanghai, China, mai 2011, p. 1-4. doi: 10.1109/ICRA.2011.5980567.
- [13] M. Wybier et P. Bossard, « Musculoskeletal imaging in progress: The EOS imaging system », *Joint Bone Spine*, vol. 80, n° 3, p. 238-243, mai 2013, doi: 10.1016/j.jbspin.2012.09.018.

AInTEA: An Intelligent Analyzer of Autism Spectrum Disorder Levels

María de los Ángeles Valdéz¹, Paola D. Budán¹ and Maximiliano C. D. Budán^{1, 2}

¹ Faculty of Exact and Technological Sciences, National University of Santiago del Estero.

² Argentine National Council of Scientific and Technical Research.

mariavaldez.lsi@gmail.com, pbudan@unse.edu.ar, mbudan@unse.edu.ar

Abstract

Argumentation Theory is a powerful paradigm that formalizes commonsense reasoning to simulate the human ability to resolve a specific problem intelligently. The argumentation process considers the properties related to an argument's intrinsic logical soundness and properties associated with the domain of discourse to determine its acceptability status. In this work, we present the design and prototyping of an *Autism Spectrum Disorder Levels Analyzer*, developed for an Association called VAY!, which deals with this kind of disorder. The reasoning mechanism of this system is based on a *Labeled Argumentation Framework* that represents quantizable data ranking over a range of *Fuzzy Valuations* associated with the set of rules and facts that compose arguments. Then, a labeled argumentative graph is constructed to represent a specific argumentation domain that, translated into defeasible logic programming, allows us to obtain a model of a specific case of study arriving at the level of disorder associated with a specific individual.

1 Problem Description and Research Objectives

In recent years, disciplines such as Physics, Mathematics, and Computer Science have developed medical applications, especially in *Autism Spectrum Disorders (ASD)* (Contreras et al., 2016; Fuentes-Biggi et al., 2006; Bayés et al., 2005). These developments aim to provide tools to improve the social conditions for communication or adaptability in a significant sector of the population that suffers from ASD, improving their quality of life. However, determining the level of ASD of an individual is not a simple task, given the number of variables that must be analyzed to arrive at a complete and concise diagnosis. We require a multidisciplinary and transversal approach to collaborate in this task. In particular, the patient's diagnosis is conditioned by the subjectivity, inconsistency, and incompleteness of the information collected. In addition, the inflexibility of the techniques used to determine the level of ASD is a point that we must consider. Briefly explained, a traditional procedure to detect the level of ASD consists of: (i) Interviewing the keeper of the patient, in order to understand the domain where the patient carries out their daily activities and to analyze the family environment; (ii) Observe the behavior of the child, based on their knowledge and clinical experience; (iii) Carry out a specialized diagnosis by area; and (iv) Execute a discussion process that allows classifying the behavior of the individual. It is essential to highlight that the difficulty in unifying the criteria of different disciplines in analyzing each case is a complex task since multiple points of view can lead to conflict or undecided situations.

Since the 1980s, *Artificial Intelligence* has sought to reproduce human reasoning mechanisms to debate about a specific topic, to specify a belief base to reason intelligently about certain problematic situations. In this sense, it is necessary to identify the problem situation, represent the available knowledge, and try to reason about this representation, and reach an optimal solution based on the available information. That knowledge is usually inconsistent. The *Argumentation Theory* and the *Defeasible Argumentation* are reasoning techniques that address these problems (Hassani et al., 2020; García & Simari, 2004; Prakken & Vreeswijk, 2001). In a general sense, argumentation can be defined as the study of the interaction among arguments for and against conclusions, with the purpose of determining which conclusions are acceptable in order to use such claims to resolve real-world problems. Argumentation tools are applied in many areas such as legal reasoning, intelligent web search, recommender systems, autonomous agents and multiagent systems, cyber-security, and many others. In particular, the autism spectrum disorders domain, deals with the task of classifying individuals based on their social, physical, emotional, intellectual characteristics, among many others. The main objective of this work is to analyze, design, and prototype an intelligent system that allows specialists to classify the level of ASD of an individual, providing justifications for the conclusion obtained. This system, named *AInTEA*, is based on the Labeled Argumentative Framework which uses the knowledge representation capabilities provided by the argumentation theory and leverages an *Algebra of Argumentation Labels* (defined in Budán et al., 2015), which allows to represent the arguments' features through labels, propagating them in the argumentation domain through a series of operations defined for this purpose. These argument labels are defined over the $[0; 1]$ interval and describe the quality of arguments that can be affected by the interactions between arguments, such as their support, conflict, and aggregation. Once the propagation process is completed and the final argumentation labels associated with the arguments are obtained, we use this information to establish the arguments' acceptability according to different acceptance levels or acceptability classes. Finally, based on the set of acceptable arguments we establish the level of ASD associated to an individual, justifying that decision with a degree of reliability.

Summarizing, this work implies an exhaustive problem situation analysis, the representation of available knowledge, and the adequate representation to reach an optimal solution based on the available information. In this sense, using the defeasible argument, the system uses a model that contains inconsistency, building and evaluating arguments that support contradictory conclusions about the ASD level of an individual. Likewise, using argumentative labels, a meta-level of information is added to the arguments, extending their representation capabilities, and a general scheme is used to propagate and combine the labels (argument's features) in the argumentation domain. Finally, the information provided by the labels is used to optimize the acceptability process of the arguments and provide more refined results on the diagnosis obtained.

