



HAL
open science

Analyse du système Homme-Machine en conduite de fauteuil roulant électrique

Yann Morère

► **To cite this version:**

Yann Morère. Analyse du système Homme-Machine en conduite de fauteuil roulant électrique. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Lorraine, 2021. tel-03182119

HAL Id: tel-03182119

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-03182119>

Submitted on 26 Mar 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UFR Sciences Fondamentales et Appliquées
École Doctorale IAEM Lorraine

HABILITATION À DIRIGER DES RECHERCHES
UNIVERSITÉ DE LORRAINE

présentée par

YANN MORÈRE

Spécialité : **Automatique, Traitement du Signal
et des Images, Génie Informatique**

**Analyse du système Homme-Machine en
conduite de fauteuil roulant électrique**

Date de soutenance : 24 mars 2021

Composition du Jury

Pr. CABESTAING François	UMR CRIStAL - Centre de Recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille, Université de Lille	Rapporteur
Pr. MONACELLI Éric	LISV - Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles, Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines	Rapporteur
Pr. PUDLO Philippe	LAMIH - Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines, Université Polytechnique des Hauts de France	Rapporteur
Mcf. HDR BABEL Marie	IRISA, INRIA Rennes – Bretagne Atlantique	Examinateur
Pr. PAYSANT Jean	Médecin physique et de réadaptation, Ugecam Nord-Est	Examinateur
Pr. VANDERHAEGEN Frédéric	LAMIH - Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines, Université Polytechnique des Hauts de France	Président du jury
Pr. BOURHIS Guy	LCOMS - Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes, Université de Lorraine	Directeur scientifique

Mémoire préparé au sein du
LABORATOIRE DE CONCEPTION, D'OPTIMISATION ET DE MODÉLISATION DES SYSTÈMES



À Erwan,
À Maël,
À Christelle,
À mes parents,
À ma famille,
À mes amis....

Avant-Propos

C E Mémoire décrit l'ensemble de mes activités d'enseignant-chercheur réalisées dans un premier temps au LASC (Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs) de 2001 à 2012, puis à partir de 2013 au LCOMS (Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes EA 7306), résultant de la fusion de trois laboratoires : LASC – EA3467, LICM – EA1776 et LITA – EA3097.

Un premier chapitre présente mon Curriculum Vitae, la synthèse de mes activités pédagogiques, de recherche et d'encadrement ainsi qu'un bilan de ma production scientifique.

La seconde partie présente d'une manière détaillée mes activités d'enseignements et d'administration. J'y développe un bilan de l'ensemble de mes travaux d'enseignement, de mon implication dans les activités collectives ainsi que les responsabilités administratives dont j'ai la charge.

Un troisième chapitre décrit de manière détaillée mes activités de recherche dans le domaine de l'Automatique Humaine (traduction de «Human Engineering») et traite plus particulièrement de l'Analyse du système Homme-Machine en conduite de fauteuil roulant électrique (FRE). Toutes mes activités de recherches sont centrées sur les personnes en situation de handicap sévère. Elles ont commencé avec l'encadrement de la thèse de Régis Grasse et portait sur l'assistance à la navigation par reconnaissance de trajets dans le cadre du projet de fauteuil intelligent VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteur). Bien que ces travaux aient donné de bons résultats, différents freins empêchent l'utilisation d'un prototype de fauteuil intelligent dans les centres de réadaptation. J'ai donc décidé de changer l'axe de mes recherches et de travailler en amont, c'est à dire d'essayer d'améliorer l'accès aux aides techniques existantes pour les patients. De nos jours, tout système technique d'assistance doit être évalué de manière à répondre aux besoins de l'utilisateur. Les tests en situation réelle fournissent des indications pertinentes mais représentent souvent une solution coûteuse. Dans ce contexte, un des défis est l'évaluation des capacités motrices et cognitives avant le choix d'une aide technique spécifique et la plupart du temps la décision repose alors uniquement sur l'expérience professionnelle des médecins experts et des ergothérapeutes. Dans le cas précis du fauteuil roulant électrique, ce choix est délicat puisqu'il constitue une aide technique motorisée complexe, conduisant inévitablement à des problèmes de sécurité, d'ergonomie et des difficultés d'utilisation si la solution est inappropriée. Une des alternatives aux tests réels consiste à utiliser la Réalité Virtuelle. J'ai donc démarré de développement du projet ViEW (Virtual Electric Wheelchair) un simulateur de Fauteuil Roulant Électrique pour personne en situation de handicap ne trouvant pas sur le marché d'outil adapté à ma recherche. Il s'agit d'un démonstrateur et d'une plateforme de recherche que j'ai développé *ab initio* et qui doit aboutir à un transfert technologique à moyen terme. Il permet d'analyser finement les actions de l'utilisateur en interaction avec le fauteuil lors de la conduite afin d'obtenir une bonne évaluation de ses capacités. L'analyse du système pilote-véhicule à l'aide de modèles issus de l'automatique classique a été l'objet de la thèse d'Hicham Zatla que j'ai co-encadrée. En parallèle, afin de permettre une étude plus complète du système Homme-machine, j'ai étudié le traitement

de données issues de signaux physiologiques. Ces travaux s'inscrivent dans un projet concernant la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes et ont été l'objet de la thèse de Bô Zhang, que j'ai également co-encadrée. Tous ces travaux ont pour objectif la mesure de la performance du couple pilote-véhicule qui a été le vecteur de mes recherches ces dernières années. Je détaillerai aussi dans ce chapitre les collaborations nationales et internationales réalisées dans ma recherche au quotidien ainsi que dans le cadre de projets internationaux.

Le quatrième et dernier chapitre décrira mes perspectives de recherche. Leurs réalisations s'appuieront sur trois projets de recherche et un projet de transfert technologique spécialement écrits dans ces buts. Ainsi, mon axe de recherche concerne toujours l'analyse du système homme-machine centré autour des personnes en situation de handicap, mais ces nouvelles perspectives permettront, d'une part, de regrouper les différents aspects de ma recherche réalisée au cours de ces dernières années, et d'autres part d'investiguer de nouveaux outils et critères de performance pour l'analyse de la personne dans différentes situations : conduite, réadaptation post-AVC, rééducation de la paralysie cérébrale. Les projets entamés dans ce cadre sont destinés à être portés avec des équipes de recherche nationales et internationales afin de pérenniser les collaborations existantes mais aussi d'en créer de nouvelles.

Remerciements

Je tiens à remercier très chaleureusement Messieurs François CABESTAING, Professeur des Universités, au CRISTAL, Éric MONACELLI, Professeur des Universités au LISV et Philippe PUDLO, Professeur des Universités au LAMIH d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce mémoire. Je leur suis extrêmement reconnaissant pour l'intérêt et l'attention qu'ils ont su porter à mon travail.

Je remercie Madame Marie BABEL, Maître de Conférences HDR à l'IRISA, Monsieur Jean PAYSANT, Professeur et Médecin physique et de réadaptation à l'Ugecam nord-est et Frédéric VANDE-RHAEGEN, Professeur des Universités au LAMIH pour avoir accepté d'examiner mon travail.

Je remercie tout particulièrement Monsieur Guy BOURHIS, Professeur des Universités au LCOMS, pour les conseils qu'il m'a prodigués et l'attention et le sérieux avec lesquels il a suivi mes travaux.

Je remercie toutes les personnes qui ont contribué, souvent de manière cruciale, aux résultats présentés ici. Notamment les étudiants dont j'ai co-encadré les thèses : Régis GRASSE, Bô Zhang et Hicham ZATLA.

Je voudrais exprimer ma profonde gratitude à mes proches collègues et mes co-auteurs avec qui j'ai eu le plaisir de travailler ces dernières années :

- mes collègues brésiliens de NTA à UFU : Eduardo LAZARO MARTINS NAVES, Alcimar BARBOSA SOARES, Adriano DE OLIVEIRA ANDRADE, Edgard AFONSO LAMOUNIER Júnior et Angela ABREU ROSA DE SÀ ;
- mes collègues algériens du LAT de Tlemcen : Mohammed Amine HADJ ABDELKADER et Sidi Mohammed MELIANI ;
- mes collègues du Laboratoire Lorrain de Psychologie et Neurosciences de la Dynamique des Comportements (2LPN, EA 7489) : Benoît Bolmont, Jean-Philippe HAINAUT et Cécile LANGLET ;
- Georges GUILMOIS et Kevin COSNUAU de l'IRR de Flavigny sur Moselle ;
- Géraldine BOHN, Martine DELAVAQUERIE et Laurent LANG du CERAH à Woippy ;
- et mes collègues au sein du LCOMS : Pierre PINO, Odile HORN, Olivier HABERT, Etienne LOSSON, Mariam SIADAT, Loïc SIELER et Frédéric BOUSEFSAF.

Je remercie mes garçons Erwan et Maël pour leurs rires quotidiens qui raisonnent dans la maison, leur joie de vivre qui illumine mes semaines. Je remercie ma compagne Christelle pour son optimisme, sa douceur et son calme apaisant.

Table des matières

Avant-Propos	i
Remerciements	iii
Introduction Générale	1
1 Curriculum Vitae	15
1.1 Situation professionnelle	16
1.1.1 Établissement d'affectation	16
1.1.2 Parcours professionnel	17
1.1.3 Diplômes	17
1.2 Synthèse des activités pédagogiques	18
1.2.1 Responsabilités administratives de formation	18
1.2.2 Enseignement des connaissances	18
1.2.3 Enseignement des connaissances issues de la Recherche	18
1.3 Synthèse des activités de recherche et d'encadrement	19
1.3.1 Participation aux instances organisationnelles scientifiques	19
1.3.2 Encadrement Doctoral	19
1.3.3 Encadrement de Master	20
1.3.4 Positionnement de mes activités de recherche	20
1.3.5 Rayonnement scientifique international	22
1.3.5.1 Séjour à l'étranger : chaires franco-brésiliennes	22
1.3.5.2 Jury de thèse	23
1.3.5.3 Jury de master	23
1.3.5.4 Conférences Invitées	23
1.3.5.5 Séminaires	23
1.3.5.6 Relecteur	24
1.3.6 Rayonnement scientifique national	24
1.3.6.1 Jury de thèse	24
1.3.6.2 Comité Consultatif Scientifique et des Usagers	24
1.3.6.3 Comité d'Organisation	24
1.3.6.4 Conférences Invitées	25
1.3.6.5 Présentation Journée IFRATH	25
1.3.6.6 Relecteur	25
1.3.6.7 Animation Scientifique	25
1.3.7 Projets et partenariats	26
1.3.7.1 Projets de recherche internationaux	26

1.3.7.2	Projets de recherche européens	27
1.3.7.3	Projets de recherche nationaux	27
1.3.8	Partenariats	28
1.4	Production scientifique	28
2	Présentation des activités d'enseignement et d'administration	37
2.1	Activités d'enseignement	38
2.1.1	Monitorat et ATER : 1997-2001	38
2.1.2	Maître de Conférences : 2001-2021	38
2.1.2.1	Contractualisation 2001-2004	40
2.1.2.2	Contractualisation 2005-2008	40
2.1.2.3	Contractualisation 2009-2012	41
2.1.2.4	Contractualisation 2013-2017	42
2.1.2.5	Contractualisation 2018-2023	42
2.1.3	Encadrement de stages et de projets	42
2.1.3.1	Projets	42
2.1.3.2	Stages	42
2.2	Formations dispensées aux personnels de l'université	43
2.2.1	Formation Moodle des enseignants-chercheurs primo-entrants	43
2.2.2	Formation Linux pour les personnels	44
2.2.3	Formation Gimp pour les personnels	44
2.3	Activités d'administration	44
2.3.1	Responsabilité de salles de TP	44
2.3.2	Responsabilité de filières	44
2.3.3	Responsabilité de modules d'enseignement	45
2.3.4	C2i : 2006-2012	45
2.4	Conclusion	46
3	Présentation des activités de recherche	51
3.1	Introduction	53
3.2	Aide à la navigation : reconnaissance de trajets	55
3.2.1	Introduction	55
3.2.1.1	Les fauteuils intelligents «Smart Wheelchairs»	57
3.2.1.2	Modes de fonctionnements	57
3.2.1.3	Les apports de l'approche	58
3.2.2	Outils et méthodes	58
3.2.2.1	Le système VAHM	58
3.2.2.2	Modélisation par enchaînement de comportements	61
3.2.2.3	Contexte de modélisation	62
3.2.2.4	Localisation	63
3.2.2.5	Choix de l'algorithme d'appariement	65
3.2.3	Méthode et implémentation du filtrage particulière	66
3.2.3.1	Appariement de courbes utilisant l'algorithme CONDENSATION	66
3.2.3.2	Implémentation du système de reconnaissance de chemin sur l'architecture VAHM	75
3.2.4	Simulation et résultats expérimentaux avec VAHM 3	78
3.2.4.1	Simulation d'environnement et «path monitoring»	78
3.2.4.2	Validation de la mise en œuvre de l'algorithme de reconnaissance	78
3.2.4.3	Tests en environnement réel	81
3.2.4.4	Conclusion sur la mise en œuvre	84

3.2.5	Conclusion	85
3.2.6	Les limites des fauteuils intelligents	87
3.2.7	Vers l'analyse de la conduite	88
3.3	Le simulateur de fauteuil roulant électrique ViEW	90
3.3.1	Introduction	90
3.3.2	Historique	90
3.3.3	Simulateurs d'aide à la mobilité	91
3.3.3.1	Composition	91
3.3.3.2	Applications	91
3.3.3.3	Indicateurs de performances	91
3.3.4	Transférabilité au monde réel	92
3.3.5	Simulateur ViEW	93
3.3.5.1	Composition	93
3.3.5.2	Évolutions	95
3.3.6	Adaptabilité et modularité	97
3.3.6.1	Ajout d'exercices spécifiques en simulation	97
3.3.6.2	Commande du simulateur par signaux électromyographiques	99
3.3.7	Premiers tests et validation de l'outil	101
3.3.8	Les principaux objectifs	102
3.3.8.1	Retour haptique pour l'assistance à la conduite	102
3.3.8.2	Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de SEP	112
3.3.8.3	Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de PC	118
3.3.9	Conclusion	125
3.4	Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-FRE	126
3.4.1	Introduction	126
3.4.2	Le modèle CrossOver	127
3.4.2.1	Introduction	127
3.4.2.2	Définition et Méthodes	127
3.4.2.3	Mise en œuvre et Résultats	128
3.4.2.4	Les limites de la modélisation «CrossOver»	132
3.4.3	Le modèle OPCM	134
3.4.3.1	Introduction	134
3.4.3.2	Définitions et méthodes	134
3.4.3.3	Reconstruction de la distance visible	136
3.4.3.4	Procédure expérimentale	137
3.4.3.5	Résultats de la modélisation par OPCM	139
3.4.4	Conclusion	147
3.5	Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes	148
3.5.1	Introduction	148
3.5.2	Évaluation du stress	150
3.5.3	Expérimentation	151
3.5.4	Méthodologie	154
3.5.4.1	Reconnaissance du stress par signaux physiologiques	154
3.5.4.2	Reconnaissance du stress par RT	156
3.5.4.3	Fusion de décision	158
3.5.5	Résultats	160
3.5.5.1	L'expérience du stresser visuel	160
3.5.5.2	L'expérience du stresser auditif	161

3.5.6	Discussion	163
3.6	Conclusion	166
4	Perspectives de recherche	169
4.1	Introduction	170
4.2	Collaborations supports de mes activités de recherche	170
4.2.1	Laboratoires de Recherche Universitaires partenaires	171
4.2.1.1	Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (Algérie)	171
4.2.1.2	Núcleo de Tecnologias Assistivas (Brésil)	171
4.2.1.3	Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines	172
4.2.2	Centre de Recherche et de Réadaptation partenaires	172
4.2.2.1	Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés	172
4.2.2.2	Institut Régional de Réadaptation	173
4.2.2.3	Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle	173
4.3	Perspectives de recherche	174
4.3.1	Analyse de la conduite	174
4.3.2	Eyetracking et RV pour la rééducation de la PC	175
4.3.2.1	Collaborations en relation avec le projet	176
4.3.2.2	Objectifs du projet et hypothèse de recherche	176
4.3.2.3	État de l'art	176
4.3.2.4	Objectifs	177
4.3.2.5	Méthodologie	177
4.3.2.6	Résultats attendus	178
4.3.3	IHM pour l'évaluation objective de la maladie de Parkinson	178
4.3.3.1	Collaborations en relation avec le projet	179
4.3.3.2	Problématique et objectifs	179
4.3.3.3	Objectif du projet	180
4.3.3.4	Méthodologie	180
4.3.3.5	Résultats attendus	181
4.3.4	Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC	182
4.3.4.1	Collaborations en relation avec le projet	182
4.3.4.2	Problématique et objectifs	182
4.3.4.3	Méthodologie	183
4.3.4.4	Résultats attendus	184
4.3.5	Analyse du comportement de l'utilisateur : INNOV'CHAIR 4.0	184
4.3.5.1	Contexte et enjeux	185
4.3.5.2	Objectifs des travaux	185
4.3.5.3	Fonctionnalités attendues	186
4.3.5.4	Retombées du projet	186
4.4	Conclusion	186
	Conclusion Générale	187
	Crédits	213

Introduction Générale

«My advice to other disabled people would be, concentrate on things your disability doesn't prevent you doing well, and don't regret the things it interferes with. Don't be disabled in spirit as well as physically.»

Stephen Hawking

L

 Γ Δ Θ Λ Ξ Π Σ
 Υ Ψ Ω
 ϕ ρ σ τ υ
 λ μ ν ξ η θ

 LA MAJEURE partie de mes travaux de recherche est tournée vers les personnes en situation de handicap et les technologies d'assistance depuis ma nomination en tant qu'enseignant-chercheur. Il me paraît important de donner un bref historique de la prise en charge du handicap ainsi qu'une définition correcte de ce terme car il a fortement évolué au cours des dernières décennies. Nous présenterons brièvement les aides techniques et terminerons par celle qui est au cœur de mes recherches : le fauteuil roulant électrique. Associé à son utilisateur, ce système Homme-Machine peut être analysé de manière scientifique par l'intermédiaire d'outils issus de l'automatique et du traitement du signal.

Histoire de la prise en charge du handicap

Au niveau national, la prise en charge et le regard porté sur le handicap ont beaucoup évolué depuis l'antiquité jusqu'à nos jours. En effet à l'époque, les personnes handicapées étaient exclues de la société et considérées comme impures ou victime d'une malédiction. Au moyen âge les hospices et «Hôtel Dieu» accueillent les infirmes et les miséreux. Le handicap suscite la peur et la réponse de la société à ce problème est l'enfermement. Louis XIV est un des pionniers de cette démarche et fait créer l'Hôpital de la Salpêtrière ainsi que l'Institution des Invalides.

À sa mort ce système d'enfermement et d'exclusion s'efface au profit de la médecine et de nouveaux courants de pensées issus du siècle des lumières. Ainsi la science et le respect de l'humanité deviennent les idées principales qui animeront des personnalités comme Diderot (1713-1784) avec ses travaux visant à démontrer l'égalité des esprits, l'Abbé de l'Épée (1712-1789) avec la création d'une école pour les sourds-muets ainsi qu'une méthode des signes, Valentin Haüy (1745-1822) avec la fondation de l'institution des jeunes aveugles et l'invention des caractères en relief, ou encore Philippe Pinel (1745-1826) pour ses travaux sur la psychiatrie et les traitements associés.

À partir du XIX^{ème} siècle, une forte évolution s'opère concernant les lois sur le handicap en France. Ainsi, grâce à la loi de 1898 sur la responsabilité de la collectivité, les infirmes retrouvent une place dans la société par l'intermédiaire de l'accès à la scolarité et au travail. De même la loi de 1905 impose d'assister les vieillards, infirmes et incurables. Il faudra cependant attendre 1975

pour obtenir le premier grand dispositif législatif sur le handicap en France avec la loi d'orientation en faveur des personnes handicapées. Elle stipule l'importance de la prévention et du dépistage des handicaps, l'obligation éducative pour les jeunes personnes en situation de handicap, l'accessibilité des institutions publiques, le maintien dans un cadre ordinaire de travail et de vie chaque fois que possible. La loi 87-517 du 10 juillet 1987 vient compléter cette dimension en instaurant l'obligation d'emploi des travailleurs handicapés, des mutilés de guerre et assimilés, suivie de la loi du 11 février 2005 pour l'amélioration de la prise en charge du handicap et une reconnaissance d'envergure nationale.