2 Related Works

Liang et al. (2021) use unsupervised machine learning methods to classify self-stimulatory behaviors features, obtain information from videos, and analyze the interaction between autistic patients and their surrounding environment. In a similar way, Rashidan et al. (2021) recapitulate technology-assisted implementations to identify the affective states of individuals with ASD. In this case, the authors address the problem of communications between ASD individuals with their environment. However, in the diagnosis process, communication is a fundamental feature to be considered. Another interesting work is presented by Andrade et al. (2021). The authors use machine learning models, and hybrid algorithm approaches to improve the diagnosis of autism process applied over verbal decision analysis. This work considers the International Classification of Diseases, 10th edition (*ICD-10*). Pavithra & Jayanthi (2021) focus on the diagnosis too. They evaluate the

guidelines are expressed using the form if {set of conditions} then {Conclusion}, i.e., they are considered like arguments. The problem is that in these arguments, we can find inconsistencies or overlapping criteria. In this case, the argumentation theory and their tools are helpful because it allows us handling the conflicts arising from the consideration of conflicting information. In this sense, the knowledge engineer must establish the comparison criterion that best suits the needs of the domain. For the development of *AInTEA*, the preference criterion will be defined by the subalgebra of argument labels. The idea is to use an element that has been abstracted into standard argumentative frameworks, which can be used to choose between equally sustainable alternatives from the most abstract point of view. To do this, we model a remarkable quality of the arguments through the associated argument tag, and we combine and propagate through operations defined in the algebraic structure to capture the interrelationships of the arguments. In general, this information is not directly associated with the arguments but is related to the essential pieces of knowledge from which they are built. For the knowledge formalization, we use a formalism called the *Labeled Argumentative Framework (LAF)* defined in Budán et al. (2015), in which the logic is partially defined, giving us the freedom to use an alternative logic that suits our work.

Without going into detail, this framework establishes a set of elements to represent an analysis of a specific domain. On the one hand, we need to define the knowledge representation to define the knowledge base and the inference machinery. In this work, we use the *Defeasible Logic Programming (DeLP)*, proposed by García and Simari in (García & Simari, 2004), that provide a logical language and inference machinery with the capability of works with defeasible information. Then, the following step is to define the algebra of argumentation labels that allows us to represent and manipulate the meta-information associated with each knowledge piece of information that compose the KB. In this sense, in our work, we represent the relevance degree associated with each knowledge piece with a normalized valuation that belongs to the real interval $[0,1]$, and a set of operators (support, aggregation, and conflict operators) that provide the tools to propagate the meta-information through the argumentation model. Figure 2 represent a subset of the KB, the full version is available in the final degree project¹.

```

r1 : ~TEA(X)  $\leftarrow$  BuenLengYComunicacion(X) : {0.7}
r2 : BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  EcolaliaInmediataAdecuada(X) : {0.6}
r3 : BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  BuenLengIdiosincrasico(X) : {0.8}
r4 : BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  BuenUsoGestos(X) : {0.5}
r5 : EcolaliaInmediataAdecuada(X)  $\leftarrow$  A4 - 1(X) : {0.35}
r6 : A4 - 1(X)  $\leftarrow$  item24VC - 2(X), item7VC - 1(X) : {0.7}
r7 : BuenLengIdiosincrasico(X)  $\leftarrow$  A5 - 1(X) : {0.75}
r8 : A5 - 1(X)  $\leftarrow$  item24VC - 2(X), obs1Gral - 1(X) : {0.65}
r9 : BuenUsoGestos(X)  $\leftarrow$  A8 - 1(X) : {0.55}
r10 : A8 - 1(X)  $\leftarrow$  item1VC - 1(X), item9VC - 1(X), item18VC - 1(X), item1VA - 1(X), item2VA - 1(X), item8VA - 1(X) : {0.55}
r11 : TEA(X)  $\leftarrow$  ~BuenLengYComunicacion(X) : {0.5}
r12 : ~BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  ~BuenLengNoEcolalico(X) : {0.5}
r13 : ~BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  ~BuenaFrecVocalizacion(X) : {0.65}
r14 : ~BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  ~BuenaEntonVocalizaciones(X) : {0.7}
r15 : ~BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  ~BuenUsoCuerpoDeOtro(X) : {1}
r16 : ~BuenLengYComunicacion(X)  $\leftarrow$  ~SenalaAdecuadamente(X) : {0.9}

```

Figure 2. – The KB used by *AInTEA*

Once the KB is obtained, the argumentative model is created. This model expresses all the possible causes and how the system decides on a particular diagnosis. Figure 3 is a fragment of the Argumentative Graph (more detail in the final degree project), where we can see reason in favor or against the ASD diagnosis inherent to specific individuals, considering some aspects of their language. The argumentative model analyses each area of study of a patient. For this reason, an argumentative reasoner is essential to model the domain addressed in this work since the KB is partially activated according to the facts and assumptions that arise from analyzing the studied case, and partial argumentative models are created. Finally, the semantic argumentation process is applied to establish the acceptable arguments that determine if the

patient has ASD with the relevance degree on which such decision is based. In this sense, the VAY authorities can explain a specific diagnostic for a specific patient.

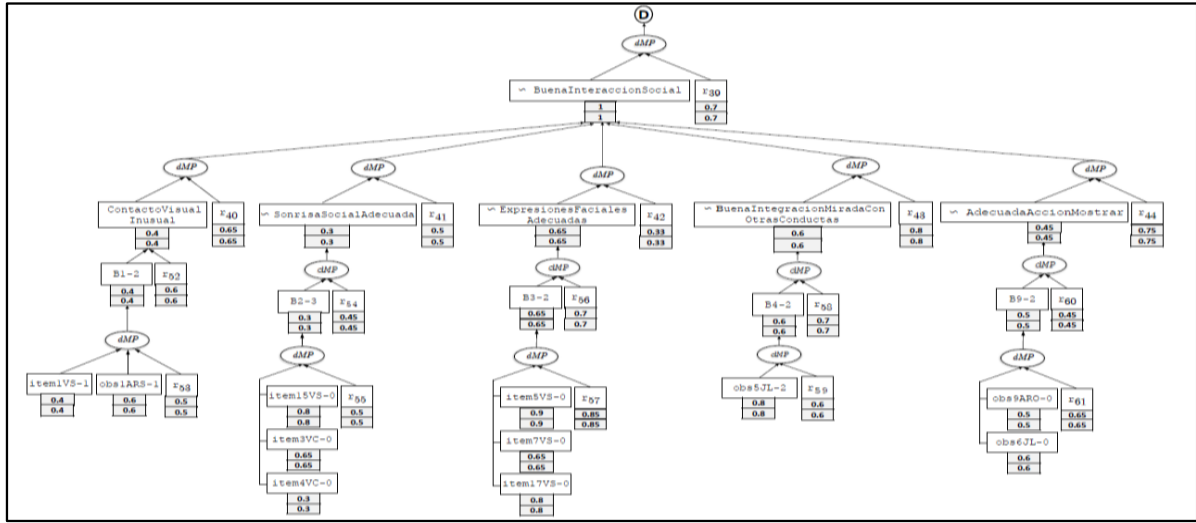


Figure 3. – The Argumentation Model created by AInTEA

The prototype had been done at a low level; the system is currently being developed in its final version. Specifically, DeLP has functions that allow executing queries like Have a good language and communication (child)? The DeLP engine generates the arguments from the KB and considers the rules defined in the program. Then, the engine propagates the values of the arguments based on the support and aggregation operation defined in the algebra of labels, resolves the argumentative conflicts that are presented based on the valuations obtained considering the conflict operation defined in the algebra of labels, and, finally, offers the results obtained based on the analyzes (see Figure 4).

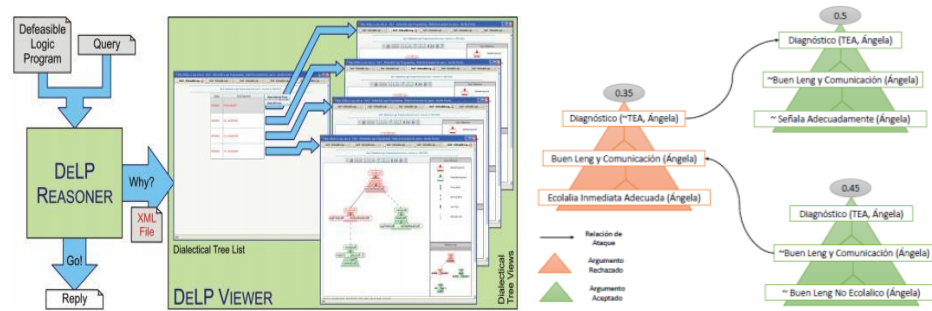


Figure 4. – The DeLP architecture and argumentation model under the AInTEA

The reasoning mechanism of the system is as follows: (i) AInTEA receives a query about the diagnosis of a specific patient. This diagnosis can be focused by area, or a general request of diagnosis, and (ii) the DeLP kernel matches the query with KB rules.

Conclusion and Future Work

In this work, we detailed the steps to obtain the initial prototype of AInTEA as an instrument to contrast the results obtained in a procedural-theoretical manner with the computational results. Concerning the evaluation of the prototype, the contrasting process yielded positive results for the behavior of the defined reasoning guidelines. Expert professionals in the medical domain evaluated all the results obtained. It is important to note that most of the developments in this domain use other AI

techniques, such as machine learning or robotics, given they objectives. In the case of our proposal, the main objective is to reach a system that can justify its decisions. However, the prototype can be improved following the future research lines: (i) Extension of the capabilities of the *AInTEA* for the remaining modules of the ADOS-2 test, in order to expand its possibilities of use in the evaluation of individuals of other ages and other verbal abilities; and (ii) A complete implementation of the database designed for the storage of data pertinent to the domain treated.