L'apparition de la loi 1901 sur les associations, permet la créations de nombreuses structures représentant les personnes handicapées : 1921, création de la Fédération des Mutilés du Travail devenue FNATH (Fédération Nationale des Accidents du Travail et des Handicapés) en 1985, 1925 création de la FISAF (Fédération pour l'Insertion des personnes sourdes et des personnes Aveugles de France), 1933, création de l'APF (Association des Paralysés de France), 1957 création de l'ADEPP (Association D'entraide des Polios et handicapés) et de l'AFM (Association Française contre les Myopathies) en 1958 et pour terminer l'UNAPEI (Union Nationale des Parents d'Enfants Inadaptés) en 1960.

Au niveau international, la dimension sociale et politique du handicap a aussi beaucoup évolué. En 1975, la déclaration des droits des personnes handicapées est adoptée par l'Organisation des Nations Unies (ONU). En 1989, la charte sociale européenne du Conseil de l'Europe engage les états membres à prendre les mesures nécessaires en vue de garantir aux personnes handicapées l'exercice du droit à l'autonomie, à l'intégration sociale et à la participation à la vie de la communauté. En 2006 l'ONU adopte la nouvelle convention sur les droits des personnes handicapées et elle obtient en 2011 la signature de 147 états ainsi que 99 ratifications.

Définition du handicap

De manière générale, le terme handicap désigne l'incapacité d'une personne à vivre et à agir dans son environnement en raison de déficiences physiques, mentales, ou sensorielles. Il se traduit la plupart du temps par des difficultés de déplacement, d'expression ou de compréhension chez la personne atteinte.

Le mot «handicap» vient du terme anglais «hand in cap» (la main dans le chapeau), en référence à un jeu pratiqué au XVIème siècle en Grande-Bretagne qui consiste à échanger des biens à l'aveugle dont la valeur est contrôlée par un arbitre qui assure l'égalité des chances entre les joueurs.

Cet anglicisme a ensuite engendré le mot «handicapé» qui apparaît officiellement pour la première fois dans la législation française dans la loi de novembre 1957 sur le reclassement des travailleurs handicapés. Il est alors accolé au mot «travailleur», puis opère son évolution en «personne handicapée».

Dans la loi de 1975, «loi d'orientation en faveur des personnes handicapées», le handicap est défini implicitement comme une déficience physique, sensorielle ou mentale. Mais cette loi ne donne pas de définition explicite du handicap. Cette approche du handicap essentiellement vue sous l'angle de la déficience, va être profondément modifiée, par le médecin britannique Philip Wood qui va proposer un nouveau modèle de définition de celui-ci. Il sera repris en 1980 par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), sous le nom de Classification Internationale Déficience, Incapacité, Handicap (CIDIH), ou encore de Classification Internationale du Handicap (CIH).

Ce modèle s'appuie sur la séquence de Wood [68] : Maladie → Déficience (aspect lésionnel du handicap) → Incapacité (aspect fonctionnel du handicap) → Handicap (aspect situationnel du handicap et retentissement dans le domaine social).

Les définitions de ces trois termes sont les suivantes [68] :

- déficience : dans le domaine de la santé, la déficience correspond à toute perte de substance ou altération d'une fonction ou d'une structure psychologique, physiologique ou anatomique ;

- incapacité : dans le domaine de la santé, une incapacité correspond à toute réduction, résultant d'une déficience, partielle ou totale, de la capacité d'accomplir une activité d'une façon ou dans des limites considérées comme normales pour l'être humain ;
- handicap : dans le domaine de la santé, un handicap ou désavantage social d'un individu est le préjudice, qui résulte de sa déficience ou de son incapacité, ce qui limite ou interdit l'accomplissement d'un rôle considéré comme normal, compte tenu de l'âge, du sexe et des facteurs socioculturels.

Si la déficience et l'incapacité sont définies comme les attributs de la personne, le handicap ou «désavantage social» est défini comme une résultante en relation avec l'environnement de la personne. La notion de handicap s'éloigne d'une identification pure et simple avec la déficience pour se rapprocher d'une interaction entre la déficience et l'environnement.

En 2001, une révision de la CIH est proposée par l'OMS afin de préciser le rôle des facteurs environnementaux dans la situation de handicap, et d'affirmer que l'invalidation est le résultat d'une interaction entre les possibilités d'un individu et son environnement. Cette classification s'appelle désormais «Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé» (CIF).

Celle-ci se compose de quatre catégories distinctes :

- La fonction organique (fonction mentale, sensorielle, digestive...), qui fait référence au domaine de fonctionnement corporel ;
- La structure anatomique (structure du système nerveux, structure liée au mouvement,...), qui situe l'organisation physique en jeu ;
- L'activité et la participation (activité de communication, de mobilité,...), qui identifie les fonctionnements concernés ;
- Les facteurs environnementaux (produit et système technique, soutien et relation,...), qui relie aux facteurs extérieurs potentiellement handicapants.

Cette nouvelle classification a permis de mettre en avant les facteurs environnementaux. Ainsi, le fonctionnement d'une personne dans un domaine particulier est déterminé par l'interaction ou une relation complexe entre le problème de santé de la personne et les facteurs contextuels, environnementaux et personnels, qui vont déterminer les activités et la participation de la personne. Ces interactions sont résumées sans le schéma ci-dessous.

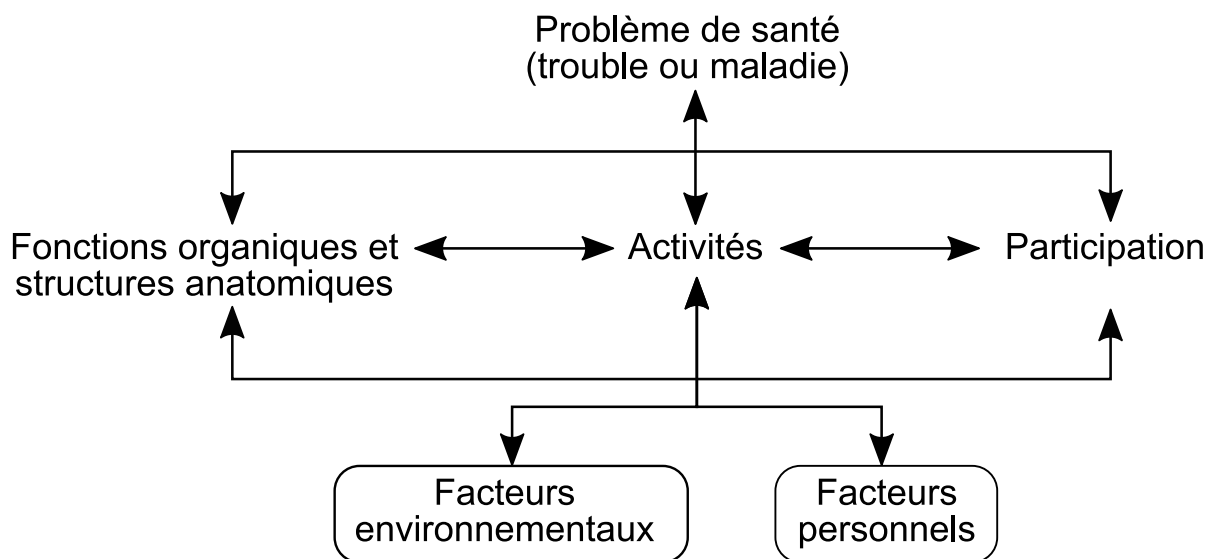


FIGURE : Problèmes de santé de la personne et facteurs contextuels.

Cette dimension sociale et environnementale du handicap sera confirmée et officialisée en 2005 avec la loi «pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées». Cette loi va donner la première définition législative officielle du handicap : «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». Dorénavant on ne parlera plus de personne «handicapée» mais de personne «en situation de handicap».

Les différentes formes de handicap

De nos jours, la plupart des gens ont une vision restreinte, voire «cliché», du handicap, en imaginant automatiquement une personne en fauteuil roulant, avec des malformations physiques, ou une canne blanche à la main. Il ne faut cependant pas oublier qu'un handicap n'est pas toujours visible. Ainsi 80% à 85% des personnes en situation de handicap sont atteintes d'un handicap invisible. Une majorité pas toujours reconnue et pourtant non négligeable.

D'après la loi de 2005, on distingue aujourd'hui 5 grandes familles de handicap :

Le handicap moteur

Le handicap moteur peut toucher un membre ou l'ensemble du corps. Il peut se manifester de différentes façons : difficultés plus ou moins importantes pour se déplacer, pour communiquer, pour saisir et manipuler des objets, pour effectuer certains gestes. Le handicap moteur comprend : l'hémiplégie (paralysie d'un côté du corps), la paraplégie (paralysie des jambes), la tétraplégie (paralysie des quatre membres). Il comprend aussi les personnes de petite taille mais aussi celles qui éprouvent des difficultés de préhension, d'expression orale ou écrite ou encore des problèmes pour marcher. Les troubles moteurs peuvent nécessiter l'usage de certains équipements (aides techniques), tels qu'un fauteuil roulant, une canne ou une béquille.

Le handicap sensoriel

Le handicap sensoriel résulte d'une atteinte d'un ou plusieurs sens. Les plus connus sont les atteintes à la vue et l'ouïe. Cependant des séquelles d'un traumatisme crânien peuvent aussi engendrer l'altération de l'odorat (anosmie) et en conséquence le goût (agueusie).

Le handicap visuel

Le handicap visuel recouvre des réalités variées, s'échelonnant d'un trouble visuel à la cécité complète. Il existe dans la malvoyance une diversité de formes : vision tubulaire (seul le centre du champ visuel reste actif), scotome central (seule la vision périphérique reste active), vision altérée allant du flou à l'opaque ou clairsemée de taches. Pour les personnes mal voyantes, des «restes visuels» différents selon le type de pathologie (lumières, ombres, formes, etc.), peuvent être utiles au déplacement ou à la lecture. Alors que le sens que nous mettons le plus à contribution pour appréhender notre environnement est la vue, les personnes souffrant d'un handicap visuel doivent le compenser par le toucher, l'ouïe, l'odorat et la perception des mouvements. Elles appréhendent le monde extérieur d'une autre façon. La personne malvoyante reste une personne voyante, parfois à un très faible degré, qui présente des besoins spécifiques. Elle peut avoir besoin de s'approcher très près des objets pour les reconnaître. L'intégration de la personne malvoyante dans le milieu professionnel

peut passer par l'utilisation d'une aide technique, qu'elle soit optique (loupe, lampe-loupe, système télescopique), électronique (télé-agrandisseur portable connecté à un ordinateur), ou informatique (logiciel de grossissement des caractères, écran de grande taille).

Le handicap auditif

Le terme handicap auditif désigne différents types de déficiences, pouvant toucher une seule oreille et aller d'une surdité légère à une surdité profonde. Qu'il soit de naissance, dû à une maladie ou à un accident, le handicap auditif compromet sensiblement la communication et l'accès à l'information si l'environnement n'y veille pas. Les surdités sont classées, selon le degré de gravité de la déficience, en déficience auditive légère, moyenne, sévère ou profonde. En fonction du degré de gravité, les personnes sourdes ou malentendantes devront mettre en place certains types de compensations. Pour accéder à l'information et pour communiquer, les personnes sourdes profondes s'appuieront surtout sur le visuel et le gestuel. Les personnes malentendantes auront, elles, la plupart du temps, recours à des prothèses auditives. Ces compensations requièrent de la part de la personne handicapée un surcroît de concentration, souvent générateur de fatigue. Les personnes malentendantes équipées de prothèses auditives resteront gênées dans des lieux bruyants ou lorsqu'il y a un bruit de fond. Les personnes sourdes peuvent avoir des difficultés à maîtriser la puissance de leur voix car elles n'ont pas conscience du son qu'elles génèrent. La lecture labiale, la Langue française Parlée Complétée et la Langue des Signes Française (reconnue comme une langue à part entière par la loi de 2005) sont autant de méthodes de communication pour s'exprimer et comprendre les autres.

Le handicap mental ou déficience intellectuelle

La déficience intellectuelle n'est pas une maladie. Elle se caractérise par un fonctionnement intellectuel inférieur à la moyenne auquel sont généralement associées des limitations, notamment au niveau de la compréhension, des connaissances et de la cognition (ce qui a trait à l'abstraction, la mémoire, l'orientation dans l'espace, la déduction...). Les activités qui en découlent, telles que la lecture, l'écriture, de nombreux apprentissages ainsi que la gestion du quotidien sont rendues difficiles. Les origines de ce handicap sont diverses (trisomie 21, traumatisme crânien, autisme...). Le degré d'autonomie de la personne varie en fonction du niveau de son retard mental. Une déficience légère permet généralement de s'adapter sans grandes difficultés au poste de travail. D'une façon générale, les personnes souffrant d'une déficience intellectuelle doivent pouvoir s'appuyer sur des repères spatiaux et temporels de façon à se sentir en sécurité. Intelligence préservée, absence de troubles d'ordre psychiatrique, les personnes concernées par des troubles «DYS» entrent dans cette catégorie spécifique du handicap cognitif. L'expression «troubles spécifiques du langage et des apprentissages» regroupe les troubles en «DYS» : dyslexie (trouble de la lecture), dysorthographe (orthographe), dyspraxie (altération de la capacité à exécuter de manière automatique des mouvements déterminés), dysphasie (difficulté à s'exprimer oralement), ainsi que certaines manifestations induites de ces troubles comme la dyscalculie, la dysgraphie ou la dysorthographe. Les troubles de l'attention font aussi partie de cet ensemble.

Le handicap psychique ou pathologie perturbant la personnalité

Une personne souffrant d'une maladie psychique présente différents troubles de la personnalité qui n'affectent généralement pas ses capacités intellectuelles, mais qui peuvent avoir des incidences sur la pensée, le comportement ou bien l'affectivité. Plus particulièrement, ce type de maladie affecte les qualités relationnelles, peut conduire à une certaine rigidité de raisonnement, à des problèmes de concentration et entraîne des difficultés à s'adapter à la vie en société, de manière momentanée

ou durable. Le handicap psychique résulte de différentes maladies (névroses, psychoses, troubles bipolaires, troubles graves de la personnalité...) ou de certaines pathologies (traumatisme crânien, par exemple). Il nécessite généralement un accompagnement de longue durée par des professionnels de santé. Les troubles peuvent être d'intensité variable.

Les maladies invalidantes

Certaines maladies (sclérose en plaques, cancer, VIH, diabète, hyperthyroïdie...) entraînent des déficiences ou des contraintes plus ou moins importantes qui peuvent être momentanées, permanentes ou évolutives. La fatigue induite par la maladie et/ou son traitement devra également être prise en compte. Contrairement aux différentes déficiences évoquées précédemment, liées à l'altération d'une fonction (motrice, sensorielle, mentale...) ces maladies impliquent souvent, principalement pour des raisons liées à la fatigue, une activité réduite, en termes de charge de travail ou de durée. Ces troubles et leurs conséquences sont trop diversifiés pour pouvoir être détaillés. Néanmoins, l'attitude à adopter relève du bon sens. Elle requiert également des qualités comme la discrétion, le tact et le respect de la personne. Avec l'âge peuvent apparaître des déficiences qui parfois se cumulent : perte de la mobilité, de l'audition, de la vision, troubles cognitifs et mnésiques importants. Les personnes âgées en perte d'autonomie sont sujettes à une grande fatigabilité, à une mobilité réduite ou encore à des pertes d'équilibre. Mais plus globalement, tout un chacun peut être confronté à une situation de handicap à un moment de sa vie qui, pour un temps donné, peut limiter ses possibilités habituelles. L'important est que la société s'organise pour supprimer au maximum toute barrière limitant une vie autonome, la participation sociale et culturelle.

Les chiffres du handicap

Généralités

L'Enquête HID (Handicaps Incapacités Dépendance) de l'INSEE de 2001 nous indique que 12 millions de français¹ environ (sur 66 millions) sont touchés par un handicap. Parmi eux, 80% ont un handicap invisible. 1,5 million sont atteints d'une déficience visuelle et 850 000 ont une mobilité réduite. Ainsi l'INSEE estime que :

- 13,4% ont une déficience motrice ;
- 11,4% sont atteints d'une déficience sensorielle ;
- 9,8% souffrent d'une déficience organique ;
- 6,6% sont atteints d'une déficience intellectuelle ou mentale ;
- 2 à 3% de la population utilise un fauteuil roulant.

Selon une étude menée par le ministère du Travail en 2015,² 2,7 millions de personnes de 15 à 64 ans déclarent disposer d'une reconnaissance administrative de leur handicap et 5,7 millions indiquent souffrir d'une maladie ou d'un problème de santé chronique les limitant depuis au moins six mois. Soit respectivement 6,6% et 15% de la population. Selon l'organisme européen Eurostat, 5,8% des 15-64 ans (soit 2,3 millions de personnes) déclarent avoir une incapacité qui les limite physiquement de façon grave (données 2014). Parmi eux, 1,4% avaient un problème de vue, 3,5% d'audition et 1,6% une difficulté pour marcher.

Une autre enquête³ nous indique que 2 750 000 personnes (France métropolitaine et DOM, population de 20 à 59 ans) souffrent d'au moins une limitation fonctionnelle. Dans cette population, 420

1. Personnes en situation de handicap, souffrant d'une incapacité ou d'une limitation d'activité

2. <http://www.observationsociete.fr/sante/handicap/letat-du-handicap-en-france.html>

3. https://www.cnsa.fr/documentation/17-09_cnsa_chiffrescles_2017_exe2_bd.pdf

000 personnes ont aussi une reconnaissance administrative, 420 000 déclarent également un handicap ressenti, et 730 000 sont à risque de handicap avec les trois critères cumulés.

Ainsi 4,6 millions de personnes qui présentent une forme de handicap, chez les personnes de 20 à 59 ans vivant à domicile, soit 14% de cette population.

Scolarité

350 000 enfants ou adolescents⁴ en situation de handicap ont été scolarisés à la rentrée 2015, dont 279 000 en milieu ordinaire (soit 80%, et 20% en établissement hospitalier ou médico-social). On peut noter que 8 359 enfants bénéficient d'une scolarité partagée entre un établissement spécialisé et une école ordinaire.

Emploi

On dénombre 2,7 millions de personnes⁵ en âge de travailler (15 à 64 ans) bénéficiaires d'une reconnaissance administrative d'un handicap ou d'une perte d'autonomie. Parmi eux :

- 81% occupent un emploi ordinaire ;
- 8% travaillent au sein d'un établissement et service d'aide par le travail (ESAT) ;
- 7% occupent un emploi en entreprise privée avec une aide à l'emploi de travailleurs en situation de handicap ;
- 2% occupent un emploi spécifique dans la Fonction publique ;
- 2% travaillent en entreprise adaptée (EA).

Ainsi parmi les 43% des personnes actives (parmi les personnes bénéficiaires d'une reconnaissance administrative du handicap), 35% sont en emploi et 8% sont au chômage. Ces personnes en emploi sont au nombre de 938 000 personnes : 477 000 hommes et 461 000 femmes.

122600 personnes sont accueillies dans les 1 400 établissements et services d'aide par le travail (ESAT).

2,51 millions de personnes bénéficiant d'une reconnaissance administrative de leur handicap (RQTH) sont bénéficiaires de l'obligation d'emploi des travailleurs handicapés (OETH).

8,3 millions est le nombre estimé de proches aidants en France.⁶ On estime à 164 milliards d'euros la contribution qu'ils apportent à l'économie française. Par ailleurs, 13% des salariés – et 20% des salariés de plus de 40 ans – s'occupent aujourd'hui d'un proche dépendant.

Aide à l'autonomie

Les finances publiques contribuent à la compensation de la perte d'autonomie des personnes âgées et des personnes handicapées pour un montant total de 61.4 milliards d'euros. Ce montant «Sécurité sociale» prend en compte :

- Pour l'assurance maladie, les pensions d'invalidité et les dépenses en unités de soins de longue durée ;
- Pour l'assurance vieillesse, l'action sociale en faveur des personnes âgées ;
- Pour la CNAF (Caisse Nationale Assurances Familiales), l'allocation d'éducation de l'enfant handicapé et l'allocation de présence parentale ;
- Les exonérations de cotisations pour l'emploi d'une aide à domicile.

4. Source : DARES 2016 - Les chiffres clés de l'aide à l'autonomie 2018, CNSA.

5. Source : Enquête emploi 2015 ; INSEE, traitement DARES - Les chiffres clés de l'aide à l'autonomie 2018, CNSA.

6. Source : <https://www.talenteo.fr/chiffres-handicap-2015/>

La CNSA (Caisse Nationale de Solidarité pour l'Autonomie) a consacré en 2017, par ses ressources propres et les crédits d'assurance maladie qu'elle gère, plus de 25 milliards d'euros au financement des politiques d'aide à l'autonomie, destinés aux personnes âgées et aux personnes handicapées.

Le montant total des aides sociales pour les personnes âgées en 2015 se monte à 8 milliards d'euros. On compte 1 265 000 bénéficiaires payés au titre de l'allocation personnalisée d'autonomie (APA) en décembre 2015, dont 748 000 à domicile et 517 000 en établissement.

La prestation de compensation du handicap (PCH) a été introduite en 2006 pour remplacer progressivement l'allocation compensatrice pour tierce personne (ACTP). La PCH enfants a démarré en 2008. Les Caisses d'allocations familiales (CAF) versent l'allocation d'éducation de l'enfant handicapé (AEEH), destinée à soutenir les personnes assurant la charge d'un enfant en situation de handicap, et l'allocation aux adultes handicapés (AAH). Ainsi :

- 1 089 844 personnes sont bénéficiaires de l'AAH (Allocation aux adultes handicapés) au 31 décembre 2016.
- 254 868 personnes sont bénéficiaires de l'AEEH (Allocation d'éducation de l'enfant handicapé) au 31 décembre 2016.

Les aides techniques

La loi française nous indique que : «Toute personne handicapée a droit à la solidarité de l'ensemble de la collectivité nationale, qui lui garantit, en vertu de cette obligation, l'accès aux droits fondamentaux reconnus à tous les citoyens ainsi que le plein exercice de sa citoyenneté». Elle pose ainsi le principe de droit à compensation des conséquences du handicap. Il vise à permettre à la personne handicapée de faire face aux «conséquences de son handicap quels que soient l'origine et la nature de sa déficience, son âge ou son mode de vie». ⁷ Selon la loi, il englobe «des aides de toute nature à la personne ou aux institutions pour vivre en milieu ordinaire ou adapté» en réponse aux besoins identifiés lors de l'évaluation individualisée.

Ainsi, associées aux aides humaines, les aides techniques contribuent pleinement à la préservation de l'autonomie des personnes en situation de handicap et des personnes âgées et à la compensation des situations de handicap, améliorant ainsi leur qualité de vie. Selon la norme NF EN ISO 9999, est considéré comme produit d'assistance (ou aide technique) tout produit (y compris tout dispositif, équipement, instrument et logiciel) fabriqué spécialement ou généralement sur le marché, utilisé par ou pour les personnes en situation de handicap, destiné à :

- favoriser la participation ;
- protéger, soutenir, entraîner, mesurer ou remplacer les fonctions organiques, les structures anatomiques et les activités ;
- prévenir les déficiences, les limitations d'activité et les restrictions de la participation.

De plus, selon l'annexe 2-5 du Code de l'action publique et des familles, «les aides techniques qui peuvent être prises en compte au titre de la prestation de compensation sont tout instrument, équipement ou système technique adapté ou spécialement conçu pour compenser une limitation d'activité rencontrée par une personne du fait de son handicap, acquis ou loué par la personne handicapée pour son usage personnel».

La liste des aides techniques qui entrent dans le champ de la prestation de compensation est précisée dans ce même texte et les classe en trois catégories :

- Le matériel figurant sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) : matériel pris en charge par la Sécurité Sociale avec un taux de remboursement défini. La somme remboursée est une somme forfaitaire. Elle comprend par exemple les lits médicaux, les coussins anti-

7. Art. L. 114-1-1 du Code de l'action sociale et des familles

escarres, les fauteuils roulants, les prothèses auditives, etc. L'attribution de l'aide est soumise à une prescription médicale. Par exemple, pour le cas des fauteuils roulants, l'inscription sur la L.P.P.R. nécessite une évaluation technique préalable par le Centre d'Étude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (C.E.R.A.H.) situé à Woippy à coté de Metz.

- Le matériel ne figurant pas sur cette liste : certaines aides techniques qui ne sont pas prises en charge par la Sécurité Sociale peuvent l'être dans le cadre de la prestation de compensation. Il s'agit par exemple des aides à l'habillage, à l'hygiène (barres d'appui, siège de bain), à la mobilité (accessoires fauteuils, cyclomoteurs), aux activités domestiques, à la communication (aides optiques, téléphone, synthèse vocale, alarmes) ;
- Les équipements d'utilisation courante ou comportant des éléments d'utilisation courante : lorsqu'ils sont destinés à faciliter l'usage pour la personne handicapée, la prise en charge des surcoûts des équipements d'utilisation courante peut être réalisée. Par exemple, les accessoires ou options ne sont pris en charge que lorsqu'ils répondent à des besoins directement liés à la compensation de l'activité ou des activités concernées.

Quel que soit le handicap (moteur, sensoriel, mental), se déplacer constitue souvent une difficulté majeure dans la vie des personnes en situation de handicap ou en perte d'autonomie. En effet, pour pouvoir effectuer cette tâche simple, il faut disposer d'une aide technique vous permettant d'effectuer un déplacement (fauteuils, cannes, véhicules adaptés).

C'est pourquoi, la majorité de mes travaux, se focalise sur une population particulière de personnes en situation de handicap : celles dont le degré d'autonomie ne leur permet plus d'utiliser un fauteuil manuel. On y retrouve des personnes atteintes de Tétraplégie, Myopathie, Paralysie Cérébrales (PC), de pathologies évolutives comme la Sclérose en Plaques (SEP). Le fauteuil roulant électrique est alors le seul moyen de rendre la mobilité à ces personnes. C'est donc cette aide technique qui est au centre de mes travaux de recherche.

Le fauteuil roulant électrique (FRE) : organe de mobilité

Le fauteuil roulant électrique (FRE) est devenu une technologie d'aide à la mobilité essentielle pour les personnes ayant une déficience motrice. Il est avant tout destiné à toute personne en situation de handicap et éprouvant des difficultés à propulser elle-même un fauteuil roulant manuel soit en raison de sa déficience, soit en raison de sa situation environnementale et qui dispose de capacités cognitives permettant d'assurer la maîtrise du fauteuil motorisé. Une autre caractéristique est que le déplacement est directement commandé par l'utilisateur par l'intermédiaire d'un boîtier de commande. La conduite du fauteuil s'effectue généralement par l'intermédiaire d'un joystick mais parfois l'utilisation d'une commande spéciale est indispensable (au menton, à la tête, par contacteurs, avec défilement, au souffle, à induction...).

Pour une personne, le fait de devoir acquérir un fauteuil (qu'il soit manuel ou électrique suivant le degré d'autonomie), c'est accepter de perdre une partie de son indépendance. Cela n'est ni agréable ni simple à gérer. C'est pourquoi, il doit être choisi avec soin, car en plus de permettre le déplacement, il doit être confortable car la personne y sera assise de nombreuses heures. Ainsi le fauteuil doit être adapté à la morphologie, et le positionnement étudié en fonction du handicap : le choix de l'assise peut être varié sur certains modèles et la possibilité de verticalisation envisagée, le cas échéant. Le fauteuil est aussi défini pour un usage à dominante intérieure ou, au contraire, extérieure. La prise en compte de tous ces paramètres permettra une meilleure acceptabilité de cette aide technique.

Cependant, l'accès au fauteuil roulant électrique n'est pas automatique. À la suite de la prescription par un médecin, une évaluation de conduite préalable est effectuée par une équipe pluridisciplinaire constituée au minimum d'un médecin de médecine physique et de réadaptation et d'un ergothérapeute ou kinésithérapeute. Si l'essai s'avère positif, le médecin délivre un certificat attestant l'adéquation

du fauteuil au handicap de l'utilisateur, précisant que ses capacités cognitives lui permettent d'en assurer la maîtrise et mentionnant les caractéristiques que doit avoir le fauteuil (tout particulièrement le type d'assise et de commande). Cet essai préalable est réalisé pour toute acquisition d'un premier fauteuil, et en cas de renouvellement, lorsque la catégorie du fauteuil n'est plus la même (par exemple s'il doit posséder un verticalisateur, ou encore être capable de monter/descendre un escalier).

Un nombre important d'utilisateurs potentiels de FRE éprouvent des difficultés à conduire ou sont complètement incapables de conduire. Dans une étude américaine réalisée en 2000 [72], pour laquelle les conclusions restent valables, les auteurs ont constaté que parmi les utilisateurs habituels de FRE, 32% éprouvaient des difficultés avec des manœuvres compliquées (entrer et sortir d'un ascenseur, franchir une porte étroite, etc.) et 9% étaient complètement incapables d'effectuer ces manœuvres sans assistance. Dans cette même étude, 85% des cliniciens participants à l'étude ont déclaré avoir vu un certain nombre de patients chaque année qui ne peuvent pas utiliser un FRE parce qu'ils n'ont pas les compétences motrices, la force ou l'acuité visuelle requises. Une étude ultérieure [211], qui incluait la classification et la quantification des pathologies et des incapacités associées, a déduit qu'entre 1,4 et 2,1 millions de personnes (plus de 15 ans) aux États-Unis seraient des utilisateurs potentiels de FRE.

Pour assister cette population, plusieurs chercheurs ont utilisé des technologies développées à l'origine pour les robots mobiles afin de créer des «fauteuils roulants intelligents (FRI)». Un fauteuil roulant intelligent («Smart Wheelchair») consiste généralement en un fauteuil roulant électrique standard auquel un ordinateur et un ensemble de capteurs ont été ajoutés. Des fauteuils roulants intelligents ont été conçus pour fournir une assistance de navigation à l'utilisateur de différentes manières, comme pour assurer un déplacement sans collision, faciliter l'exécution de tâches spécifiques (par exemple, passer les portes) et transporter de manière autonome l'utilisateur entre des différents emplacements.

Ainsi près de la moitié des patients incapables de contrôler un fauteuil roulant électrique par des méthodes conventionnelles pourraient accéder à l'autonomie à grâce à un système d'assistance à la navigation.

Devant ce constat, il me paraissait important d'essayer d'apporter une réponse à l'aide de mes compétences de chercheur et de proposer ce type d'assistance en me basant sur des outils et méthodes issus de la robotique mobile et du traitement du signal.

Vers l'analyse du système Pilote-Fauteuil

Mes premiers travaux de recherches dans le domaine des aides techniques ont cherché à apporter un degré d'assistance à l'utilisateur dans sa mobilité en limitant le nombre d'actions de commandes de direction. Pour cela, il est nécessaire que le fauteuil reconnaisse le trajet en cours pour proposer des changements de direction en fonction des habitudes de l'utilisateur. Le travail réalisé porte alors sur la reconnaissance de trajets.

Assistance à la navigation : Reconnaissance de trajet

Le but de ces recherches est d'intégrer une méthode de localisation topologique (cf. paragraphe 3.2.1.2) afin de permettre au fauteuil, une fois localisé dans son environnement, de pouvoir assister l'utilisateur dans son déplacement. Cette aide doit permettre de limiter le nombre de commandes de direction nécessaire à la navigation. Car, en fonction des pathologies dont souffre l'utilisateur, il lui est parfois difficile et fatigant de générer ces commandes de direction.

Pour cela, il est nécessaire que le fauteuil reconnaisse le trajet en cours pour proposer des changements de direction en fonction des habitudes de l'utilisateur. Le travail de recherche porte sur la

reconnaissance de trajets. L'originalité du travail est basée sur l'utilisation de la structure multi-agent du système de contrôle du fauteuil intelligent VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteurs) dans laquelle les réactions du fauteuil sont guidées par des comportements (éviter d'obstacles, suivi de mur, suivi de direction...). L'enchaînement de ces comportements peut être vu comme une séquence aléatoire. Cette séquence peut alors être apprise par des Modèles de Markov Cachés (MMC) pour modéliser les trajets effectués par le fauteuil. Cependant les résultats nous ont conduits à intégrer, dans les MMC, des données provenant des capteurs. Mais la difficulté de généralisation et la lenteur des temps d'apprentissage nous ont poussé à utiliser d'autres méthodes.

L'étude s'est alors portée sur la reconnaissance de courbes temporelles, les courbes étant l'évolution temporelle des données provenant des capteurs. Le système de reconnaissance retenu est celui de l'algorithme CONDENSATION (CONDitionnal DENSity propagATION), aussi appelé filtre particulaire ou algorithme de MONTE CARLO, pour sa capacité à déformer le modèle pour mieux se rapprocher des observations et également à intégrer naturellement plusieurs sources d'observations. L'utilisation de cet algorithme a également simplifié le problème puisqu'il est possible de travailler en prenant un seul trajet comme modèle (un seul passage dans un environnement est nécessaire pour l'apprentissage).

Pour lier les modèles, ils sont regroupés dans un réseau composé de nœuds et de transitions où les nœuds représentent les modèles de trajet et les transitions les liens qui existent entre ces trajets. Chaque transition possède également une probabilité qui est utilisée pour proposer à l'utilisateur la direction la plus probable. On suit cette transition lors de l'acquiescement par l'utilisateur et l'on effectue le trajet du modèle suivant.

Tous ces travaux sont détaillés dans le chapitre 3. Bien que les résultats soient concluants, les difficultés de transfert technologique des fonctionnalités des Fauteuils Intelligents vers le commerce, mais aussi celles imposées par des essais sur des prototypes (ingénierie chronophage, pannes récurrentes, essais très difficiles avec des personnes en situation de handicap), m'ont poussé à modifier mon axe de recherche. L'idée directrice était de travailler en amont en essayant d'améliorer l'accès aux aides techniques existantes pour les patients plutôt que de modifier les aides techniques du marché. Ainsi, dans ce contexte de conduite de FRE qui peut conduire à des problèmes de sécurité, d'ergonomie et des difficultés d'utilisation, il convient d'évaluer précisément les performances de l'utilisateur. Afin d'éviter les écueils des tests réels, une alternative prometteuse consistait à utiliser Réalité Virtuelle. C'est ainsi que j'ai démarré la conception du simulateur ViEW puisque qu'aucun outil adéquat n'était disponible à cette époque.

ViEW : Simulateur de Fauteuil Roulant Électrique

ViEW (Virtual Electric Wheelchair), développé par mes soins *ab initio*, est un démonstrateur mais aussi une plateforme de recherche qui doit aboutir à un transfert technologique à moyen/long terme. Il permet d'analyser finement les actions de l'utilisateur en interaction avec le fauteuil lors de la conduite pour obtenir une bonne évaluation de ses capacités. Il est utilisé dans 2 centres de réadaptation (Institut Régional de Réadaptation de Flavigny sur Moselle et Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle de Fraiture en Condroz, Belgique) ainsi qu'au CERAH (Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés) de Metz-Woippy.

Comme nous l'avons déjà énoncé, le fauteuil roulant électrique est une aide technique indispensable pour rendre la mobilité et l'autonomie aux personnes. De nombreuses innovations technologiques permettent de s'adapter à la grande diversité des utilisateurs et des situations pathologiques. Ainsi des paramètres comme la vitesse ou l'accélération maximales admissibles sont réglables pour tenir compte des possibilités physiques de l'utilisateur. Cette personnalisation du fauteuil s'effectue toutefois de façon empirique faute d'outils ou de méthodes objectives pour tester l'adéquation homme-fauteuil.

D'autre part, pour de nombreux utilisateurs potentiels, l'accès au fauteuil roulant électrique est difficile voire impossible du fait de troubles moteurs trop sévères. On peut envisager de pallier ces difficultés en développant de nouveaux modes d'interaction homme-machine ou en introduisant des primitives de navigation automatique (détection automatique d'obstacles, suivi de murs, etc.). Dans tous les cas se pose le problème de l'évaluation de ces nouvelles fonctionnalités. En effet, pour des raisons physiologiques (fatigabilité importante), psychologiques (acceptabilité de l'aide technique) et de sécurité (fiabilité des prototypes), il est souvent difficile d'expérimenter en conditions réelles des aides techniques de ce type avec ce type de population. On cherche alors à développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique qui permettent :

- de paramétrer de façon objective le fauteuil de chaque utilisateur (vitesse maximum, accélération maximum, bande morte autour de la position centrale du joystick, retard au démarrage...);
- de tester les capacités de conduite d'un utilisateur potentiel de fauteuil électrique;
- d'expérimenter des fonctionnalités nouvelles en toute sécurité et en s'affranchissant des contraintes matérielles lourdes inhérentes à la conception de prototypes de fauteuils intelligents;
- de réaliser un apprentissage sécurisé à la conduite de fauteuil.

Plusieurs projets de simulateur de conduite en fauteuil roulant électrique ont été relatés dans la littérature depuis les années 1990 mais leur utilisation n'est cependant pas encore une pratique courante en rééducation. Les évolutions récentes en matière de logiciels de conception d'environnement 3D et de moteur temps réel permettent de développer plus rapidement des applications de réalité virtuelle. L'utilisation de ces techniques représente une avancée importante dans le domaine de la réadaptation des personnes handicapées en leur fournissant une assistance et un apprentissage à la conduite des fauteuils roulants électriques. Avec la réalité virtuelle, il est devenu aussi plus facile aux personnes handicapées de développer des stratégies cognitives et une habileté perceptuelle utiles pour la conduite des fauteuils roulants électriques. Ce travail s'inscrit aussi dans le cadre de l'étude de la tâche de conduite d'un fauteuil électrique par une personne handicapée. Comme il est difficile (dangerosité) et coûteux de mettre en œuvre ces apprentissages sur de vrais fauteuils roulants électriques, nous utilisons notre simulateur à cette fin.

Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-Fauteuil roulant électrique

Mon travail consiste donc à concevoir une méthode et des outils d'analyse objective de la tâche de conduite en FRE. Dans ce cadre général de l'évaluation en simulation des performances de conduite, une première approche développée, porte sur la définition d'indicateurs de performance de conduite en étudiant les données issues de la simulation à l'aide de méthodes statistiques et d'analyses fréquentielles. Cela doit permettre de mieux comprendre les spécificités de la commande d'un fauteuil électrique. Ensuite par comparaison avec une conduite de référence, ces méthodes objectives fourniront des paramètres discriminants d'une conduite optimale. Un système de mesures simples fournissant diverses indications sur la performance de conduite à travers les données acquises est l'un des principaux avantages de l'utilisation d'un simulateur.

La nature de ces indicateurs peut être très différente : durée de la tâche de conduite, nombre de mouvements sur le joystick [16], analyse spectrale de ces mouvements [187], vitesse moyenne, écart moyen par rapport à une référence [241] ou par rapport à une trajectoire optimale [187], la longueur d'une trajectoire ou le nombre de collisions [257]. [124] ont, par exemple, validé 4 critères de performance (temps, vitesse, nombre de collisions, erreur quadratique moyenne à partir d'une trajectoire de référence) pour évaluer les compétences de conduite en FRE. Dans [154], les auteurs ont utilisé le temps de réalisation des tâches pour prouver que l'entraînement à l'aide d'un simulateur est un moyen efficace pour les utilisateurs d'apprendre à utiliser un vrai FRE. Une autre étude a

examiné plusieurs critères de performance [240] en utilisant le nombre de mouvements sur le joystick, le temps de parcours et la variabilité directionnelle moyenne pour différencier les compétences de conduite en FRE. Dans un travail précédent [181], nous avons utilisé le temps de parcours, la moyenne et l'écart type des trajectoires, l'analyse fréquentielle des données d'angle du joystick pour évaluer l'apport d'un joystick à retour de force dans la conduite du FRE par des enfants avec des incapacités motrices.

Une seconde approche, complémentaire de la précédente, de cette problématique est abordée en collaboration avec le Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT, Algérie). Elle consiste à utiliser un modèle mathématique pour modéliser le couple «Homme-Fauteuil» afin d'analyser le comportement de l'utilisateur dans sa tâche de conduite. Pour cela nous allons utiliser un modèle issu de la théorie du contrôle manuel : le modèle OPCM (Optimal Control Preview Model). Ce modèle proposé par Sharp [227] permet de modéliser l'opérateur comme un moyen d'acquisition des échantillons de la trajectoire visible devant l'utilisateur. Il est basé sur le paramètre de la durée anticipée devant le pilote (« preview time ») T_p dont on déduit la distance visible D_v . Il est très souvent utilisé pour modéliser le comportement de poursuite du pilote de véhicule.

Finalement, tous ces indicateurs de performance vont permettre de mieux comprendre les spécificités de la conduite d'un fauteuil roulant électrique et seront confrontés à l'expertise des ergothérapeutes afin de les valider.

Reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes

Afin de compléter cette connaissance du système «Homme-Fauteuil» en situation de conduite, il me semble très important de pouvoir évaluer l'impact de l'état émotionnel de l'utilisateur sur ses capacités de conduite. Pour cela je me suis impliqué dans un projet à visée applicative plus large portant sur la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes afin d'acquérir les compétences nécessaires. Ce projet pluridisciplinaire, nommé PsyPocket, a associé les chercheurs en neurosciences comportementales, en traitement du signal et en électronique de notre laboratoire.