References

- Andrade, E., Portela, S., Pinheiro, P. R., Nunes, L. C., Costa, W. S., & Pinheiro, M. C. D. (2021). *A Protocol for the Diagnosis of Autism Spectrum Disorder Structured in Machine Learning and Verbal Decision Analysis*. Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2021.
- Baraka, K., Beights, R., Couto, M., & Radice, M. (2021). *Special issue on robots and autism: Conceptualization, technology, and methodology*. Paladyn, Journal of Behavioral Robotics, 12(1), 297-298.
- Bayés, M., Ramos, J. A., Cormand, B., Hervás-Zúñiga, A., Del Campo, M., Duran-Tauleria, E., ... & Estivill, X. (2005). *Genotipado a gran escala en la investigación del trastorno del espectro autista y el trastorno por déficit de atención con hiperactividad*. Revista de Neurología, 40(1), 187-190.
- Budán, M. C., Lucero, M. G., Viglizzo, I., & Simari, G. R. (2015). *A labeled argumentation framework*. Journal of Applied Logic, 13(4), 534-553.
- Cao, H. L., Simut, R. E., Desmet, N., De Beir, A., Van De Perre, G., Vanderborght, B., & Vanderfaellie, J. (2020). *Robot-assisted joint attention: A comparative study between children with autism spectrum disorder and typically developing children in interaction with NAO*. IEEE Access, 8, 223325-223334.
- Contreras, V., Fernández, D. A., & Pons, C. (2016). *Interfaces gestuales aplicadas como complemento cognitivo y social para niños con TEA*. Revista Iberoamericana de Tecnología en Educación y Educación en Tecnología, (17), 58-66.
- Fuentes-Biggi, J., Ferrari-Arroyo, M. J., Boada-Muñoz, L., Touriño-Aguilera, E., Artigas-Pallarés, J., Belinchón-Carmona, M., & Posada-De la Paz, M. (2006). *Guía de buena práctica para el tratamiento de los trastornos del espectro autista*. Rev neurol, 43(7), 425-38.
- García, A. J., & Simari, G. R. (2004). *Defeasible logic programming: An argumentative approach*. Theory and practice of logic programming, 4(1-2), 95-138.
- Gena, C., Mattutino, C., Brighenti, S., Meirone, A., Petriglia, F., Mazzotta, L., ... & Pecone, C. (2021). *Sugar, Salt & Pepper-Humanoid robotics for autism*. In 2021 Joint ACM Conference on Intelligent User Interfaces Workshops, ACMUI-WS 2021 (Vol. 2903, pp. 1-4). CEUR-WS.
- Hassani, H., Silva, E. S., Unger, S., TajMazinani, M., & Mac Feely, S. (2020). *Artificial intelligence (AI) or intelligence augmentation (IA): what is the future?*. Ai, 1(2), 143-155.
- Leoste, J., Tammemäe, T., Eskla, G., San Martín López, J., Pastor, L., & Blasco, E. P. (2021, April). *Bee-Bot Educational Robot as a Means of Developing Social Skills Among Children with Autism-Spectrum Disorders*. In International Conference on Robotics in Education (RiE) (pp. 14-25). Springer, Cham.
- Liang, S., Sabri, A. Q. M., Alnajjar, F., & Loo, C. K. (2021). *Autism Spectrum Self-Stimulatory Behaviors Classification Using Explainable Temporal Coherency Deep Features and SVM Classifier*. IEEE Access, 9, 34264-34275.
- Pavithra, D., & Jayanthi, A. N. (2021). *An improved adaptive neuro fuzzy interference system for the detection of autism spectrum disorder*. Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, 12(7), 6885-6897.
- Prakken, H., & Vreeswijk, G. (2001). *Logics for defeasible argumentation*. Handbook of philosophical logic, 219-318.
- Rashidan, M. A., Na'im Sidek, S., Yusof, H. M., Khalid, M., Dzulkarnain, A. A. A., Ghazali, A. S., ... & Sidique, F. A. A. (2021). *Technology-Assisted Emotion Recognition for Autism Spectrum Disorder (ASD) Children: A Systematic Literature Review*. IEEE Access.
- Vakadkar, K., Purkayastha, D., & Krishnan, D. (2021). *Detection of Autism Spectrum Disorder in Children Using Machine Learning Techniques*. SN Computer Science, 2(5), 1-9.

Mesure sans contact de la fréquence par caméra basée sur l'apprentissage profond

Yassine Ouzar, Frédéric Bousefsaf et Choubeila Maaoui

Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes (LCOMS),
Université de Lorraine, LCOMS, F-57000 Metz, France.
{nom.prénom}@univ-lorraine.fr

Résumé

Nous présentons dans ce papier une nouvelle architecture de bout en bout basée sur un réseau de neurones spatio-temporel profond pour l'estimation de la fréquence cardiaque à partir des trames vidéo issues d'une webcam bas coût. Contrairement aux méthodes existantes, nous estimons la valeur de la fréquence cardiaque directement sans passer par l'extraction du signal iPPG et sans incorporer de connaissances préalables ou d'étapes de traitement supplémentaires. Nous avons construit notre réseau en utilisant des couches de convolution séparable en profondeur 3D avec des connexions résiduelles pour extraire simultanément des caractéristiques spatiales et temporelles. Ceci est très approprié pour la mesure en temps réel car le modèle nécessite un nombre réduit de paramètres et un court fragment vidéo. Les résultats obtenus semblent très satisfaisants et prometteurs, d'autant plus que les expériences ont été menées sur des ensembles de données collectés dans des conditions non contrôlées. La mesure de paramètres physiologiques sans contact est à la fois prometteuse et pertinente dans le contexte du suivi de l'évolution de maladies invalidantes. Les avancées récentes sont aujourd'hui intégrées dans des systèmes d'assistance à la personne et sont utilisées durant les séances de thérapie par réalité virtuelle.

Mots-clés : fréquence cardiaque; sans contact; webcam; iPPG; réseaux de neurones convolutifs.

1 Introduction

Selon les dernières statistiques de l'Organisation Mondiale de la Santé, les maladies cardiovasculaires sont la première cause de décès dans le monde (World Health Organisation, 2018). Elles augmentent avec l'augmentation de la population, l'obésité et la sédentarité. Le contrôle non optimal de ces maladies est responsable de 70% des accidents vasculaires cérébraux, de 50% des crises cardiaques et de plusieurs cas d'insuffisance rénale. Ce type de maladies est souvent asymptomatique ce qui nécessite un contrôle périodique et à long terme via des mesures fréquentes de l'activité cardiaque afin de les prévenir et de mieux les prendre en charge.

L'électrocardiographie (ECG) et la photopléthysmographie (PPG) sont les principaux moyens pour la mesure de l'activité cardiaque. Les deux techniques utilisent des capteurs en contact qui doivent être attachés aux parties du corps et nécessitent le respect de certaines conditions pour obtenir de bonnes mesures. Malgré la grande précision et la robustesse fournies par ces dispositifs intrusifs, le contact avec la peau peut être gênant voire infaisable en raison de certains cas critiques citons par exemple les brûlures, les ulcères cutanés, les maladies contagieuses (Sun, 2016). Par conséquent, ces différentes limites, ainsi que la forte demande pour une technologie fiable, confortable, simple, portable, non

stressante et peu coûteuse, ont incité les chercheurs à développer de nouvelles techniques de mesure sans contact des signaux physiologiques.

Au cours de la dernière décennie, de grands progrès ont été réalisés pour l'estimation sans contact des paramètres vitaux tels que la fréquence cardiaque à l'aide de la photopléthysmographie par imagerie (iPPG) pour surmonter les faiblesses des dispositifs invasifs. La iPPG est une technique optique permettant une évaluation à distance de l'activité cardiaque en observant les variations du volume sanguin sur le visage d'une personne à l'aide d'une simple caméra bas coût. Cette technique est très prometteuse en santé publique, en particulier dans le contexte du vieillissement et des maladies invalidantes. Elle est désormais intégrée aux technologies d'assistance (Tagnithammou, 2021).

Les algorithmes d'iPPG classiques sont basés sur des approches conventionnelles qui impliquent généralement des pipelines à plusieurs étages et nécessitent plusieurs étapes de traitement d'image et de signal (Bousefsaf, 2013; de Haan, 2013; Poh, 2010). Ces méthodes ont été mises en œuvre dans des scénarios contraints et reposent sur certaines hypothèses concernant l'interaction lumière-peau et les mouvements de la tête. Par conséquent, la plupart des méthodes proposées fonctionnent raisonnablement bien dans des conditions contrôlées, mais les performances se dégradent considérablement dans des scénarios réels.

Avec le grand succès de l'apprentissage profond pour les tâches d'imagerie médicale et de vision par ordinateur, les travaux récents ont incorporé des architectures d'apprentissage profond à différentes étapes du pipeline de photopléthysmographie conventionnelle (Chen, 2018; Niu, 2020; Yu, 2019). Bien que les méthodes proposées permettent d'extraire avec précision le signal iPPG, mais plusieurs limites restent à surmonter. Tout d'abord, ces systèmes ne sont pas de bout en bout, ce qui nécessite encore des étapes de pré-traitement ou de post-traitement supplémentaire. De plus, la fréquence cardiaque doit être mesurée même dans des scénarios non contrôlés. De nombreuses situations peuvent impacter la mesure : la personne peut bouger la tête ou exprimer des émotions, son visage peut être partiellement occulté ou les conditions d'éclairage peuvent changer en permanence. Cela peut affecter la qualité du signal iPPG extrait et donc dégrader la précision des résultats.

Pour remédier à ces faiblesses, nous avons développé une méthode d'apprentissage profond de bout en bout pour l'estimation instantanée de la fréquence cardiaque directement à partir des séquences vidéo faciales. Notre architecture est entièrement automatique et ne nécessite aucune connaissance préalable ni aucun pré-traitement ou post-traitement particulier. Elle se concentre automatiquement sur les zones les plus vascularisées du visage, analyse les subtiles variations de couleur sur ces régions pour enfin estimer la fréquence cardiaque correspondante.

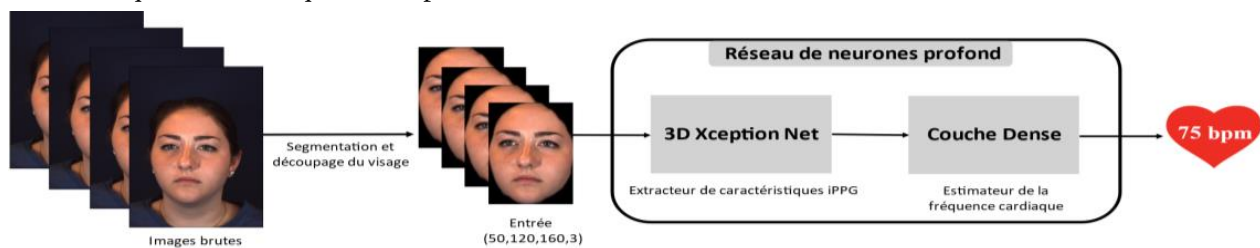


Figure 1 : Aperçu de notre solution proposée pour l'estimation de la fréquence cardiaque instantanée.

2 Matériel et Méthodes

Le framework général de notre méthode est illustré dans la figure 1. Nous considérons la tâche d'estimation de la fréquence cardiaque à partir de vidéos faciales comme une tâche de régression en une étape. Une segmentation du visage est effectuée en premier lieu pour éliminer le fond et les zones non cutanées (Nirkin, 2017). Ensuite, sans aucune étape de pré-traitement ou de post-traitement supplémentaire, des lots de 50 images (correspondant à 2 secondes) sont introduits dans un réseau 3D entièrement convolutif pour estimer la fréquence cardiaque correspondante.