L'objectif final de ce projet est d'apporter une aide individualisée dans la gestion des émotions de manière à maintenir un niveau de performance satisfaisant. Ce projet est basé sur la réalisation d'un dispositif portable qui, à partir de modifications physiologiques, psychologiques, comportementales, cognitives et/ou biomécaniques, renseignera finement sur l'état émotionnel ressenti et les conséquences attendues sur des niveaux de performances de complexité variable. Ce dispositif constituera une aide directe ou indirecte (gérée par un tiers) individuelle ou de groupe en informant sur l'interaction état émotionnel/performance pour ensuite proposer des solutions adaptées pour gérer l'état émotionnel auquel est confronté l'individu. Il pourra servir à des personnes soumises à des situations de stress (professionnelles, sportives...) ou d'urgence (spationautes, pompiers, militaires, alpinistes, plongeurs...) mais également à des gens qui présentent différentes pathologies (émotionnelles, Parkinson, AVC...). Enfin ce dispositif pourrait également être utilisé dans la surveillance des personnes dans le cadre du maintien à domicile (personnes âgées, handicapés). Dans ce contexte, notre objectif est de réaliser un prototype permettant l'évaluation fine d'un état d'anxiété par des mesures convergentes physiologiques (fréquence cardiaque, résistance électrodermale, tension musculaire, température...), comportementales (niveaux attentionnels, temps de réaction...), cognitives (capacités mnésiques, prise de décision...) et/ou biomécaniques (posture, positions articulaires...) afin d'apporter une aide individualisée et adaptée à la situation.

Dans ce cadre global, la recherche consiste à étudier le potentiel de reconnaissance du stress en utilisant les données provenant de sources hétérogènes. Non seulement les signaux physiologiques mais aussi le temps de réaction (Reaction Time – RT) sont utilisés pour reconnaître différents niveaux de stress. Pour acquérir les données relatives au stress d'un individu, nous avons conçu des

expériences avec deux stressseurs différents : un stressseur visuel (test de Stroop) et un stressseur auditif. Au cours de ces expériences, les sujets effectuent des tests RT. Trois signaux physiologiques, l'activité électrodermale (EDA), l'électrocardiographie (ECG) et l'électromyographie (EMG) ainsi que les RT sont enregistrées. Ensuite nous utilisons un classificateur basé sur les machines à vecteurs de support (SVM) pour la reconnaissance de stress en utilisant les signaux physiologiques et le RT. La reconnaissance est ensuite obtenue en fusionnant les résultats de classification de signaux physiologiques et de RT avec la méthode de vote (fusion de décision). On observe alors que la fusion de données améliore la précision de reconnaissance. Ces résultats indiquent que le RT est efficace pour la reconnaissance de stress et que la fusion des signaux physiologiques et du RT peut apporter une meilleure performance de reconnaissance.

Chapitre 1

Curriculum Vitae

Perceval : «Faut arrêter ces conneries de nord et de sud ! Une fois pour toutes, le nord, suivant comment on est tourné, ça change tout !»

Franck Pitiot, Kaamelott, Livre I, Ambidextrie, écrit par Alexandre Astier.

CE CHAPITRE présente de manière détaillée ma situation professionnelle. Il est constitué de 4 parties : mon parcours professionnel, une synthèse concise de mes activités pédagogiques en enseignement, une synthèse de mes activités de recherches et d'encadrement regroupant mon activité d'encadrement doctoral, le positionnement de mes activités de recherches, mon rayonnement scientifique, mes collaborations et mes participations à différents projets de recherche. La dernière partie sera consacrée à ma production scientifique avec une liste classée de mes publications.

Sommaire

1.1	Situation professionnelle	16
1.1.1	Établissement d'affectation	16
1.1.2	Parcours professionnel	17
1.1.3	Diplômes	17
1.2	Synthèse des activités pédagogiques	18
1.2.1	Responsabilités administratives de formation	18
1.2.2	Enseignement des connaissances	18
1.2.3	Enseignement des connaissances issues de la Recherche	18
1.3	Synthèse des activités de recherche et d'encadrement	19
1.3.1	Participation aux instances organisationnelles scientifiques	19
1.3.2	Encadrement Doctoral	19
1.3.3	Encadrement de Master	20
1.3.4	Positionnement de mes activités de recherche	20
1.3.5	Rayonnement scientifique international	22
1.3.5.1	Séjour à l'étranger : chaires franco-brésiliennes	22
1.3.5.2	Jury de thèse	23
1.3.5.3	Jury de master	23
1.3.5.4	Conférences Invitées	23
1.3.5.5	Séminaires	23

1.3.5.6	Relecteur	24
1.3.6	Rayonnement scientifique national	24
1.3.6.1	Jury de thèse	24
1.3.6.2	Comité Consultatif Scientifique et des Usagers	24
1.3.6.3	Comité d'Organisation	24
1.3.6.4	Conférences Invitées	25
1.3.6.5	Présentation Journée IFRATH	25
1.3.6.6	Relecteur	25
1.3.6.7	Animation Scientifique	25
1.3.7	Projets et partenariats	26
1.3.7.1	Projets de recherche internationaux	26
1.3.7.2	Projets de recherche européens	27
1.3.7.3	Projets de recherche nationaux	27
1.3.8	Partenariats	28
1.4	Production scientifique	28

1.1 Situation professionnelle

Yann MORÈRE,
né le 4 Novembre 1972,
à Châtillon sur Seine (21 Côte d'Or),
Nationalité française,
Divorcé, 2 enfants en garde alternée.



Grade : Maître de Conférences Hors Classe; 5ème échelon, 61ème section CNU, nommé en septembre 2001 et titularisé en septembre 2002.

Titulaire de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche (PEDR B) Campagne 2019

<http://orcid.org/0000-0002-2499-7576>

1.1.1 Établissement d'affectation

Enseignant à : UFR SciFA (Unité de Formation et de Recherche Sciences Fondamentales et Appliquées) – Université de Lorraine – Campus Bridoux – Avenue du Général Delestraint 57070 Metz, Tél. +33 (0)3 72 74 89 00.

Coordonnées Personnelles : Bâtiment ISEA, 7 rue Marconi, 57070 METZ Technopôle,
Tél. : +33(0)372749304, Port. : +33 (0)681609780, Fax. : +33(0)372749301,
Email : yann.morere@univ-lorraine.fr,
Sites web : <http://www.lcoms.univ-lorraine.fr/>, <http://www.morere.eu/>.

Chercheur au : LCOMS, Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes EA 7306, Université de Lorraine. Bâtiment ISEA, 7 rue Marconi, 57070 METZ Technopôle.

Profil : Emploi : 61MCF0290, Génie Informatique, Automatique et Traitement de Signal à l'UFR SciFa, Université de Lorraine, Metz.

Thème de recherche : Membre du LCOMS à 100% dans l'AXE 3 – Évaluations Neurobiologiques emOtionS InteractionS et aides à la Personne (ENOSIS) : Systèmes humain-machine, systèmes d'aide à la personne, instrumentation intelligente pour les systèmes d'aide à la personne, domotique. Domaines de recherche : «automatique humaine», technologies d'assistance (assistive technology) et technologie de réadaptation (rehabilitation engineering).

1.1.2 Parcours professionnel

Du 01/10/1997 au 30/09/2000 : Allocataire de recherche et Moniteur ; LAMIH, UMR CNRS 8201, Université Polytechnique Hauts-de-France (précédemment UVHC).

Du 01/10/2000 au 30/08/2001 : A.T.E.R. mi-temps à l'Institut Scientifique et Technique de Valenciennes (ISTV), LAMIH, UMR CNRS 8201, Université Polytechnique Hauts-de-France.

Depuis le 01/09/2001 : Maître de Conférences, 61ème section CNU, LCOMS et UFR SciFa, Université de Lorraine.

Depuis le 01/09/2017 : Maître de Conférences Hors Classe, 61ème section CNU, LCOMS et UFR SciFa, Université de Lorraine.

Depuis octobre 2019 : Titulaire de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche (PEDR B) Campagne 2019.

1.1.3 Diplômes

1989-1990 : Baccalauréat série C, Lycée Désiré Nisard, Châtillon sur Seine (21 – Côte d'Or).

1990-1992 : Diplôme Universitaire de Technologie en Génie Mécanique et Productique, Université de Dijon.

1992-1993 : Diplôme Universitaire de Technologie en Informatique, Université de Dijon.

1993-1995 : IUP Génie Électrique et Informatique Industriel (GEII), Diplôme d'Ingénieur-Maître, Université de Valenciennes.

1995-1996 : DEA ASIH Automatique des Systèmes Industriels et Humains, mention Bien, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC). Mémoire de DEA : «Identification par Réseaux de Neurones Récurrents».

1996-1997 : Service National, 10^{ème} Compagnie de Transmission Divisionnaire, Châlons en Champagne.

1997-2001 : Docteur en Automatique Industrielle et Humaine au LAMIH de Valenciennes. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC). Titre de la thèse : «**Mise en Œuvre de Lois de Commande pour les Modèles Flous de Type Takagi-Sugeno**». Jury : Pierre BORNE, LAIL, Laurent FOULLOY, LAMII, Daniel JOLLY, LSEE, Wilfrid PERRUQUETTI, LAIL, Didier WILLAEYS, LAMIH, Thierry-Marie GUERRA, LAMIH, Noël MALVACHE, LAMIH.

1.2 Synthèse des activités pédagogiques

1.2.1 Responsabilités administratives de formation

- Responsabilité pédagogique de la Licence EEA (Électronique, Électrotechnique et Automatique) de l'UFR Scifa de 2003 à 2005 ;
- Responsabilité de l'organisation de la certification C2I (Certificat Informatique et Internet) Niveau 1 à l'Université Paul Verlaine – Metz de 2006 à 2012 ;
- Correspondant national C2I pour l'UPV-M de 2006 à 2012 ;
- Responsable de l'orientation ISHM (Ingénierie des Systèmes Homme-Machine) du Master 1 EEA pour la contractualisation 2018-2022 ;
- Responsable du parcours type ISHM (Ingénierie des Systèmes Homme-Machine) du Master 2 EEA pour la contractualisation 2019-2022.

1.2.2 Enseignement des connaissances

- 1997-2001 : enseignement au sein de l'ISTV (Institut de Sciences et Technique de Valenciennes de l'UVHC (Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis) dans des filières de 1^{er}, 2nd et 3^{eme} cycles, encadrement de projets de fin d'étude (IUP 3 et DEA).
- Depuis 2001 : enseignement à l'UFR SciFa (Sciences Fondamentales et Appliquée) dans les niveaux L et M, encadrement de projets et de stages de niveau Licence 3, Master 1 et 2 ;
- Depuis 2003 : co-encadrement de doctorants de l'École Doctorale IAEM (Informatique, Automatique, Electronique-Electrotechnique, Mathématiques) Lorraine.

1.2.3 Enseignement des connaissances issues de la Recherche

Cours dispensés en anglais :

- Yann Morère, Simulator and multimodal control interfaces, 4 hours mini course given during the «Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica» CBEB2014 <http://cbeb.org.br/CBEB2014/programacao/pt/#DIA4>, Uberlândia, 13-17 October 2014
- Yann Morère, 3D simulator and Multimodale interface : theory and practice, GdR MACS sponsored Tutorials in Human-machine systems ; *organized by GdR MACS with financial support of CNRS. IFAC 2017 World Congress, Toulouse, France, The 20th World Congress of the International Federation of Automatic Control, 9-14 July 2017*
- Yann Morère, ViEW : a simulator for learning and evaluating the drive of electric wheelchair, EMG signals Acquisition system for Psypocket project, *Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2012*
- Yann Morère, Assisted navigation for smart wheelchair, 3D wheelchair simulator and trajectory modeling and Bio-signals for emotional diagnosis, *Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2011*

Cours d'Initiation à la Recherche :

- **2018 et 2019** : 2h de cours dispensées dans le cadre du module d'initiation à la recherche du master 2 ISHM (Ingénierie des Systèmes Homme-Machine) : «Indicateurs de performances en conduite de fauteuils roulants électriques».

1.3 Synthèse des activités de recherche et d'encadrement

1.3.1 Participation aux instances organisationnelles scientifiques

Commission de spécialistes 2010 et 2011 Membre nommé du Comité de Sélection pour le poste 61_MCF-0405, 61_MCF-124 et 61_MCF-431 du LAMIH, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

1.3.2 Encadrement Doctoral

Codirection de thèses soutenues (3)

R. Grasse : Aide à la navigation pour les personnes handicapées : reconnaissance de trajets. *Thèse de doctorat, LASC, Université Paul Verlaine - Metz, Octobre 2007*. Encadrement : Pr. A. Pruski 50%, Y. Morère 50%, du 01/10/2003 au 05/10/2007.

Situation du docteur : IGE à l'Université de Lorraine depuis 2010.

Publications : 1 revue, 2 conférences internationales, 1 conférence nationale.

B. Zhang : Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes. *Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine - Metz, juillet 2017*. Encadrement : Encadrement : Pr. G. Bourhis 50%, Y. Morère 50%, du 01/10/2014 au 07/07/2017.

Financement : Bourse du MESR.

Situation du docteur : PostDoc en Chine dans le domaine du Deep Learning.

Publications : 3 revues, 2 conférences internationales.

H. Zatla : Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-fauteuil roulant électrique. *Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine - Metz, Décembre 2018*. Encadrement : Encadrement : Pr. G. Bourhis 33%, Y. Morère 33%, A. Hadj-Abdelkader 33% du 01/10/2014 au 11/12/2018.

Thèse en cotutelle avec le Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT, Algérie) dans le cadre d'un partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili (13MDU886) pour la coopération scientifique franco-algérienne avec l'Université de Tlemcen. Financement : PHC Tassilli et Bourse Algérienne.

Situation du docteur : Enseignant-Chercheur à Tlemcen.

Publications : 1 revue, 1 conférence internationale, 2 conférences nationales.

Codirection de thèses en cours (1)

Y. Meziani : Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC, Thèse en cours démarrée en novembre 2018. Encadrement Pr. G. Bourhis 33%, Y. Morère 33%, A. Hadj-Abdelkader 33%.

Thèse en cotutelle avec le Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT, Algérie) dans le cadre d'un partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili (19MDU210) pour la coopération scientifique franco-algérienne avec l'Université de Tlemcen. Financement : PHC Tassilli.

1.3.3 Encadrement de Master (13)

A.C. Malti (2001-2002) Encadrement d'un stage d'étudiant en D.E.A. Contrôle, Signaux et Communication (C.S.C.). Sujet : Étude et Mise en Œuvre des Modèles de Markov Cachés en vue de la reconnaissance de trajet.

J. Veytizou (2009-2010) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 1 AIH. Sujet : Intégration de commande à retour d'effort dans un simulateur 3D.

O. Al Oumami (2009-2010) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 1 AIH. Sujet : Modélisation de 2 architectures de fauteuil.

J. Veytizou (2010-2011) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Évaluation des performances et modélisation de la conduite de FRE.

P. Cunha Carneiro (2011-2012) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Acquisition et traitement du signal EMG pour la reconnaissance des émotions.

V. Mendes-Lopes (2011-2012) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Réalisation d'un modèle physique du FRE dans le Simulateur 3D ViEW – Virtual Electric Wheelchair.

N. Vitora (2012-2013) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Évaluation de la conduite d'un fauteuil roulant électrique sur le simulateur ViEW.

O. Krim (2012-2013) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Migration de ViEW de Virtools vers Unity 3D.

A. Ouchaoua (2013-2014) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Simulateur View : Intégration du joystick à retour de force dans Unity 3D ; Intégration de l'acquisition dans un boîtier FRE réel.

A. Serier (2014-2015) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Intégration et mise en œuvre de l'Eye Tracker Tobii dans Unity 3D.

A. Hacherouf (2015-2016) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Réalisation du modèle physique du Fauteuil Roulant Électrique dans Unity 3D.

M. Amani (2016-2017) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Finaliser une version installable du simulateur ViEW et Étude de l'enregistrement de données de simulation sur «shield» SD Arduino.

M. Rebib (2017-2018) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Finalisation du simulateur ViEW et développement d'un outil pour l'exploitation des fichiers journaux.

M. Berrada Adil (2019-2020) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Amélioration visuelle des environnements du simulateur ViEW et réalisation d'un livrable.

1.3.4 Positionnement de mes activités de recherche

Positionnement dans le Laboratoire LCOMS Après ma thèse «Mise en œuvre de lois de commande pour les modèles flous de type Takagi-Sugeno» soutenue en 2001 à l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC), j'ai intégré le laboratoire LASC (Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales, EA3467) en septembre 2001 dans l'équipe «Assistance à la mobilité». Mon domaine de recherche s'est orienté sur l'automatique humaine et plus précisément les domaines des technologies d'assistance, (Assistive Technology) et Technologie de réadaptation (rehabilitation engineering).

En 2013 le LCOMS (Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes EA 7306) résulte de la fusion de trois laboratoires : LASC, EA3467, LICM, EA1776 et LITA, EA3097. Je suis dans ce laboratoire membre à 100% de l'axe 3 – Évaluations Neurobiologiques emOtionS InteractionS et aides à la Personne (ENOSIS) : Systèmes humain-machine, systèmes d'aide à la personne, instrumentation intelligente pour les systèmes d'aide à la personne, domotique.

Mes travaux de recherche sont actuellement menés au sein de cette équipe et dans ce cadre, différents axes de recherche ont été explorés.

Axe 1 : Aide à la navigation La robotique pour l'aide aux personnes handicapées s'est grandement développée ces quatre dernières décennies. Le but de cette discipline est d'aider ces personnes au quotidien dans leurs déplacements et la réalisation de tâches courantes. Le travail porte sur l'aide à la navigation pour un fauteuil intelligent et vise à réaliser un système de reconnaissance et de suivi de trajets. Ce système doit, à terme, éviter à l'utilisateur de définir tous les changements de direction. En effet, dans les cas de handicap sévères, seuls quelques signaux de commande sont perceptibles et il est généralement très fatiguant pour ces personnes de générer ces signaux. Le travail effectué dans la thèse de R. Grasse s'inscrit dans le projet VAHM (Véhicule Autonome pour personnes Handicapés Moteurs) qui utilise des fauteuils électriques du commerce sur lesquels ont été ajoutés une série de capteurs et un calculateur. Le projet VAHM utilise un système multi agents pour contrôler le fauteuil. Différents comportements (suivi de direction, suivi de mur, évitement d'obstacles,...) sont mis en œuvre pour réagir à l'environnement. Dans un premier temps, on étudie la possibilité d'utiliser l'enchaînement des comportements du fauteuil et des données provenant des capteurs ultrasons pour modéliser et reconnaître un trajet en utilisant les Modèles de Markov Cachés Multi Dimensionnels (MMC-MD). Le choix de la méthode de reconnaissance s'est porté sur l'algorithme Condensation. Ce système possède de nombreux avantages dont celui de ne pas avoir besoin de modèle complexe puisque un seul trajet de référence est nécessaire pour réaliser la reconnaissance. Ces modèles de trajets sont ensuite mis dans un réseau bayésien pour faciliter les transitions d'un modèle à l'autre. Finalement la reconnaissance a été mise en œuvre en conditions réelles sur le fauteuil VAHM.

Ces travaux ont fait l'objet de la thèse de R. Grasse : «Aide à la navigation pour les personnes handicapées : reconnaissance de trajets.», Thèse de doctorat, Université Paul Verlaine - Metz, Octobre 2007

Publication :

R. Grasse, Y. Morère, A. Pruski, Assisted navigation for persons with reduced mobility : path recognition through particle filtering (Condensation algorithm), Journal of Intelligent and Robotics Systems (**impact factor 1.583**), Volume 60, Number 1, 19-57, 2010.

Axe 2 : ViEW – Simulateur de conduite en fauteuil roulant électrique, modélisation et analyse comportementale du système Pilote-fauteuil roulant électrique Ce projet a démarré en 2010. Il concerne l'étude de la tâche de conduite en FRE à l'aide d'un simulateur en réalité virtuelle pour des personnes en situation de handicap. Comme il est difficile (dangerosité) et coûteux de mettre en œuvre ces expériences sur de vrais fauteuils électriques, nous utilisons un simulateur développé au sein de notre laboratoire (<http://lcoms.univ-lorraine.fr/content/d%C3%A9veloppements-d%C3%A9monstrateurs-logiciels>). Cette problématique est abordée en collaboration avec le Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT, Algérie). Ce travail est réalisé dans le cadre d'un partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili pour la coopération scientifique franco-algérienne avec l'Université de Tlemcen. Une thèse en cotutelle (co-encadrement à 33%) s'est terminée et soutenue en décembre 2018 : «Modélisation et analyse comportementale du système pilote – fauteuil roulant électrique» par Hicham ZATLA.

Un second partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili a démarré suite à son acceptation en 2018 (CMEP-Tassili 19MDU210) toujours avec le LAT. Ce projet donne lieu à une thèse en cotutelle (co-encadrement à 33%) portant sur l'«Évaluation sur simulateur de conduite en fauteuil électrique pour les personnes post-AVC» par Yesser MEZIANI.