2.1 Base de données

Pour fonctionner avec précision dans des scénarios bien contrôlés ainsi que dans des scénarios difficiles, nous avons entraîné notre modèle sur une base de données publique à grande échelle (nommée BP4D+). Cette base de données est dédiée principalement à la reconnaissance multimodale des émotions spontanées à l'aide d'expressions faciales et de paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque (Zhang, 2016). Par rapport aux bases de données de fréquence cardiaque existantes, BP4D+ est considérablement plus importante en termes de quantité de données et de diversité ethnique (noir, blanc, asiatique, hispanique/latino). Cette base de données peut ainsi fournir un apprentissage plus robuste car elle contient de nombreuses scénarios difficiles tels que des mouvements significatifs de la tête, des expressions faciales et des variations de fréquence cardiaque importantes, ainsi qu'une importante diversité en termes de teint de peau qui n'est pas disponible dans les autres bases de données.

2.2 Segmentation du visage

L'extraction des régions d'intérêt (ROI) est la première étape de tous les systèmes de mesure de la fréquence cardiaque par caméra (Niu, 2020; Poh, 2010; Yu, 2019). Elle vise à maximiser le rapport signal/bruit (SNR) en éliminant les régions non cutanées qui ne contiennent aucun changement de couleur associé au rythme cardiaque. À notre connaissance, la plupart des systèmes iPPG existants basés sur l'apprentissage profond ont utilisé soit le visage entier, soit une région du visage sélectionnée grâce à des connaissances empiriques. Plusieurs détecteurs de visages et de repères faciaux ont été utilisés pour localiser la ROI (King, 2009; Viola and Jones, 2004; Zhang, 2016). Cependant, ils échouent souvent lorsque les visages présentent des mouvements de tête importants, des variations de pose, des occultations ou des expressions faciales. De nombreux autres défis affectent également la capacité d'extraction de la ROI, tels que la couleur de peau, l'éclairage et l'arrière-plan.

Pour surmonter les limitations des algorithmes de détection de visage, nous effectuons une segmentation de visage en utilisant un algorithme de l'état de l'art proposé initialement pour l'échange de visage (Nirkin, 2017). Cette méthode fonctionne idéalement dans toutes les conditions mentionnées ci-dessus sans manquer aucune image. Les visages sont correctement segmentés des arrière-plans et des occultations avec une grande précision.

2.3 Architecture

Le réseau proposé est inspiré de l'architecture Xception (Chollet, 2017) qui utilise la convolution séparable en profondeur (CSP) au lieu de la convolution classique. Cette dernière est coûteuse en termes de temps de calcul et de besoins en mémoire. L'architecture globale de notre modèle est composée de 36 couches convolutives structurées en 14 modules, tous liés par des raccourcis comme dans les réseaux ResNet à l'exception du premier et du dernier module (figure 2). Le réseau étant très profond, ces connexions résiduelles permettent d'éviter le problème de disparition du gradient. Chaque CSP est suivie d'une normalisation par lots pour stabiliser le processus d'apprentissage et accélérer la convergence, et également une fonction d'activation ReLU pour effectuer une cartographie non linéaire. La sortie de l'extraction des caractéristiques est aplatie et introduite à deux couches denses avec respectivement 1024 et 1 neurones, pour estimer la valeur de la fréquence cardiaque.

2.4 Implémentation

Le modèle proposé est mis en œuvre à l'aide du framework Keras et tensorflow, et exécuté sur NVIDIA Quadro P400. Pour toutes les expériences, l'entrée est fixée à 50 images. Inspiré par la procédure d'optimisation SWATS (Keskar, 2017), nous commençons l'apprentissage avec l'optimiseur Adam rectifié (RAdam) (Liu, 2020), et nous passons à la descente de gradient stochastiques (SGD)

lorsque la précision de l'ensemble de validation cesse de s'améliorer. Nous entraînons le réseau pendant 25 époques avec une taille de lot de 64. Le taux d'apprentissage a été fixé à 10^{-4} . En plus d'une couche dropout d'un ratio de 0,4 appliqué avant la couche dense finale du réseau, des stratégies de régularisation L1 et L2 sont utilisées, ce qui permet de surmonter le problème de surapprentissage et d'améliorer la capacité de généralisation du modèle à de nouvelles données.

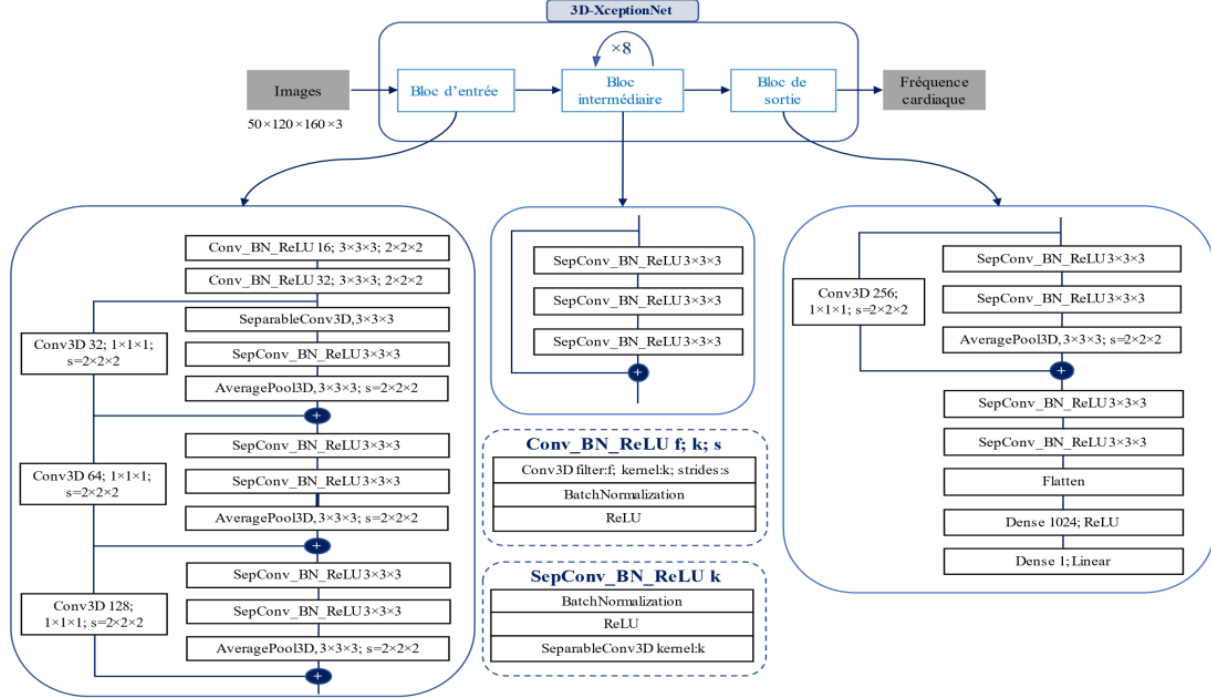


Figure 2 : L'architecture proposée : Elle correspond à une version modifiée du réseau Xception. L'entrée passe d'abord par le flux d'entrée, puis par le flux intermédiaire qui se répète huit fois, et enfin par le flux de sortie qui régresse la valeur de la fréquence cardiaque.

3 Résultats

Afin d'étudier la capacité de généralisation et l'efficacité du modèle proposé présenté, trois bases de données ont été utilisées, à savoir MMSE-HR (Zhang, 2016), MAHNOB-HCI (Soleymani, 2012) et UBFC-RPPG (Bobbia, 2017). MMSE-HR est directement utilisée pour les tests sans aucun traitement supplémentaire car elle a été collectée dans les mêmes conditions que la base d'apprentissage. Alors que UBFC-RPPG et MAHNOB-HCI sont sous-échantillonnées de 30 fps et 61 fps respectivement à 25 fps. Nous évaluons les performances de notre approche avec d'autres techniques de l'état de l'art en utilisant différentes métriques. Les résultats de comparaisons présentés dans les tableaux suivants montrent la grande précision de notre méthode qui surpasse tous les algorithmes de l'état de l'art.

Méthode	MAE (bpm)	RMSE (bpm)	r
PhysNet	12.76	13.25	0.44
SAMC	12.24	11.37	0.71
RhythmNet	6.98	7.33	0.78
AutoHR	5.71	5.87	0.89
Méthode proposée	4.13	5.34	0.89

Tableau 1: Cross-dataset sur MMSE-HR.

Méthode	MAE (bpm)	RMSE (bpm)	r
rPPGNet	5.51	7.82	0.78
SAMC	4.96	6.23	0.83
AutoHR	3.78	5.10	0.86
RhythmNet	-	3.99	0.87
Méthode proposée	3.17	3.93	0.88

Tableau 2 : Résultats sur MAHNOB-HCI.

Méthode	MAE (bpm)	RMSE (bpm)	std
Green	10.2	20.6	20.2
POS	5.12	10.5	10.4
3DCNN	5.45	8.64	8.55
PRNet	5.29	7.24	6.45
Méthode proposée	4.99	6.26	6.25

Tableau 3 : Résultats sur UBFC-RPPG.

4 Conclusion et Perspectives

Dans cet article, nous proposons une nouvelle architecture de bout en bout basée sur un réseau spatio-temporel profond qui prédit la fréquence cardiaque sans passer par l'extraction du signal iPPG et sans utiliser des connaissances préalables. Le réseau proposé s'inspire d'un modèle Xception qui s'est avéré efficace pour les bases de données d'images 2D à usage général en termes de précision, de vitesse de convergence rapide et de faibles coûts de calcul. Nos expériences approfondies ont montré l'efficacité de notre approche qui atteint une plus grande précision et surpasse les méthodes existantes sur trois ensembles de données de référence populaires tels que MMSE-HR, UBFC-RPPG et MAHNOB-HCI. Cependant, nous avons identifié plusieurs problèmes qui peuvent encore être améliorés dans des études futures. Premièrement, les mauvaises performances des techniques d'apprentissage profond pour les échantillons minoritaires dans le cas d'ensembles de données déséquilibrés qui sont fortement biaisés vers une peau plus claire et des fréquences cardiaques moyennes. L'application de stratégies avancées d'augmentation des données ou l'utilisation de données synthétiques pourrait améliorer encore les performances en augmentant le nombre d'échantillons pour les peaux foncées ou pour les fréquences cardiaques faibles et élevées. De plus, nous avons remarqué un taux élevé de valeurs aberrantes et de signaux PPG de mauvaise qualité dans les bases de données que nous avons utilisées. La préparation et le nettoyage des données avant l'apprentissage sont essentiels pour entraîner correctement le réseau et éviter les problèmes de surapprentissage. Enfin, les réseaux existants sont souvent constitués d'un grand nombre de paramètres et nécessitent des coûts de calcul élevés, entravant largement son application sur des appareils à ressources limitées tels que les téléphones portables. Par conséquent, l'étude de modèles de réseau légers peut considérablement améliorer la vitesse et la précision tout en maintenant des performances similaires ou meilleures.

Nos travaux futurs aborderont les problèmes mentionnés ci-dessus pour construire une architecture sophistiquée qui fonctionne avec précision dans des situations réalistes.