Publications :

Yann Morère, Guy Bourhis, Kévin Cosnuau, Georges Guilmois, Emilie Rumilly & Emmanuelle Blangy, ViEW : A wheelchair simulator for driving analysis, Assistive Technology (**Impact Factor : 1.089**), October 2018, DOI : 10.1080/10400435.2018.1503204 <https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1503204>

Y. Morère, M.A. Hadj Abdelkader, K. Cosnuau, G. Guilmois, G. Bourhis, Haptic control for powered wheelchair driving assistance, IRBM (**Impact Factor : 1.022**), Available online 9 October 2015, ISSN 1959-0318, <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2015.09.003>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031815000998>)

H. Zatla, Y. Morère, A. Hadj-Abdelkader, G. Bourhis, K. Demet, G. Guilmois, N. Bigaut, K. Cosnuau, Preview Distance Index for the Analysis of Powered Wheelchair Driving, IRBM (**Impact Factor : 1.022**), Available online 5 April 2018, ISSN 1959-0318, <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.03.001>. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031818300769>

ICVR 2015 : MotekForce Link Best Poster, OPCM Model Application on a 3D Simulator for Powered Wheelchair, Hicham Zatla, Amine Hadj-Abdelkader, Yann Morère, Guy Bourhis, <http://isvr.org/wp-content/uploads/ISVR-Newsletter-Issue5-2015-08.pdf> page 9

Axe 3 : Traitement de données issues de signaux physiologiques Ces travaux s'inscrivent dans un projet concernant la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes. Ce projet pluridisciplinaire, nommé PsyPocket, associe des chercheurs en neurosciences comportementales, en traitement du signal et en électronique. Il a bénéficié de soutiens financiers de la région Lorraine et de l'université de Lorraine. Une première étape consiste à sélectionner les signaux physiologiques les plus pertinents. Il s'agira ensuite d'implémenter un système évolutif d'acquisition et de traitement de ces variables puis de fusionner les données hétérogènes provenant des capteurs et de l'expertise psychobiologique. Dans le cadre de ce thème de recherche, j'ai co-encadré (50%) la thèse de M. Bô Zhang qui s'intitule «Reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes» soutenue en juillet 2017.

Publications :

Bo Zhang, Loïc Sieler, Yann Morère, Benoît Bolmont and Guy Bourhis, A Modified Algorithm for QRS Complex Detection for FPGA Implementation Circuits, Systems, and Signal Processing (**Impact Factor 1.998**), volume 37, Number 7, pages 3070–3092, Jul 2018, ISSN 1531-5878, <https://doi.org/10.1007/s00034-017-0711-6>, <http://link.springer.com/article/10.1007/s00034-017-0711-6>

B. Zhang, Y. Morère, L. Sieler, C. Langlet, B. Bolmont and G. Bourhis, Reaction Time and Physiological Signals for Stress Recognition, Journal of Biomedical Signal Processing and Control Elsevier, (**Impact Factor : 2.783**), May 1, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.05.003>, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809417300885>,

Bo Zhang, Yann Morère, Loïc Sieler, Cécile Langlet, Benoît Bolmont and Guy Bourhis,, Stress Recognition from Heterogeneous Data, Journal of Image and Graphics (**Impact Factor : 0,16**), Vol. 4, No. 2, pp. 116-121, December 2016. doi : 10.18178/joig.4.2.116-121, <http://www.joig.org/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=44&id=144>

1.3.5 Rayonnement scientifique international

1.3.5.1 Séjour à l'étranger : chaires franco-brésiliennes

L'Université Fédérale d'Uberlândia (UFU), en partenariat avec l'ambassade de France au Brésil, a lancé en 2019 sa première édition du programme de chaires franco-brésiliennes à l'UFU, destiné aux professeurs de l'UFU ou aux chercheurs d'établissements français d'enseignement supérieur et de recherche.

Le programme permet d'accueillir, en 2019, 3 professeurs ou chercheurs d'établissements d'enseignement supérieur français pour une durée de 60 jours chacun. Le programme privilégie l'établissement de partenariats entre deux équipes de recherche, dans une perspective de continuité et de réciprocité.

Avec Eduardo Naves (professeur hôte), nous avons soumis un dossier de recherche visant à «concevoir et évaluer en situation écologique une IHM multimodale basée sur les signaux physiologiques émis par l'utilisateur, une personne en situation de handicap moteur sévère». Des enseignements sont aussi prévus pendant ce séjour et ils s'articuleront autour de la Réalité Virtuelle et la Simulation pour la réhabilitation.

Notre projet a été sélectionné pour la période **Août-Septembre 2019**. Ces premiers 2 mois au Brésil ont été mis à profit pour initier le projet, nouer les contacts avec les différentes équipes et démarrer concrètement le développement des outils et algorithmes nécessaires à sa mise en œuvre.

1.3.5.2 Jury de thèse

- Examineur de la thèse de Carlos Galvão Pinheiro Jr : « Assistive technology for the severe motor impaired by using online processing of motor unit action potentials of facial muscles », soutenue le 12 juillet 2013

1.3.5.3 Jury de master

- Jury de Master Université de UFU Brésil : « Interface Multimodale Aplicada à Comunicação Alternativa de Pessoas com Deficiências Motoras Graves », Lucas Alatamirando de Andrade da Rocha, 2013. para obtenção do título de Mestre em Ciências.
- Jury de Master Université de UFU Brésil : « Configurações para métodos de acesso por escaneamento », Daniel Teodoro Gonçalves Mariano, 2016. para obtenção do título de Mestre em Ciências.

1.3.5.4 Conférences Invitées

Yann Morère 3D simulator and Multimodal interface : theory and practice
GdR MACS sponsored Tutorials in Human-machine systems ;
organized by GdR MACS with financial support of CNRS. IFAC 2017 World Congress, Toulouse, France, The 20th World Congress of the International Federation of Automatic Control, 9-14 July 2017

Yann Morère Simulator and multimodal control interfaces
4 hours mini course given during the «Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica» CBEB2014 <http://cbeb.org.br/CBEB2014/programacao/pt/#DIA4>, Uberlândia, 13-17 October 2014

Yann Morère ViEW a Powered Wheelchair Simulator for driving analysis
Presentation given during the «Sessão temática especial 9 : Tecnologias Assistivas do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica» CBEB2014 <http://cbeb.org.br/CBEB2014/programacao/pt/#DIA5>, Uberlândia, 13-17 October 2014

1.3.5.5 Séminaires

Yann Morère Assisted navigation for smart wheelchair, 3D wheelchair simulator and trajectory modeling and Bio-signals for emotional diagnosis
Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2011

Yann Morère ViEW : a simulator for learning and evaluating the drive of electric wheelchair, EMG signals Acquisition system for Pspocket project

Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2012

1.3.5.6 Relecteur

- **2020** : Relecteur pour la revue MDPI Sensors <http://www.mdpi.com/journal/sensors/> (manuscrit sensors-938360)
Relecteur pour la revue Virtual Reality (VIRE) <https://www.springer.com/journal/10055> (manuscrit VIRE-D-19-00159)
Relecteur pour le Journal Technology and Disability
<http://www.iospress.nl/journal/technology-and-disability/> (manuscrit 20-0263)
- **2019** : Relecteur pour le Journal Technology and Disability <http://www.iospress.nl/journal/technology-and-disability/> (manuscrit 19-0251)
- **2019** : Relecteur pour la revue Applied Sciences (MDPI journal (manuscrit applsci-565949)
- **2018** : Relecteur pour la revue Cognition, Technology & Work (manuscrit CTWO-D-18-00250) ;
- **2017** : Relecteur pour la revue Journal of Bionic Engineering (manuscrit BIONIC-D-17-00066) ;
- **2017** : Relecteur pour la revue Journal of Intelligent & Robotic Systems (manuscrit JINT-D-16-00575)
- **2008** : Relecteur pour la conférence IROS 2008, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sept, 22-26, 2008.

1.3.6 Rayonnement scientifique national

1.3.6.1 Jury de thèse

- Membre du jury de thèse de Mourad Ennaji en tant qu'examinateur : « Architecture symbiotique pour la commande d'un robot mobile : modélisation par agent. Application au fauteuil intelligent VAHM », soutenue le 3 décembre 2003
- Membre des jurys de thèse de Régis Grasse, Bô Zhang et Hicham Zatla en tant que co-encadrant.

1.3.6.2 Comité Consultatif Scientifique et des Usagers

2019-2022 : Depuis 2010, le Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH^{1,2}) dispose d'un comité consultatif scientifique et des usagers dont le rôle est d'examiner les travaux menés par le centre dans tous ses domaines d'activité, et notamment dans le domaine de la recherche, et de donner son avis sur les projets qui lui sont soumis. Ce comité réunit des personnalités des milieux universitaires, des médecins, des fabricants de dispositifs médicaux et de représentants des fédérations d'anciens combattants. Le centre fait appel à moi pour faire partie de ce comité et j'ai accepté cette proposition pour la période 2019-2022.

1.3.6.3 Comité d'Organisation

HuMaN07 : Human Machine iNteraction Conference 12–14 Mars 2007, Timimoun, Algérie. Membre du Comité d'organisation de la conférence. Mise en place et gestion du site de la conférence <http://human07.univ-metz.fr/>, réalisation des actes.

1. Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés route de Rombas, Bellevue - BP 50719, 57147 WOIPPY CEDEX FRANCE

2. Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés 6, boulevard des invalides 75700 PARIS 07SP

Conférence Handicap 2014 – Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie. 11–13 Juin 2014, Paris Porte de Versailles. Membre du Comité d'Organisation de la conférence. Réalisation des actes.

Challenge Handicap & Technologies 2016 à l'Université de Lorraine à Metz. <https://ifrath.fr/challengeht/editions-precedentes/edition-2016/>, 25–27 Mai 2016, Membre du Comité d'Organisation.

Conférence Handicap 2018 – Recherches pluridisciplinaires pour l'autonomie des personnes en situation de handicap. <https://ifrath.fr/handicap2018/> 13–15 Juin 2018, Paris Porte de Versailles. Membre du Comité d'Organisation et Comité Scientifique de la conférence. Réalisation des actes. Président de la session Poster de la conférence.

Conférence Handicap 2020 – Technologies pour l'autonomie et l'inclusion. <https://ifrath.fr/handicap2020/> 4–6 Novembre 2020, Paris Porte de Versailles. Membre du Comité d'Organisation et Comité Scientifique de la conférence. Réalisation des actes.

1.3.6.4 Conférences Invitées

Yann Morère

Analyse et modélisation du système pilote-FRE : Application à l'évaluation de la conduite
Séminaire du groupe thématique Interaction et intelligence collective **GT I2C** du Laboratoire CRISTAL (Centre de Recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille) à l'Université de Lille, 21 novembre 2019, Bâtiment ESPRIT, Avenue Henri Poincaré, 59655 Villeneuve d'Ascq

Yann Morère Analyse et modélisation du système pilote-FRE
Séminaire **GDR - MACS** (modélisation, analyse et conduite des systèmes dynamiques), **GT ASHM** (Groupe de travail Automatisation des Systèmes Homme-Machine), 6 novembre 2014, IMI, 62 bd Sébastopol, Paris

Yann Morère Simulateurs de conduite en fauteuil roulant électrique,
Conférences Challenge Handicap & Technologies, 26 mai 2016 – Metz

Yann Morère Définition d'un indicateur de performance pour l'analyse de la conduite en FRE,
4ème journée GDR - MACS-GT ASHM du 16/11/2016 – Lille

1.3.6.5 Présentation Journée IFRATH

Yann Morère ViEW : un simulateur de FRE pour l'évaluation de la conduite.
<https://ifrath.fr/blog/2019/01/08/reunion-dhiver-2019-17-janvier-2019/>
Journée Scientifique IFRATH, 17 janvier 2019, INJS, Paris

1.3.6.6 Relecteur

- **2018** : Relecteur pour la conférence Handicap 2018 ;
- **2008** : Relecteur pour revue la Sciences et Technologies pour le Handicap Vol.2.

1.3.6.7 Animation Scientifique

- **2019-2022** : Membre élu du collège B au Conseil du Laboratoire LCOMS.
- **Depuis 2001** : Membre de L'IFRATH. L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées (IFRATH) est une Société Savante constituée sous la forme d'une association (loi 1901). Elle rassemble des chercheurs, des utilisateurs et des industriels ayant décidé de mettre en commun leurs compétences afin de créer des synergies permettant de favoriser l'avancement des recherches technologiques et méthodologiques se rapportant aux différents handicaps physiques, sensoriels et cognitifs ;

- **Depuis 2012** : Membre du GDR 720 ISIS (Information, Signal, Image et ViSion) ;
- **Depuis 2014** : Membre de GDR MACS (Modélisation, analyse et conduite de systèmes dynamiques) - GT ASHM (Automatisation des Systèmes Hommes-Machines)
- **Octobre 2018** : Membre élu du CA et secrétaire général de l'IFRATH (Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées) ; Le secrétaire général est le premier contact de l'association avec les chercheurs, utilisateurs et industriels. Je suis donc chargé d'organiser la communication au sein de l'association mais aussi avec l'extérieur essentiellement par l'intermédiaire des outils numériques (site Web, listes de diffusions dont j'assume la gestion) car l'ensemble des membres sont dispersés sur l'ensemble du territoire.
- **17 janvier 2019** : Organisation et coordination de la journée scientifique de l'IFRATH (Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées). Thème : «Les simulateurs de Fauteuils Roulants (Électriques)». Programme : <http://ifrath.fr/blog/2019/01/08/reunion-dhiver-2019-17-janvier-2019/> ;

1.3.7 Projets et partenariats

1.3.7.1 Projets de recherche internationaux

Capes-Cofecub 2008-2012 : Participation au projet Capes-Cofecub MA 627/09 avec le Biolab de l'Université d'Uberlândia (Brésil) : Analyse des signaux électromyographiques de surface en tant qu'interface humain-machine pour des systèmes d'aide à la communication pour personnes handicapés moteurs. <http://www.biolab.eletrica.ufu.br/>, 2 séjours de 20 jours à UFU, 2 conférences invités, 1 conférence internationale <https://ieeexplore.ieee.org/document/6487517/>.

En 2012 l'évaluation conjointe des organismes CAPES et COFECUB à conduit à la notation **A** de notre projet, les objectifs initiaux ayant été atteints et dépassés.

Le bilan en terme de publications est le suivant :

- 2 revues internationales <https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-31> ;
- 1 revue nationale brésilienne ;
- 4 conférences internationales et 2 conférences nationales (1 brésilienne, 1 française) ;
- 1 Thèse en cotutelle soutenue le 12 juillet 2013 : C. GALVAO PINHEIRO Jr, «Alternative communication for people with disabilities using electromyographic signals», doctorat en cotutelle (codirecteurs de thèse : A. Andrade (Biolab, UFU) et G. Bourhis (LCOMS-UL)) ;
- 2 Mémoires de Master Recherche : Paul Audain DESROSIERS, «Conception et évaluation de performances d'IHM à base de signaux physiologiques pour personnes handicapés moteurs», mémoire de master 2 recherche AIH (Automatique Industrielle et Humaine), UPV-M, septembre 2010. Lucas Altamirando de Andrade DA ROCHA, «Multimodal interface applied to alternative communication of people with severe motor disabilities», Master of Sciences, UFU, mars 2013.

CMEP-Tassili 2013-2017 : Participation au projet CMEP-Tassili 13MDU886 avec le LAT de l'Université de Tlemcen (Algérie) : Analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique. <http://lat.univ-tlemcen.dz/>. Séjour en octobre 2013, installation technique et analyse de données. 1 publication «Haptic control for powered wheelchair driving assistance». 1 thèse en cotutelle : «Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-fauteuil roulant électrique». *Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine - Metz, Décembre 2018*. Encadrement : Pr. G. Bourhis 33%, Y. Morère 33%, A. Hadj-Abdelkader 33% du 01/10/2014 au 11/12/2018. Publications : 1 revue, 1 conférence internationale, 2 conférences nationales.

CMEP-Tassili 2019-2022 : Participation au projet CMEP-Tassili 19MDU210 avec le LAT de l'Université de Tlemcen (Algérie) : Rééducation à la conduite en fauteuil roulant électrique pour

personnes post-AVC. <http://lat.univ-tlemcen.dz/>. 1 thèse en cotutelle (co-encadrement à 33%) portant sur les «Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC». par Yesser MEZIANI.

Capes-Cofecub 2020-2023 : Porteur du projet Capes-Cofecub MA957/20 en collaboration avec le laboratoire Núcleo de Tecnologias Assistivas da Universidade Federal de Uberlândia (Brésil) : «Développement d'une interface Humain-Machine pour l'évaluation objective des signes moteurs de la maladie de Parkinson». Ce projet est détaillé dans le chapitre 4 de mon manuscrit d'HDR et est porté conjointement par le professeur Adriano ANDRADE de l'UFU, coté Brésilien, et moi-même, coté français. Il a été évalué et retenu pour une durée de 4 ans sous la référence **MA957/20**. Dans ce projet sont inscrits la réalisation de 2 thèses en co-tutelle et plusieurs séjours pour chercheurs français et brésiliens.

1.3.7.2 Projets de recherche européens

Projet européen CHIST-ERA 2012 : Participation au projet européen CHIST-ERA 2012 avec l'Université technologique de Gdansk (Pologne), l'Université de Sciences Appliquées de Haute Autriche, Université de Sciences Appliquées de Lucerne (Suisse) et l'Université du Luxembourg : Système de lunettes avec interfaces utilisateurs multimodales intelligentes. Applications aux professionnels de santé et personnes en situation de handicap.

1.3.7.3 Projets de recherche nationaux

Projet Psypocket : Participation au projet PsyPocket 2012-2014 : « reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes ». Projet financé par la région Lorraine et de l'Université de Lorraine. Il vise à concevoir un système intelligent, qui à partir de signaux physiologiques bruts (rythme cardiaque, activité électrodermale etc.), va permettre de fournir une indication sur les états émotionnel et physique de la personne. Je suis intervenu dans le seconde phase du projet qui visait l'intégration et l'analyse des signaux physiologiques. Ce projet est le point de départ des travaux de thèse de Bô Zhang.

Projet InnovChair 4.0 : PROJET REGION GRAND-EST (Aide aux projets collaboratifs de R&D et d'innovation) : participation au projet INNOV'CHAIR 4.0, Développement et industrialisation d'une gamme de fauteuils roulants connectés. Le budget s'élève à un montant global 500 K€, et la part laboratoire est de 86.5 K€. Il est porté par l'entreprise LogoSilver pour une durée de 4 ans (2018-2021). Le projet InnovChair vise à l'Intégration sur toute une gamme de fauteuils roulants électriques d'objets connectés et de fonctionnalités intelligentes issues des développements de l'automobile 4.0. J'interviens essentiellement dans la partie du projet concernant «le diagnostic de l'utilisateur» et plus précisément dans l'analyse du comportement de l'utilisateur via l'étude de ses actions sur l'interface de commande (un joystick en général) et de son état physiologique.

Projet ANR AAPG2019 : Dépôt d'un dossier ANR en tant que **porteur** de projet dans le cadre de l'appel à projets générique 2019 (AAPG2019) : «Eyetracking and Virtual Reality for Cerebral Palsy Rehabilitation» EVirCePRE, enregistrée dans le comité d'évaluation scientifique CE19 - Technologies pour la santé; 48 mois, 518k€, LCOMS, LAMIH UMR CNRS 8201 et IRR de Flavigny sur Moselle. Plus de 6500 pré-propositions ont été reçues par l'ANR et à l'issue des évaluations individuelles **notre projet a été sélectionné pour la seconde étape du processus de sélection** (2 735 pré-propositions retenues).

1.3.8 Partenariats

Le développement du Simulateur ViEW (Virtual Electrique Wheelchair, simulateur de Fauteuil Roulant Électrique (FRE) pour personne en situation de handicap. <http://lcoms.univ-lorraine.fr/content/d%C3%A9veloppements-d%C3%A9monstrateurs-logiciels>) est un démonstrateur et une plateforme de recherche qui doit aboutir à un transfert technologique à moyen/long terme. Ses missions sont multiples : paramétrage objectif du FRE pour chaque utilisateur, test des capacités de conduite, expérimentation de fonctionnalités nouvelles en sécurité et apprentissage sécurisé à la conduite. J'ai initié des partenariats avec 2 centres de réadaptation (IRR de Flavigny sur Moselle et CNRF de Fraiture en Condroz) ainsi qu'avec le CERAH (Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés de Metz-Woippy).

CERAH : Partenariat avec le Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés de Metz-Woippy depuis 2009. Ce centre est spécialiste du fauteuil roulant <http://cerahtec.invalides.fr/>. Notre collaboration s'est concrétisée par la réalisation de plusieurs stages de niveau M2 consacrés à l'amélioration du simulateur ViEW. Ils ont été co-encadrés dans les locaux de l'établissement. Afin d'officialiser et de pérenniser ce partenariat nous mettons en place une convention de recherche (en cours d'écriture et de validation).

IRR Flavigny : Partenariat avec l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy <http://irr-nancy.fr/spip.php?rubrique20> et plus particulièrement le centre de médecine physique et de réadaptation pour enfants de Flavigny-sur-Moselle depuis 2010 dans le cadre de :

- l'utilisation du simulateur ViEW pour l'évaluation de l'apport du contrôle haptique lors de la conduite ;
- l'utilisation du simulateur ViEW pour l'apprentissage de la conduite en milieu sécurisé et la définition d'un protocole d'apprentissage en différents niveaux. Les expérimentations ont été effectuées à l'IRR.
- la définition d'un nouveau critère de performance pour l'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique.

Tous ces travaux ont donné lieu à des publications dans des conférences et des revues. L'IRR est aussi un des partenaires du projet ANR soumis en 2018.

CNRF de Fraiture en Condroz : Partenariat avec le Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle de Fraiture en Condroz (Belgique) <http://www.cnrf.be/index.html>. Le simulateur de conduite en fauteuil électrique ViEW a été utilisé pour l'étude de la conduite de personnes dans le cas de maladies dégénératives : exemple de personnes atteintes de sclérose en plaques. Ces travaux ont permis de dégager à partir des données de simulation, des critères pertinents d'évaluation de la conduite de FRE avec cette population. Ils ont conduit à la publication d'un mémoire de stage d'ergothérapeute, d'article de conférences et de revues.

1.4 Production scientifique

Mémoire de Thèse

Y. Morère,

Mise en Œuvre de Lois de Commande pour les Modèles Flous de Type Takagi-Sugeno,
Mémoire de Thèse, L.A.M.I.H - Université de Valenciennes - Janvier 2001.

Mémoires de D.E.A.

Y. Morère,

Identification par réseaux de neurones,

Rapport de D.E.A., L.A.M.I.H - Université de Valenciennes - Juillet 1996.

Publications

Remarques importantes sur le choix des revues impactées Comme décrit dans le manuscrit, mon travail est fortement multi-disciplinaire et traite de l'«automatique humaine», des technologies d'assistance (assistive technology) et des technologies de réadaptation (rehabilitation engineering). Ces domaines ne constituent pas la partie principale de la 61ème section dont je fais partie. Ils sont aux frontières de plusieurs disciplines (61,63,27 et 74) et cela a un impact important sur la manière de mener la recherche et donc de publier. Ainsi les revues traitant de ces orientations ne sont pas nombreuses et de fait ne constituent pas les revues «emblématiques» de la 61ème section. Elles sont cependant très représentatives des domaines énoncés ci-dessus. Ce caractère multi-disciplinaire a aussi permis de valider nos recherches par des communications soumises et expertisées dans des revues et conférences de ces différentes sections.

Par ailleurs, les essais en centre de réadaptation sur des patients en situations de handicap sont longs et difficiles à mettre en œuvre et les populations étudiées sont de petites tailles. Les publications résultantes ne sont donc pas aussi nombreuses que dans le cadre de recherches ne touchant pas à l'«humain».

Chapitre de Livre (1)

Advances, Trends and Assessment of Mobile and Wearable Assistive Technologies

E. Lazaro Martins Naves, G. Bourhis, Y. Morère, P. Pino and A. Barbosa Soares

Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica

XXIX Congresso Brasileiro Em Engenharia Biomédica

Editores : A. de Oliveira Andrade, A. Barbosa Soares, A. Cardoso, E. Afonso Lamounier.

Revues Internationales avec facteur d'impact (7)

R. Grasse, Y. Morère, A. Pruski,

Assisted navigation for persons with reduced mobility : path recognition through particle filtering (Condensation algorithm),

Journal of Intelligent and Robotics Systems (**impact factor 1.583**), Volume 60, Number 1, 19-57, 2010. DOI : 10.1007/s10846-010-9406-y, <http://www.springerlink.com/content/71341256x1151244/>

Y. Morère, M.A. Hadj Abdelkader, K. Cosnuau, G. Guilmois, G. Bourhis,

Haptic control for powered wheelchair driving assistance,

IRBM (**impact factor 1.022**), Available online 9 October 2015, ISSN 1959-0318, <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2015.09.003>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031815000998>)

B. Zhang, Y. Morère, L. Sieler, C. Langlet, B. Bolmont and G. Bourhis,

Reaction Time and Physiological Signals for Stress Recognition

Biomedical Signal Processing and Control (**impact factor 2.783**), Volume 38, 2017, Pages 100-107, ISSN 1746-8094,

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.05.003>, <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809417300885>.

Bo Zhang, Loïc Sieler, **Yann Morère**, Benoît Bolmont and Guy Bourhis,
A Modified Algorithm for QRS Complex Detection for FPGA Implementation
Circuits, Systems, and Signal Processing (impact factor 1.998), volume 37, Number
7, pages 3070–3092, Jul 2018, ISSN 1531-5878,
<https://doi.org/10.1007/s00034-017-0711-6>,
<http://link.springer.com/article/10.1007/s00034-017-0711-6>

H. Zatla, **Y. Morère**, A. Hadj-Abdelkader, G. Bourhis, K. Demet, G. Guilmois, N. Bigaut,
K. Cosnuau,
Preview Distance Index for the Analysis of Powered Wheelchair Driving,
IRBM (impact factor 1.022), Available online 5 April 2018, ISSN 1959-0318,
<https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.03.001>.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031818300769>

Yann Morère, Guy Bourhis, Kévin Cosnuau, Georges Guilmois, Emilie Rumilly & Em-
manuelle Blangy
ViEW : A wheelchair simulator for driving analysis,
Assistive Technology (**impact factor 1.089**), October 2018,
DOI : 10.1080/10400435.2018.1503204
<https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1503204>

Daniel T. G. Mariano, Eduardo L. M. Naves, **Yann Morère**, Pierre Pino, Angela A.
R. de Sá,
Recovery Delay with Visual Feedback to Reduce Errors at Single Switch Scanning Key-
boards,
IRBM (impact factor 1.022), <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2020.10.003> pu-
bliée le 8 octobre 2020.

Revue Internationale (7)

Y. Morère, A. Pruski, M. Ennaji,
A multi-agent control structure for an intelligent wheelchair,
AMSE Modelling, Measurement, Control Journal, 2002.

R. Grasse, **Y. Morère**, A. Pruski,
Assisted navigation for persons with reduced mobility : first results,
AMSE Modelling, Measurement, Control Journal, 2008

Y. Morère, G. Bourhis, G. Guilmois, E. Taverne, L. Coulombel,
View : a simulator for the training and the evaluation of the control of an electric wheel-
chair.
AMSE Modelling, Measurement, Control Journal, Vol. 73, N°3, 2012,

Y. Morère, C. Fritsch, S. Remy, B. Maertens de Noordhout et G. Bourhis,
Powered Wheelchair Simulator : Application to People with Multiple Sclerosis
AMSE JOURNALS-AMSE IFRATH Publication 2014 Modelling C ; Vol. 75 ; N°2 ; pp

177-189, Octobre 2014.

ICVR 2015 : MotekForce Link Best Poster

OPCM Model Application on a 3D Simulator for Powered Wheelchair,

Hicham Zatla, Amine Hadj-Abdelkader, **Yann Morère**, Guy Bourhis

<http://isvr.org/wp-content/uploads/ISVR-Newsletter-Issue5-2015-08.pdf> page 9.

Bo Zhang, **Yann Morère**, Loïc Sieler, Cécile Langlet, Benoît Bolmont and Guy Bourhis,

Stress Recognition from Heterogeneous Data

Journal of Image and Graphics, Vol. 4, No. 2, pp. 116-121, December 2016.

doi : 10.18178/joig.4.2.116-121

<http://www.joig.org/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=44&id=144>

Lucas A. A. Rocha, Eduardo L. M. Naves, **Yann Morère**; Angela A. R. de Sa

Multimodal interface for alternative communication of people with motor disabilities

Accepted on 6/12/2019 in Research on Biomedical Engineering, doi : 10.1007/s42600-

019-00035-<https://www.springer.com/journal/42600>

Revues Nationales (2)

A. Pruski, **Y. Morère**, M. Ennaji,

Le Fauteuil Intelligent VAHM-3 : architecture, commande et premiers résultats,

Revue JESA, Volume 37, n°7-8, 2003.

A. Pruski , **Y. Morère** , O. Horn , G . Bourhis , R. Grasse , M. Sahnoun,

Approche centrée utilisateur pour la conception d'un fauteuil intelligent,

Sciences et Technologies pour le Handicap, Volume 1, 1/2007 1-114, 2007

Conférences invitées internationales (6)

Yann Morère

Analysis and modelling of the pilot-EPW system

Conférences Invités dans le cadre du Programme d'études supérieures en génie biomédical (PPGEB) et le Tutorial Education Program (PET) - Biomedical Engineering

Anfiteatro do bloco 1E, Faculdade de Engenharia Elétrica, Campus Santa Mônica, Uberlândia, MG – 26 Aout 2019

Yann Morère

3D simulator and Multimodale interface : theory and practice

GdR MACS sponsored Tutorials in Human-machine systems ;

organized by GdR MACS with financial support of CNRS. IFAC 2017 World Congress, Toulouse, France, The 20th World Congress of the International Federation of Automatic Control, 9-14 July 2017

Yann Morère

Simulator and multimodal control interfaces

4 hours mini course given during the «Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica»

CBEB2014 <http://cbeb.org.br/CBEB2014/programacao/pt/#DIA4>, Uberlândia, 13-17 October 2014

Yann Morère

ViEW a Powered Wheelchair Simulator for driving analysis
Presentation given during the «Sessão temática especial 9 : Tecnologias Assistivas do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica» CBEB2014
<http://cbeb.org.br/CBEB2014/programacao/pt/#DIA5>,
Uberlândia, 13-17 October 2014

Yann Morère

Assisted navigation for smart wheelchair, 3D wheelchair simulator and trajectory modeling and Bio-signals for emotional diagnosis
Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2011

Yann Morère

ViEW : a simulator for learning and evaluating the drive of electric wheelchair, EMG signals Acquisition system for Psypocket project
Laboratorio de Engenharia Biomedica, Campus Santa Monica, Universidade Federal de Uberlândia, 2012

Conférences invitées nationales (3)

Yann Morère

Analyse et modélisation du système pilote-FRE
Séminaire **GDR - MACS** (modélisation, analyse et conduite des systèmes dynamiques), **GT ASHM** (Groupe de travail Automatisation des Systèmes Homme-Machine), 6 novembre 2014, IMI, 62 bd Sébastopol, Paris

Yann Morère

Simulateurs de conduite en fauteuil roulant électrique *Conférences Challenge Handicap & Technologies, 26 mai 2016 – Metz*

Yann Morère

Définition d'un indicateur de performance pour l'analyse de la conduite en FRE, 4ème journée **GDR - MACS-GT ASHM** du 16/11/2016 – Lille

Conférences Internationales (17)

L. Vermeiren, T.M. Guerra, **Y. Morère**,
Control Laws for continuous TSK Fuzzy Models Using a Simultaneous Stabilization of a Collection of SIMO Models
EUFIT 99, Aachen Allemagne, 1999.

L. Vermeiren, **Y. Morère**, T.M. Guerra,
Comparison of Different Fuzzy Control Laws of an Inverted Pendulum in Real Time,
EUFIT 99, Aachen Allemagne, 1999.

Y. Morère, T.M. Guerra, Laurent Vermeiren,

Stability and Stabilization of Discrete MIMO Fuzzy Models,
IAR-ICD'99 Workshop, Nancy, 1999.

Y. Morère, T.M. Guerra, Laurent Vermeiren,
Non Quadratic Stability and Stabilization of Discrete Fuzzy Models,
ACIDCA '2000, IEEE, Monastir Tunisie, 2000.

Y. Morère, T.M. Guerra, Laurent Vermeiren,
Stabilité et Stabilisation Non Quadratique de Modèles Flous Discrets,
CIFA '2000, IEEE, Lille France, 2000.

W. Perruquetti, T.M. Guerra, **Y. Morère**, Y. Blanco,
Some Remarks about Output and State Feedback Stabilization of Takagi-Sugeno Models,
FUZZ'IEEE 2001, Victoria, Australia, 2001.

A. Pruski, M. Ennaji, **Y. Morère**,
VAHM : A User adapted intelligent wheelchair,
IEEE Conference on Control Application, Galsgow, Scotland, UK, sep 2002.

Y. Morère, A. Pruski, A.C. Malti,
Aided Navigation for Disabled People : Route recognition,
IEEE Conf. on SMC, Hammamet, Tunisie, octobre 2002.

Y. Morère, A. Pruski,
Aided navigation for disabled people : Route Recognition with HMMs - First results,
7th Conf. for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 2003, Dublin, 1-3 sept 2003.

Régis Grasse, **Yann Morère** and Alain Pruski,
Aided navigation for disabled people : Route Recognition with augmented HMMs,
AAATE 2005, Lille, sept. 2005

Régis Grasse, **Yann Morère** and Alain Pruski,
Aided Navigation : route recognition using particle filter,
HuMaN07, Timimoun, Algeria, 12-14 March 2007

Y. Morère, M.A. Hadj Abdelkader, S.M. Meliani, G. Bourhis,
Powered wheelchair driving analysis on a simulator
AAATE2011, 11th European AAATE conference, Maastricht, The Netherlands, 31 août-2 sept, 2011

Andrei Nakagawa Silva, **Yann Morère**, Eduardo Lazaro Martins Naves, Alcimar Soares, Ângela de Sá
Virtual Electric Wheelchair Simulator Controlled by Electromyographic Signals
IEEE Biosignals and Biorobotics conference, Rio de Janeiro, Brasil, 18-20 Feb. 2013

Yann Morère, Guy Bourhis, Kévin Cosnuau, Georges Guilmois, Emmanuelle Blangy and Émilie Rumilly

ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis
ICVR 2015 - International Conference on Virtual Rehabilitation, 9-12 June 2015, Valencia, Spain. doi : 10.1109/ICVR.2015.7358574

Yann Morère, Hicham Zatl, Amine Hadj-Abdelkader and Guy Bourhis
 Defining a new performance indicator for electric wheelchair driving analysis
*1st International Symposium on Last-Mile Smart Mobility, Paris
 November 28-29, 2016, Vélizy, LISV, UVSQ, University Paris Saclay*

B. Zhang, **Y. Morère**, L. Sieler, C. Langlet, B. Bolmont and G. Bourhis
 Stress Recognition from Heterogeneous Data,
International Conference on Biomedical Signal and Image Processing (ICBIP), 2016.

B. Zhang, L. Sieler, **Y. Morère**, B. Bolmont and G. Bourhis, (in press),
 Dedicated wavelet QRS complex detection for FPGA implementation
International Conference on Advanced Technologies for Signal & Image Processing (AT-SIP), 2017.

Conférences Nationales (11)

Y. Morère, T.M. Guerra,
 Stabilisation Quadratique de Modèles Flous par loi de commande CDF
LFA'2000, La Rochelle, France, 2000.

L. Vermeiren, H. Tirmant, T.M. Guerra, **Y. Morère**,
 Stabilisation d'un double pendule inversé
LFA'2000, La Rochelle, France, 2000.

A.Pruski, M. Ennaji, **Y. Morère**,
 VAHM : un fauteuil intelligent adapté à l'utilisateur,
Conférence Handicap 2002, Paris, juin 2002, (Colloque International mais francophone).

Y. Morère, A. Pruski,
 Multi-agent control structure for intelligent wheelchair and aide navigation for disabled people,
IRS 2004, Paris, mars 2004

Régis Grasse, **Yann Morère** et Alain Pruski,
 Navigation assistée pour personne à mobilité réduite : Reconnaissance de trajet,
Handicap 2006, Paris, 7-9 juin 2006

Yann Morère, Sidi Mohamed Meliani et Guy Bourhis,
 Évaluation en simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique,
CIFA 2010, Nancy, 2-4 juin 2010

ViEW : un simulateur pour l'apprentissage et l'évaluation de la conduite de FRE
Yann Morère, Guy Bourhis, Georges Guilmois
Handicap 2012 : 7ème congrès sur les aides techniques pour les personnes handicapées.

Paris, 13-15 Juin 2012

Y. Morère, C. Fritsch, S. Remy, B. Maertens de Noordhout et G. Bourhis

Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques

Handicap 2014 : 8ème congrès sur les aides techniques pour les personnes handicapées.

Paris, 11-13 Juin 2014

H. Zatla, M.A Hadj Abdelkader, **Y. Morère**, G. Bourhis.

Définition d'un indicateur de performance pour l'analyse de la conduite en fauteuil électrique.

Colloque Handicap 2016, Paris, 8-10 juin 2016.

Yann Morère, Guy Bourhis, Hicham Zatla, Amine Hadj-Abdelkader, Georges Guilmois, Kévin Cosnuau, Emmanuelle Blangy, Émilie Rumilly

Indicateurs de performance en apprentissage de conduite de fauteuil roulant électrique,

Colloque Handicap 2018, Paris, 13-15 juin 2018.

Yeser Meziani, Amine Hadj Abdelkader, **Yann Morère**, Guy Bourhis, Meryem Karaou-zène, Mohammed Benmansour

In Search of a Quantifiable Shoulder Rehabilitation Measure : Evaluating Movement Kinematics Using an Orthotic Exoskeleton – Case Study

Colloque JCJC 2019, Paris, 13 juin 2019.

Yeser Meziani, Amine Hadj-Abdelkader, **Yann Morère**, Guy Bourhis, Meryem Karaou-zène, Mohammed Benmansour

Évaluation clinimétrique des mesures cinématiques de rééducation du membre supérieur,

Conférence Handicap 2020, Paris, 4-6 Novembre 2020.

Yeser Meziani, Amine Hadj Abdelkader, **Yann Morère**, Guy Bourhis

S-Map & H-Map des Indicateurs Visuels de la Rééducation du Membre Supérieur par Exosquelette Comme Feedback Accessible au Patient, *Conférence Handicap 2020, Paris,*

4-6 Novembre 2020.

Chapitre 2

Présentation des activités d'enseignement et d'administration

«The Greatest Teacher, Failure Is.»

Yoda – Star Wars Episode VIII : The Last Jedi.

CE CHAPITRE présente mes activités d'enseignement et d'administration au sein de l'ISTV (Institut de Sciences et Technique de Valenciennes de l'UVHC (Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis), de l'UFR SciFa (Unité de Formation et de Recherche de Sciences Fondamentales et Appliquée) de l'Université de Lorraine, mais aussi la gestion transversale de la Certification Informatique et Internet (C2i) de 2006 à 2012 à l'Université de Paul Verlaine-Metz (avant la fusion dans l'université de Lorraine). Les points forts de mon activité d'enseignement concernent la création de nombreux nouveaux cours et travaux pratiques ainsi que les supports électroniques associés dans les domaines de l'automatique et de l'informatique industrielle. La majeure partie de ces enseignements ont été continuellement mis à jour durant ces années pour suivre l'évolution des technologies associées. L'ensemble de mes cours sont disponibles sur la plateforme de cours en ligne de l'université de Lorraine depuis sa mise en service en 2006. Pour la partie administrative, les points majeurs concernent l'organisation globale de la Certification C2i de 2006 à 2012 à l'université de Metz et dernièrement mes responsabilités pédagogiques au sein de notre Master EEA pour lequel je suis responsable de l'orientation M1 ISHM (Ingénierie des Systèmes Humain - Machine) et du parcours M2 ISHM.

Sommaire

2.1	Activités d'enseignement	38
2.1.1	Monitorat et ATER : 1997-2001	38
2.1.2	Maître de Conférences : 2001-2021	38
2.1.2.1	Contractualisation 2001-2004	40
2.1.2.2	Contractualisation 2005-2008	40
2.1.2.3	Contractualisation 2009-2012	41
2.1.2.4	Contractualisation 2013-2017	42
2.1.2.5	Contractualisation 2018-2023	42
2.1.3	Encadrement de stages et de projets	42
2.1.3.1	Projets	42

2.1.3.2	Stages	42
2.2	Formations dispensées aux personnels de l'université	43
2.2.1	Formation Moodle des enseignants-chercheurs primo-entrants	43
2.2.2	Formation Linux pour les personnels	44
2.2.3	Formation Gimp pour les personnels	44
2.3	Activités d'administration	44
2.3.1	Responsabilité de salles de TPs	44
2.3.2	Responsabilité de filières	44
2.3.3	Responsabilité de modules d'enseignement	45
2.3.4	C2i : 2006-2012	45
2.4	Conclusion	46

2.1 Activités d'enseignement

2.1.1 Monitorat et ATER : 1997-2001

Durant les trois premières années de mon doctorat (1997-2000) au LAMIH (Laboratoire d'Automatique Industrielle et Humaine) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, mon monitorat m'a permis de découvrir les activités liées à l'enseignement supérieur. J'ai aussi été formé à la pédagogie grâce aux cours dispensés par le CIES (Centre d'Initiation à l'Enseignement Supérieur). J'ai assuré un total de 196h eq. TD sur l'ensemble des 3 années. J'ai ensuite bénéficié d'un poste d'ATER à 50% pour l'année 2000-2001 dans cette même Université et assuré un total de 96h eq. TD d'enseignement.