References

- World Health, O. (2018). global health estimates 2016: death by Cause, Age, Sex, by country and Region, 2000-2016. Geneva.
- Bobbia, S., Macwan, R., Benezeth, Y., Mansouri, A., Dubois, J., 2017. Unsupervised skin tissue segmentation for remote photoplethysmography. *Pattern Recognition Letters*.
- Bousefsaf, F., Maaoui, C., Pruski, A., 2013. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate. *Biomedical Signal Processing and Control* 8, 568–574.
- Chen, W., McDuff, D., 2018. Deepphys: Video-based physiological measurement using convolutional attention networks, in: *Proceedings of the European Conference on Computer Vision (ECCV)*. pp. 349–365.
- Chollet, F., n.d. Xception: Deep Learning with Depthwise Separable Convolutions 8.
- de Haan, G., Jeanne, V., 2013. Robust pulse rate from chrominance-based rPPG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60, 2878–2886.
- Deng, J., Dong, W., Socher, R., Li, L.-J., Li, K., Fei-Fei, L., n.d. ImageNet: A Large-Scale Hierarchical Image Database 2.
- He, K., Zhang, X., Ren, S., Sun, J., 2015. Deep Residual Learning for Image Recognition. *arXiv:1512.03385 [cs]*.
- Keskar, N.S., Socher, R., 2017. Improving Generalization Performance by Switching from Adam to SGD. *arXiv:1712.07628 [cs, math]*.
- King, D.E., n.d. Dlib-ml: A Machine Learning Toolkit 4.
- Liu, L., Jiang, H., He, P., Chen, W., Liu, X., Gao, J., Han, J., 2020. On the Variance of the Adaptive Learning Rate and Beyond. *arXiv:1908.03265 [cs, stat]*.
- Nirkin, Y., Masi, I., Tran, A.T., Hassner, T., Medioni, G., 2017. On Face Segmentation, Face Swapping, and Face Perception. *arXiv:1704.06729 [cs]*.
- Niu, X., Shan, S., Han, H., Chen, X., 2020. RhythmNet: End-to-End Heart Rate Estimation From Face via Spatial-Temporal Representation. *IEEE Trans. on Image Process.* 29, 2409–2423.
- Poh, M.-Z., McDuff, D.J., Picard, R.W., 2010. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Opt. Express* 18, 10762.
- Ruder, S., 2017. An overview of gradient descent optimization algorithms. *arXiv:1609.04747 [cs]*.
- Soleymani, M., Lichtenauer, J., Pun, T., Pantic, M., 2012. A Multimodal Database for Affect Recognition and Implicit Tagging. *IEEE Trans. Affective Comput.* 3, 42–55.
- Sun, Y., Thakor, N., 2016. Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63, 463–477.
- Tagnithammou, T., Monacelli, É., Ferszterowski, A., Trénoras, L., 2021. Emotional state detection on mobility vehicle using camera: Feasibility and evaluation study. *Biomedical Signal Processing and Control* 66, 102419.
- Viola, P., Jones, M., n.d. Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features 9.
- Yu, Z., Li, X., Niu, X., Shi, J., Zhao, G., 2020. AutoHR: A Strong End-to-End Baseline for Remote Heart Rate Measurement With Neural Searching. *IEEE Signal Process.*
- Yu, Z., Li, X., Zhao, G., 2019. Remote Photoplethysmograph Signal Measurement from Facial Videos Using Spatio-Temporal Networks, in: *BMVC*.
- Zhang, K., Zhang, Z., Li, Z., n.d. Joint Face Detection and Alignment using Multi-task Cascaded Convolutional Networks.
- Zhang, Z., Girard, J.M., Wu, Y., Zhang, X., Liu, P., Ciftci, U., Canavan, S., Reale, M., Horowitz, A., Yang, H., Cohn, J.F., Ji, Q., Yin, L., 2016. Multimodal Spontaneous Emotion Corpus for Human Behavior Analysis, in: *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*.

Index des auteurs

A

Alves, Camille 35, 41

B

Bousefsaf, Frédéric 79
 Bourhis, Guy 35, 41
 Budán, Maximiliano 73
 Budán, Paola 73

D

De Los Angeles Valdéz, María 73
 De Oliveira Andrade, Adriano 35, 41
 De Sá, Ângela 35, 41
 Debloos, Justin 51
 Denis, Chêne 57
 Drouot, Clémence 11

G

Gracies, Jean-Michel 19

H

Hanine, Mohammed 57
 Herrera, Susana 57
 Hutin, Émilie 27

J

Jabouille, François 19
 Jarrassé, Nathanaël 11
 Jost, Céline 51

L

Lamounier, Edgard 35, 41
 Le Pévédic, Brigitte 51
 Lima, Kennedy 35, 41
 Lopez-Krahe, Jaime 3

M

Maaoui, Choubeila 79
 Maktouf, Waël 19
 Marques, Isabela 35, 41
 Mendes, Cardoso Luanne 35, 41
 Michallet, Clara 27
 Morère, Yann 35, 41

N

Naves, Eduardo 35, 41

O

Oliveira, Fábio Henrique 35, 41
 Ouzar, Yassine 79

P

Pereira, Adriano 35, 41
 Pino, Pierre 35, 41
 Pinsault, Nicolas 67
 Pradines, Maud 19

R

Ramos de Moraes, Cristiane 35
 Rezende, Andressa 41
 Rosa, Rodrigo 35, 41

T

Thomann, Guillaume 67

U

Uzan, Gérard 51, 57

V

Vieira, Marcus 35, 41
 Villi, Hugo 67

ISBN 978-2-9571218-1-6



**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

<http://ifrath.fr>