Cette première expérience d'enseignement était centrée sur l'enseignement de l'informatique, l'informatique industrielle et l'automatique à l'ISTV de l'UVHC. Ils ont été dispensés dans des filières de 1^{er}, 2nd et 3^{eme} cycles et principalement composés de travaux pratiques. Le tableau 2.2 résume l'ensemble des matières enseignées ainsi que les volumes horaires.

Pendant ces 4 années, j'ai participé activement au développement de ces enseignements par la mise en place de TP d'automatique et la rédaction de différents sujets de TPs programmation Pascal et système Unix. J'ai encadré 3 étudiants d'IUP 3^{eme} année durant leur projet pendant cette même période. J'ai aussi co-encadré un stage d'étudiant en D.E.A. Automatique Industrielle et Humaine (A.S.I.H) dont le sujet était la «Modélisation et Mise en Œuvre de Lois de Commande pour la Stabilisation d'un Double Pendule Inversé».

2.1.2 Maître de Conférences : 2001-2021

Lors de mon recrutement en tant que maître de conférences, j'avais déjà acquis de nombreuses compétences en programmation et système d'exploitation Unix du fait des enseignements dispensés lors de mes années de moniteur mais aussi par intérêt et travail personnel. En effet, cette période (1997-2001) a correspondu avec l'arrivée de Linux dans l'écosystème des systèmes d'exploitation, d'internet, mais aussi de l'émergence massive des logiciels libres dans tous les domaines de l'informatique. J'ai tout de suite été conquis par ces nouveaux logiciels et par la philosophie d'ouverture et de liberté qu'ils véhiculaient. Ceci correspondait en tous points à l'idée que je me faisais de l'enseignement et de la recherche en milieu universitaire : une ouverture et un partage des connaissances avec l'ensemble de la communauté pour tenter de rendre le monde meilleur ou, du moins, moins inégal.

J'ai donc été rapidement contacté par les responsables des filières de l'UFR SciFa qui avaient besoin de ce type de compétences (MST Télécom, Maitrise EEA, IUP GSI) afin d'assurer des enseignements

Matières enseignées	Volume
TP Automatique (Deug 1^{ère} année) : Modélisation et commande des systèmes continus, Asservissement de position, de vitesse (analogique et numérique), Asservissement de température	112h
TP Automatique : Automates Programmables Industriels (Deug 1^{ère} année) : Initiation aux APIs par l'intermédiaire de différents TPs. Programmation Grafcet, PL7/Pro, langage LADDER	68h
TP Informatique (Deug 1^{ère} année) : Introduction aux système Unix, TD/TP Système Unix, Algorithmique et programmation C sur terminaux X	144h
TP Informatique (Deug 2^{ème} année) : Introduction aux système Unix, TD/TP Système Unix, Algorithmique et programmation C sur terminaux X	10h
TP Système d'Exploitation (IUP ELC 1^{ère} année) : Introduction aux système Unix, TD/TP Système Unix	11h
TP de Commande Floue (DESS ICHM) : Réalisation de régulateurs flous et de systèmes décisionnels. Utilisation de Matlab et Labwindows	12h
TP d'Automates Programmables Industriels (MST CMAO) : Programmation Grafcet et PL7/Pro sur différentes maquettes : Traitement de surface, Robot manipulateur, Porte de garage	36h
TP Mesures et Instrumentation (IUP GEII 2^{ème} année) : Acquisition de données analogiques et numériques avec Labwindows	30h
TP d'Automates Programmables Industriels (IUP GEII 2^{ème} année) : Programmation Grafcet et PL7/Pro sur différentes maquettes : Traitement de surface, Robot manipulateur, Porte de garage	24h

TABLE 2.2 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 1997 à 2001

en système d'exploitation et programmation système en plus des enseignements spécifiques à ma section CNU.

Tout au long de ma carrière, je n'ai donc cessé d'essayer d'insuffler cet esprit d'ouverture et de partage dans mes enseignements. Ainsi, dès que cela était possible, j'ai présenté et utilisé des logiciels libres en parallèle des outils propriétaires usuels afin de donner les choix et transmettre cette philosophie d'ouverture à mes étudiants.

Bien que mon domaine initial d'enseignement et de recherche ne soit pas l'informatique, ma section de rattachement utilise massivement l'outil numérique et les calculateurs. Une bonne maîtrise de ces outils me semblait être un plus pour pouvoir concevoir des enseignements adaptés et attractifs, mais aussi d'être plus performant dans ma recherche.

Les outils informatiques et les technologies évoluant, cela m'a permis proposer des enseignements en constante évolution et en adéquation avec les technologies actuelles. L'arrivée en 2006 de la plateforme d'apprentissage en ligne Moodle à l'université (devenue Arche depuis le passage à L'UL) a donné de nouvelles possibilités à mon enseignement. Je me suis immédiatement investi dans l'utilisation de cette plateforme qui me permettait d'économiser du temps et aussi beaucoup de papier !

Ainsi Depuis 2006 tous mes cours (polycopiés, sujets de TD, sujets de TP) ont été repensés pour être mis en ligne afin de rendre mon enseignement plus dynamique par l'intermédiaire d'activité, devoirs, QCM, forums, dépose de documents multimédia etc. Cela permet aussi des mises à jour simples et rapides. Certains cours ont même fait l'objet de screencast/podcast.

Bien que cela ait demandé un très gros investissement personnel, l'utilisation des possibilités d'interaction fournies par ce genre de plateforme (forum, dépôt de photocopies, de fichiers, espace de dépôt de devoir, wiki, ...) est un apport positif pour mes enseignements et pour les étudiants. Cependant, il faut noter que ce travail très chronophage empiète largement sur d'autres activités et n'est encore, pour l'instant, aucunement valorisé.

J'expose dans la suite les enseignements réalisés au cours de ma carrière en décrivant les évolutions imposées par le passage au LMD et les différentes contractualisations.

2.1.2.1 Contractualisation 2001-2004

Le tableau 2.4 regroupe l'ensemble des enseignements dispensés sur cette période. Il est évident que tous les enseignements n'étaient pas réalisés chaque année. Certains ont pris fin et d'autres sont apparus.

Matières enseignées	Volume
Cours/TD Génie Informatique, Travaux Pratiques de Génie Informatique. (Deug STPI) : Logique Booléenne, programmation Grafcet et Ladder	78h
Travaux Pratiques de Traitement du Signal sous Matlab 5.3 (IUP 3 GSI) : Signaux aléatoires, filtrage, simulation de système automatique, traitement d'images	40h
Cours et TPs de système de gestion de bases de données (SGBD) (IUP 3 GSI) : Modèles MCD, langage SQL	24h
Travaux Pratiques d'Automatique Continue (IUP 2 GSI) : Asservissement de position, de vitesse, de température et corrections de systèmes	20h
Cours et Travaux Pratiques de Systèmes d'Exploitation (MST Télécom 1^{ère} année) : Système Unix, Shell, programmation système	34h
TDs et TPs de langage C/C++ (Licence EEA) : Algorithmique et éléments de langage.	60h
TDs et TPs d'Automatique continue (Licence EEA) : TDs : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction. TPs : Asservissement de position, de vitesse, de température et corrections de systèmes.	60h
Cours et Travaux Pratiques de Systèmes d'Exploitation (MST Télécom 2^{ème} année) : Système Unix, Shell, programmation système, threading et multitâches	34h
Cours de Réseau de Petri (Maîtrise EEA)	8h

TABLE 2.4 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2001 à 2004

2.1.2.2 Contractualisation 2005-2008

Cette nouvelle contractualisation fait suite au passage à la structure LMD. L'ensemble des filières et des enseignements ont été restructurés. Il a donc été nécessaire de créer de nouveaux cours. J'en ai profité pour recentrer mes enseignements sur les domaines de ma section, mais aussi sur des domaines

connexes qui m'intéressaient (Initiation à Unix et préparation à la certification C2i). J'ai aussi intégré l'utilisation d'Unix et les logiciels libres dans mes enseignements dès que cela avait un intérêt pour les étudiants.

Le tableau 2.6 regroupe l'ensemble des enseignements dispensés sur cette période.

Matières enseignées	Volume
TD Informatique : Certificat Informatique et Internet (DUT GLT 1) : Préparation à la certification C2i à travers des travaux dirigés en salle machine reprenant l'ensemble du référentiel de certification	88h
TP Outils logiciels pour l'Ingénierie (L3 Licence Mécanique Électronique) : Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte de l'EEA (Automatique et traitement du signal).	84h
TD Automatique Linéaire (L3 Licence Mécanique Électronique) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	32h
Cours/TDs et TPS d'Homogénéisation en Informatique (Initiation à la programmation graphique sous Unix) (L3 Licence Mécanique Électronique) : Introduction au système Unix, Gestion de projet en C sous Linux, Mise en œuvre de la bibliothèques GTK+.	6h+6h+12h
Cours/TPs de Simulation pour le traitement de l'information (Master 1 EAI Spécialité MTI) : Introduction à la simulation numérique. Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte du traitement de l'information : résolution de système d'équations, signaux aléatoires, simulation de systèmes automatiques, filtrage, traitement d'image, affichage 2D/3D, création d'application	16h+32h
TD Représentation d'état (Master 1 EAI Spécialité AIH) : Mise sous représentation d'état, formes compagnes, Observabilité/Commandabilité, Stabilité, Commande par retour d'états	10h
TD Systèmes non-linéaires (Master 1 EAI Spécialité AIH) : Non-linéarités communes, Linéarisation, Fonction descriptive, Stabilité	10h
Cours, TDs et TPs de Systèmes Stochastiques (Master 2 EAI Spécialité AIH) : Probabilités, Variables Aléatoires, Processus stochastiques, Estimation, Filtrage de Kalman, Identification dynamique de système	24h+24h
TD de Systèmes Biomimétique sur machine Logique floue, Régulateur Flou Mandani, Réseau de Neurones, Algorithmes Génétiques	28h

TABLE 2.6 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2005 à 2008 (première contractualisation LMD)

2.1.2.3 Contractualisation 2009-2012

Cette seconde contractualisation LMD, possède peu de différence avec la première. La plupart des enseignements ayant été reconduits, le tableau 2.8 est assez similaire au précédent. Il est à noter de depuis 2006, j'ai repris la responsabilité de l'organisation de la certification C2i au sein de l'Université de Metz, puis de l'université Paul Verlaine Metz et me suis investi dans son enseignement. Cette responsabilité importante fait l'objet de la section 2.3.4.

2.1.2.4 Contractualisation 2013-2017

Cette troisième contractualisation LMD, possède peu de différence avec la seconde. La plupart des enseignements ayant été reconduits et parfois renommés pour plus de lisibilité, le tableau 2.10 est assez similaire au précédent. À partir de l'année 2012, lors de la fusion des universités de Metz et Nancy en l'Université de Lorraine, j'ai quitté la responsabilité de la certification C2i. J'ai graduellement remis à disposition les enseignements de préparation à la certification C2i que j'effectuais. Tous les volumes horaires décrits ci dessous n'ont pas été dispensés tous les ans car j'ai partagé et remis à disposition certaines de ces unités d'enseignements (Outils logiciels pour l'Ingénierie, et préparation à la certification C2i etc.) pour mes collègues.

2.1.2.5 Contractualisation 2018-2023

Lors de cette nouvelle contractualisation, j'ai recentré mes enseignements sur les filières correspondantes à ma section CNU. Le tableau 2.12 regroupe l'ensemble des enseignements dispensés sur la première année de cette contractualisation.

2.1.3 Encadrement de stages et de projets

2.1.3.1 Projets

Chaque année depuis mon recrutement, j'ai proposé et encadré plusieurs projets (pour un nombre total supérieur à 70) au niveau Licence 3 et Master 1 et 2. L'objectif des projets est de former les étudiants à la recherche d'information, l'organisation de leur temps de travail et l'approfondissement de notions abordées en cours. Les sujets que je propose sont, soit en lien avec mes activités de recherche, soit en lien avec l'EEA et l'informatique industrielle. Ainsi ces dernières années, j'ai pu donner de nombreux projets autour des plateformes Arduino et Raspberry Pi. Ceci permet de mettre en œuvre sur d'une application pratique une grande partie des enseignements dispensés dans les filières : traitement du signal, réseau, programmation, etc. Voici quelques exemples de projets donnés ces dernières années :

- Réalisation d'un Environnement Virtuel sous Virtools/3DS ;
- Perl/GTK3 : Calcul d'une position GPS d'une ville ;
- VB/C# .net Module d'affichage de courbe du simulateur view ;
- Etude et classification de signaux physiologiques pour l'évaluation de l'état émotionnel ;
- Implantation de méthodes de filtrage sur une système d'acquisition de signaux EMG ;
- Réalisation et pilotage via USB en C# d'un module d'entrée/sortie TOR 8 voies minimum ;
- Mise en œuvre d'un Raspberry pi et de sa camera pour faire de la video-surveillance ;
- Mise en œuvre de 2 afficheurs leds 32x16 via une carte WeMos ;
- Mise en œuvre de la carte WeMos ESP8266 et prometheus ;
- Pilotage d'un Kart en simulation à l'aide d'un accéléromètre ;
- Mise en œuvre et exploitation des données d'une caméra 3D pour la conception d'une IHM.

2.1.3.2 Stages

Chaque année depuis mon recrutement, j'ai encadré des stagiaires de Master 1 et 2 en entreprise en tant que tuteur universitaire. La mission consiste en une visite en entreprise et un entretien avec les responsables. Ces stages de niveau ingénieur permettent aux étudiants de valoriser leurs acquis dans un contexte industriel et de se confronter à la vie de l'entreprise. Les secteurs d'activité sont très variées tout comme la taille des entreprises d'accueil : métallurgie, transport (aérien, ferroviaire, routiers) tertiaire, service. Ces contacts récurrents m'ont permis de nouer certains liens avec les

entreprises et d'établir une relation de confiance envers nos filières d'enseignement. Les retours d'information des industriels nous permettent aussi de faire évoluer nos formations pour une meilleure adéquation avec le monde du travail environnant.

J'ai aussi encadré des stages en tant que responsable direct. Les sujets de ces stages sont directement liés à mon domaine de recherche.

- A.C. Malti (2001-2002) Encadrement d'un stage d'étudiant en D.E.A. Contrôle, Signaux et Communication (C.S.C.). Sujet : Étude et Mise en Œuvre des Modèles de Markov Cachés en vue de la reconnaissance de trajet.
- J. Veytizou (2009-2010) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 1 AIH. Sujet : Intégration de commande à retour d'effort dans un simulateur 3D.
- O. Al Oumami (2009-2010) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 1 AIH. Sujet : Modélisation de 2 architectures de fauteuil.
- J. Veytizou (2010-2011) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Évaluation des performances et modélisation de la conduite de FRE.
- P. Cunha Carneiro (2011-2012) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Acquisition et traitement du signal EMG pour la reconnaissance des émotions.
- V. Mendes-Lopes (2011-2012) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Réalisation d'un modèle physique du FRE dans le Simulateur 3D ViEW – Virtual Electric Wheelchair.
- N. Vitora (2012-2013) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Évaluation de la conduite d'un fauteuil roulant électrique sur le simulateur ViEW.
- O. Krim (2012-2013) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 AIH. Sujet : Migration de ViEW de Virtools vers Unity 3D.
- A. Ouchaoua (2013-2014) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Simulateur View : Intégration du joystick à retour de force dans Unity 3D ; Intégration de l'acquisition dans un boîtier FRE réel.
- A. Serier (2014-2015) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Intégration et mise en œuvre de l'Eye Tracker Tobii dans Unity 3D.
- A. Hacherouf (2015-2016) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Réalisation du modèle physique du Fauteuil Roulant Électrique dans Unity 3D.
- M. Amani (2016-2017) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Finaliser une version installable du simulateur ViEW et Étude de l'enregistrement de donnée de simulation sur shield SD Arduino.
- M. Rebib (2017-2018) Encadrement d'un stage d'étudiant de Master 2 ISHM. Sujet : Finalisation du simulateur ViEW et développement d'un outil pour l'exploitation des fichiers journaux.
- M. Berrada Adil (2019-2020) Amélioration visuelle des environnements du simulateur ViEW et réalisation d'un livrable

2.2 Formations dispensées aux personnels de l'université

2.2.1 Formation Moodle des enseignants-chercheurs primo-entrants

En 2009 à la suite de la mise en place de la plateforme Moodle (2006) à l'Université de Metz, peu nombreux étaient les enseignants utilisant et maîtrisant cet outil. À la demande de la commission TICER (Technologies de l'Information et de la Communication pour l'Enseignement et la Recherche), j'ai été amené à réaliser la formation des enseignants-chercheurs primo-entrants désirant acquérir les bonnes pratiques d'utilisation de ce nouvel outil. Il s'agissait d'une matinée de formation présentant les différentes fonctionnalités et des cas pratiques d'utilisation en enseignement. Pour l'occasion

différents supports de présentation ont été réalisés.

2.2.2 Formation Linux pour les personnels

En 2006 j'ai été contacté par le service formation et concours de mon université pour assurer une formation de 3h autour du système d'exploitation Linux : «Environnement Linux et utilisation dans le cadre universitaire (enseignement/recherche)». Les objectifs étaient les suivants : savoir utiliser le système d'exploitation Linux, connaître les fonctionnalités, les différents logiciels couramment utilisés dans un contexte universitaire, les ressemblances et différences par rapport à Windows. À la fin de la formation les utilisateurs doivent pouvoir avec un minimum d'effort être opérationnels dans cet environnement. La formation a eu lieu dans une salle machine afin d'appliquer directement les concepts présentés.

2.2.3 Formation Gimp pour les personnels

En 2009 j'ai été contacté par le service formation et concours de mon université pour assurer une formation de 7h autour du traitement d'image avec des logiciels libres. J'ai alors proposé une formation «Gimp, GNU Image Manipulation Program», un outil d'édition et de retouche d'image. Les objectifs étaient de savoir retoucher une image numérique et gérer les formats de fichiers en fonction de la finalité de l'image. Pour cela les concepts étudiés ont été les suivants : gérer les formats de couleurs, gérer des calques, appliquer des filtres, capture partielle et détourage, optimiser la taille et le poids des images pour la publication web. La formation a eu lieu dans une salle machine afin d'appliquer directement les concepts présentés.

2.3 Activités d'administration

2.3.1 Responsabilité de salles de TPs

Lors de mes premières années en tant que maître de conférences (2001-2005), notre composante ne disposait pas de service informatique pour la gestion et la maintenance des salles informatiques. Cette tâche était dévolue aux enseignants qui en avaient les compétences et qui utilisaient ces salles. J'ai donc assuré pendant ces années la responsabilité de 2 salles informatiques (postes clients en «dualboot» Windows/Linux et un serveur Linux pour les comptes étudiant) afin de pouvoir diversifier les enseignements informatiques et les orienter vers les outils libres. La charge consistait en la mise en place, la maintenance, la mise à jour matérielle et logicielle des postes informatiques et du serveur.

J'ai aussi eu la responsabilité de la maintenance de la salle de TP d'automatique pendant ces mêmes premières années (2005-2010). Il s'agissait de maintenir les postes informatiques ainsi que les maquettes de TPs, mais aussi d'améliorer l'utilisabilité de la salle de TPs en y ajoutant l'accès réseau et un moyen d'impression.

2.3.2 Responsabilité de filières

J'ai pris la responsabilité pédagogique de la Licence EEA pour les années universitaires 2003/2004 et 2004/2005. Les principales tâches étaient les suivantes : sélection des candidats, gestion de l'emploi du temps répartition des enseignements et jury de fin d'année.

En 2018, j'ai pris la responsabilité de l'orientation ISHM (Ingénierie des Systèmes Humains Machines) de notre Master 1 EEA pour la nouvelle contractualisation. Cette orientation de la filière est directement en phase avec mon domaine de recherche et ma section CNU.

En 2019, j'ai aussi pris la responsabilité du parcours type ISHM (Ingénierie des Systèmes Humains Machines) de notre Master 2 EEA pour la nouvelle contractualisation. Cette orientation de la filière est directement en phase avec mon domaine de recherche et ma section CNU. Cela me permet de détecter des étudiants capables de poursuivre leurs études vers une formation doctorale.

2.3.3 Responsabilité de modules d'enseignement

Lors des différentes contractualisations LMD, j'ai participé activement à la définition de nos offres de formation, pour la licence comme pour le master. Je suis responsable de plusieurs modules d'enseignement sur les années Licence 3, Master 1 et Master 2 :

- Licence 3 SPI, UE : Ergonomie des interfaces, Semestre S6, Volume horaire enseigné 45h, Nombre de crédits européens (ECTS) 3 ;
- Master 2 I2E2I/EEA (spécialités ISHM), UE Systèmes biomimétiques et systèmes stochastiques, Semestre S8, Volume horaire enseigné 50h, Nombre de crédits européens (ECTS) 3 ;
- Master 1 I2E2I/EEA (spécialités ISHM+MTI), UE Simulation des systèmes automatiques, Semestre S8, Volume horaire enseigné, 45h, Nombre de crédits européens (ECTS) 3 ;
- Master 1 I2E2I/EEA, UE Réseaux informatiques, Semestre S8, Volume horaire enseigné 45h, Nombre de crédits européens (ECTS) 3 ;

2.3.4 C2i : 2006-2012

À partir de l'année 2005, le ministère de l'enseignement supérieur met en place la certification C2i (Certificat Informatique et Internet). Cette certification française est délivrée par les établissements supérieurs français certifiés LMD. Elle vise à développer et certifier la possession de compétences dans l'usage des technologies de l'information et de la communication par les étudiants dans les établissements d'enseignement supérieur. Le C2i se décline en un niveau 1 généraliste destinés aux étudiants du cycle Licence, et des niveaux 2 spécialisés orientés "Métiers" destiné aux étudiants du cycle Master.

Le certificat informatique et internet niveau 1 atteste de compétences théoriques et pratiques dans les Technologies de l'Information et de la Communication. Le référentiel comprend 20 compétences réparties en 5 domaines qui sont à valider séparément les uns des autres.

- Domaine D1 : Travailler dans un environnement numérique évolutif ;
- Domaine D2 : Être responsable à l'ère du numérique ;
- Domaine D3 : Produire, traiter, exploiter et diffuser des documents numériques ;
- Domaine D4 : Organiser la recherche d'informations à l'ère du numérique ;
- Domaine D5 : Travailler en réseau, communiquer et collaborer ;

Comme on peut le lire, cet enseignement ne se limite pas à la bureautique comme le prônent trop souvent ses détracteurs, mais est complètement transversal et demande aux enseignants de maîtriser un très large panel de compétences, allant du matériel jusqu'au droit de l'informatique, en passant par la bureautique, l'internet, les concepts et les protocoles réseaux.

Ainsi de 2006 à 2012, j'ai assuré la responsabilité de l'organisation de la certification C2i Niveau 1 à l'Université Paul Verlaine – Metz. J'étais aussi le correspondant national pour l'UPV-M. Afin de mener à bien ce travail j'ai suivi une formation de conduite de réunion en mars 2008. J'ai aussi organisé et participé à différents séminaires et réalisé plusieurs communications lors de ces rencontres :

- Conférence plénière Séminaire C2i de Lyon, «Organisation Pédagogique : Moodle et le C2I» 14-15 décembre 2006 ;
- Conférence plénière Séminaire C2i de Toulouse, «Les épreuves de certifications à l'UPV-M» 17-18 décembre 2007 ;

- Conférence plénière Université Vivaldi Accompagnement Pédagogique via le Numérique, 21-23 janvier 2008 ;
- Conférence plénière Séminaire C2i de Toulouse, «Outiller le C2i : SGA Système de Gestion Administrative» 22-23 juin 2011 ;

L'enjeu principal de la mise en place est qu'elle devait se faire à coût constant et donc passer par une intégration dans les maquettes de formation lors du passage au LMD.

Mes missions durant ces 6 années furent les suivantes :

- Co-Rédaction du module de formation B1 Linux : S'appropriier son environnement de travail. <http://comes.c2imes.org/> ;
- Mise en place et intégration LMD de la certification C2I de manière transversale à l'UPV-M ;
- Présentation de l'ENT et de la plateforme pédagogique aux étudiants de l'UPV-M, lors des journées d'intégration (2007 et 2008) ;
- création d'un support pédagogique générique pour l'uniformisation des enseignements du C2i au sein de l'université ;
- Réunions d'information avec les différents correspondants C2i de chaque composante de l'université ;
- Installation et mise en œuvre de la plateforme nationale de certification théorique : application web de QCM dédiée à la certification ;
- Organisation et suivi des épreuves théoriques sur l'ensemble de l'université ;
- Mise en place d'une Convention de certification avec l'IRA de Metz (Institut régional d'administration) ;
- Organisation des jurys de certification ;
- Chef de projet du développement d'une application de «Gestion Administrative du C2i» <https://c2i.education.fr/IMG/pdf/C2i1SemMontpellierProg.pdf> ;
- Participation annuelle aux «Séminaires C2i» regroupant l'ensemble des acteurs de la certification. Plusieurs présentations sur des retours d'expériences de la mise en place dans notre université ont été réalisées dans ces séminaires.

2.4 Conclusion

Durant toutes ces années, j'ai orienté mes activités d'enseignements pour qu'elles restent complémentaires à mes activités de recherches tous en y ajoutant des outils nouveaux pour les rendre plus attractifs. À titre d'exemple, les sujets de nombreux projets et stages furent en relation directe avec la conception d'un outil de simulation qui me sert dans ma recherche. La conception et la réalisation de supports pour de nouveaux travaux pratiques et le suivi de stagiaires en entreprise m'ont permis de constamment faire évoluer mes enseignements en gardant une adéquation avec le monde industriel. J'ai pu promouvoir les logiciels libres au sein de l'université et ainsi insuffler un esprit d'ouverture auprès des personnels et des étudiants grâce aux formations dispensées et aux cours et travaux pratiques conçus et mis à jour tout au long de ces années. Pendant la période 2006-2012, je me suis beaucoup investi dans la mise en place et l'organisation de la certification C2i. Cela m'a permis d'acquérir une bonne connaissance de l'organisation de la formation de manière transverse à toute l'Université. Les différents séminaires et réunions furent riches de rencontres et de travail. Bien que ce type de charge soit difficilement valorisable sur le plan de la carrière, elle m'a beaucoup apporté et m'a permis d'évoluer à titre personnel. J'ai ainsi pu conduire un projet de développement informatique complet depuis son cahier des charges jusqu'à sa mise en service avec l'embauche et l'encadrement d'un technicien programmeur. Les différentes réunions d'informations, séminaires et les rencontres avec les différents correspondants nationaux furent l'occasion de mettre en pratique et d'améliorer mes compétences en relations humaines et conduite de réunion. Depuis la mise en place

de la plateforme d'apprentissage en ligne Moodle, devenue Arche depuis l'Université de Lorraine, je me suis investi dans son utilisation pour permettre un accès simplifié à la connaissance, économiser du papier grâce à la diffusion de supports électroniques et rendre mes cours plus attractifs à l'aide des contenus et activités disponibles sur la plateforme. En participant activement à l'équipe pédagogique de notre Master avec la responsabilité du Master 1 ISHM et du Master 2 ISHM, je peux apporter mes idées dans l'élaboration des programmes pédagogiques. Cela me permet d'orienter certains enseignements pour qu'ils soient en accord avec la demande du marché de l'emploi des secteurs de l'EEA mais aussi qu'ils intègrent certaines parties de nos recherches autour des domaines des aides techniques et du handicap.

Matières enseignées	Volume
TD Informatique : Certificat Informatique et Internet (DUT GLT 1, Licence LL) : Préparation à la certification C2i à travers des travaux dirigés en salle machine reprenant l'ensemble du référentiel de certification	88h
TP Outils logiciels pour l'Ingénierie (L3 Licence EEA + ISFATES) : Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte de l'EEA (automatique et traitement du signal).	32h
TD Automatique Linéaire (L3 Licence EEA) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	20h
TD Automatique Linéaire (L3 ISFATES Institut supérieur franco-allemand de techniques, d'économie et de sciences) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	20h
Cours, TDs et TPs Informatique et Réseaux (Licence Pro MPST (Métier de Produit et Services de Télécommunications) : Système Unix, Shell, Scripting, Client-Serveur, Serveur LAMP.	2h+14h+8h
Cours/TDs et TPS d'Homogénéisation en Informatique (Initiation à la programmation graphique sous Unix) (L3 Licence EEA) : Introduction au système Unix, Gestion de projet en C sous Linux, Mise en œuvre de la bibliothèques GTK+.	2h+6h+16h
Cours/TPs de Simulation pour le traitement de l'information (Master 1 I2E2I Spécialité MTI) : Introduction à la simulation numérique. Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte du traitement de l'information : résolution de système d'équations, signaux aléatoires, simulation de systèmes automatiques, filtrage, traitement d'image, affichage 2D/3D, création d'application	16h+32h
TP Réseaux (Master 1 I2E2I) : Commandes Unix pour le réseau, Virtualisation, Client-Serveur, SSH, Surveillance réseau	28h
TD Représentation d'état (Master 1 I2E2I Spécialité AIH) : Mise sous représentation d'état, formes compagnes, Observabilité/Commandabilité, Stabilité, Commande par retour d'états	10h
TD Systèmes non-linéaires (Master 1 I2E2I Spécialité AIH) : Non-linéarités communes, Linéarisation, Fonction descriptive, Stabilité	10h
Cours et TPs de Systèmes Stochastiques (Master 2 I2E2I Spécialité AIH) : Probabilités, Variables Aléatoires, Processus stochastiques, Estimation, Filtrage de Kalman, Identification dynamique de système	24h+24h
TD de Systèmes Biomimétique sur machine Logique floue, Régulateur Flou Mandani, Réseau de Neurones, Algorithmes Génétiques	8h

TABLE 2.8 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2009 à 2012 (seconde contractualisation LMD)

Matières enseignées	Volume
TD Informatique : Certificat Informatique et Internet (Licence LL) : Préparation à la certification C2i à travers des travaux dirigés en salle machine reprenant l'ensemble du référentiel de certification	48h
TP Outils logiciels pour l'Ingénierie (L3 Licence EEA + ISFATES) : Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte de l'EEA (automatique et traitement du signal).	44h
TD Automatique Linéaire (L3 Licence EEA) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	20h
TD Automatique Linéaire (L3 ISFATES Institut supérieur franco-allemand de techniques, d'économie et de sciences) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	24h
Cours, TDs et TP Informatique et Réseaux (Licence Pro MPST (Métier de Produit et Services de Télécommunications) : Système Unix, Shell, Scripting, Client-Serveur, Serveur LAMP.	2h+4h+10h
Cours et TPS d'Ergonomie des interfaces (Initiation à la programmation graphique sous Unix) (L3 Licence EEA) : Introduction au système Unix, Gestion de projet en C sous Linux, Mise en œuvre de la bibliothèques GTK+.	7h+16h
Cours/TPs de Outils de Simulation pour le Traitement du Signal (Master 1 I2E2I Spécialité MTI) : Introduction à la simulation numérique. Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte du traitement de l'information : résolution de système d'équations, signaux aléatoires, simulation de systèmes automatiques, filtrage, traitement d'image, affichage 2D/3D, création d'application	16h+32h
TP Réseaux (Master 1 I2E2I) : Commandes Unix pour le réseau, Virtualisation, Client-Serveur, SSH, Surveillance réseau	28h
Cours et TP Programmation Orientée Objet (Master 1 I2E2I) : Concepts de la POO, classes, héritage, polymorphisme, programmation en C++ avec la bibliothèques wxWidget	10h+10h
TD Représentation d'état (Master 1 I2E2I Spécialité ISHM) : Mise sous représentation d'état, formes compagnes, Observabilité/Commandabilité, Stabilité, Commande par retour d'états	10h
TD Systèmes non-linéaires (Master 1 I2E2I Spécialité ISHM) : Non-linéarités communes, Linéarisation, Fonction descriptive, Stabilité	10h
Cours et TP de Systèmes Stochastiques (Master 2 I2E2I Spécialité ISHM) : Probabilités, Variables Aléatoires, Processus stochastiques, Estimation, Filtrage de Kalman, Identification dynamique de système	24h+24h
TD de Systèmes Biomimétique sur machine Logique floue, Régulateur Flou Mandani, Réseau de Neurones, Algorithmes Génétiques	8h

TABLE 2.10 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2013 à 2017 (troisième contractualisation LMD)

Matières enseignées	Volume
TDs et TPs Automatique Continue (L2 Licence EEA) : Fonction de transfert, Système du premier et second ordre, stabilité, précision et correction.	17h+12h
TP Identification et commande des systèmes (Master 1 EEA Orientation ISHM) :	8h
Cours et TPs Outils du Web (Master 1 EEA) : HTML 5 et CSS3	3h+12h
TP Programmation pour l'ingénierie (Master 1 EEA) : Concepts de la POO, classes, héritage, polymorphisme, programmation en C++ avec la bibliothèques wxWidget	20h
Cours et TPs de Systèmes Stochastiques (Master 2 EEA Spécialité ISHM) : Probabilités, Variables Aléatoires, Processus stochastiques, Estimation, Filtrage de Kalman, Identification dynamique de système	16h+10h
TP de Systèmes Biomimétique sur machine Logique floue, Régulateur Flou Mandani, Réseau de Neurones, Algorithmes Génétiques	8h
Cours/TPs de Outils de Simulation pour le Traitement du Signal (Master 1 EEA) : Introduction à la simulation numérique. Mise en œuvre des logiciels Matlab et Scilab pour la résolution de problème dans le contexte du traitement de l'information : résolution de système d'équations, signaux aléatoires, simulation de systèmes automatiques, filtrage, traitement d'image, affichage 2D/3D, création d'application	16h+29h
Cours et TPS d'Ergonomie des interfaces (Initiation à la programmation graphique sous Unix) (L3 Licence EEA) : Introduction au système Unix, Gestion de projet en C sous Linux, Mise en œuvre de la bibliothèques GTK+.	8h+14h
Cours et TPs Administration système Unix et Réseaux informatiques (Master 1 EEA) : Commandes Unix pour le réseau, Virtualisation, Client-Serveur, SSH, Surveillance réseau.	4h+33h
Cours, TDs et TPs Représentation d'état (Master 1 EEA Spécialité ISHM) : Mise sous représentation d'état, formes compagnes, Observabilité/Commandabilité, Stabilité, Commande par retour d'états	10h+9h+4h
TP Méthode de régulation numérique (Master 1 EEA Spécialité ISHM) : Commande numérique par retour d'états	4h

TABLE 2.12 – Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2018 à 2023

Chapitre 3

Présentation des activités de recherche

David :« Is this a game or is it real ?»

Joshua/WOPR :« What's the difference ?»

David :« Oh, wow.»

Matthew Broderick - David, Joshua/WOPR (War Operation Plan Response computer) – WarGames, 1983.

CE CHAPITRE présente l'ensemble de mes travaux de recherche depuis mon recrutement en 2001. À mon arrivée au laboratoire LASC en 2001, j'ai débuté ma recherche dans le domaine des aides techniques et des fauteuils intelligents. Devant le constat de la difficulté, pour un ensemble de personnes en situation de handicap sévère, de l'accès au fauteuil roulant électrique et ainsi à l'autonomie de déplacement, j'ai cherché à développer à un système d'assistance à la navigation permettant ainsi de limiter le nombre d'actions de commandes de direction de son fauteuil roulant électrique. Bien que les résultats soient prometteurs, nous nous sommes confrontés à la difficulté et transfert technologique de tels systèmes intelligents.

J'ai donc décidé de réorienter ma recherche et de travailler sur l'amélioration de l'accès aux aides techniques existantes pour les patients. Dans ce cadre, il convient d'évaluer précisément les performances de l'utilisateur. Afin d'éviter les problèmes liés aux tests réels, une alternative consiste à utiliser la Réalité Virtuelle. N'ayant pas trouvé d'outil adéquat permettant de collecter simplement les données de simulation pour réaliser les évaluations souhaitées j'ai démarré la conception du simulateur ViEW. A l'aide de ce dernier, des critères de performance ont alors été décrits et validés à partir des données afin de quantifier certaines caractéristiques de la conduite à l'aide de méthodes statistiques et issues de la théorie du traitement du signal. Dans une seconde approche le système pilote-véhicule constitué de la personne handicapée et du fauteuil roulant électrique a été modélisé par un modèle mathématique. Deux modèles issus de la théorie du contrôle manuel ont été utilisés : le modèle CrossOver et le modèle OPCM (Optimal Control Preview Model). Ce dernier modèle a permis de dégager un nouvel indicateur discriminant de la conduite de FRE.

Toujours dans ce contexte de situation de conduite, l'état émotionnel de l'utilisateur peut avoir un fort impact sur ses capacités de conduite. En effet, il est raisonnable de penser que la connaissance du niveau de stress pourrait être un nouvel indicateur des aptitudes de conduite en fonction des situations et de l'état d'anxiété de l'utilisateur. L'évaluation de cet impact à l'aide de l'étude des signaux physiologiques de la personne doit permettre de compléter cette connaissance du système «Homme-Fauteuil». Pour cela je me suis impliqué dans un projet à visée applicative plus large

portant sur la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes afin d'acquérir les compétences nécessaires. Ce projet pluridisciplinaire, nommé PsyPocket, a associé les chercheurs en neurosciences comportementales, en traitement du signal et en électronique de notre laboratoire.

L'ensemble de mes travaux de recherche doit permettre, à moyen terme, de fournir un outil d'évaluation de la conduite qui soit à la fois flexible et accessible pour éventuellement être intégré au fonctionnement quotidien d'un centre de réadaptation.

Sommaire

3.1	Introduction	53
3.2	Aide à la navigation : reconnaissance de trajets	55
3.2.1	Introduction	55
3.2.1.1	Les fauteuils intelligents «Smart Wheelchairs»	57
3.2.1.2	Modes de fonctionnements	57
3.2.1.3	Les apports de l'approche	58
3.2.2	Outils et méthodes	58
3.2.2.1	Le système VAHM	58
3.2.2.2	Modélisation par enchaînement de comportements	61
3.2.2.3	Contexte de modélisation	62
3.2.2.4	Localisation	63
3.2.2.5	Choix de l'algorithme d'appariement	65
3.2.3	Méthode et implémentation du filtrage particulière	66
3.2.3.1	Appariement de courbes utilisant l'algorithme CONDENSATION	66
3.2.3.2	Implémentation du système de reconnaissance de chemin sur l'architecture VAHM	75
3.2.4	Simulation et résultats expérimentaux avec VAHM 3	78
3.2.4.1	Simulation d'environnement et «path monitoring»	78
3.2.4.2	Validation de la mise en œuvre de l'algorithme de reconnaissance	78
3.2.4.3	Tests en environnement réel	81
3.2.4.4	Conclusion sur la mise en œuvre	84
3.2.5	Conclusion	85
3.2.6	Les limites des fauteuils intelligents	87
3.2.7	Vers l'analyse de la conduite	88
3.3	Le simulateur de fauteuil roulant électrique ViEW	90
3.3.1	Introduction	90
3.3.2	Historique	90
3.3.3	Simulateurs d'aide à la mobilité	91
3.3.3.1	Composition	91
3.3.3.2	Applications	91
3.3.3.3	Indicateurs de performances	91
3.3.4	Transférabilité au monde réel	92
3.3.5	Simulateur ViEW	93
3.3.5.1	Composition	93
3.3.5.2	Évolutions	95
3.3.6	Adaptabilité et modularité	97
3.3.6.1	Ajout d'exercices spécifiques en simulation	97
3.3.6.2	Commande du simulateur par signaux électromyographiques	99

3.3.7	Premiers tests et validation de l'outil	101
3.3.8	Les principaux objectifs	102
3.3.8.1	Retour haptique pour l'assistance à la conduite	102
3.3.8.2	Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de SEP	112
3.3.8.3	Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de PC	118
3.3.9	Conclusion	125
3.4	Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-FRE	126
3.4.1	Introduction	126
3.4.2	Le modèle CrossOver	127
3.4.2.1	Introduction	127
3.4.2.2	Définition et Méthodes	127
3.4.2.3	Mise en œuvre et Résultats	128
3.4.2.4	Les limites de la modélisation «CrossOver»	132
3.4.3	Le modèle OPCM	134
3.4.3.1	Introduction	134
3.4.3.2	Définitions et méthodes	134
3.4.3.3	Reconstruction de la distance visible	136
3.4.3.4	Procédure expérimentale	137
3.4.3.5	Résultats de la modélisation par OPCM	139
3.4.4	Conclusion	147
3.5	Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes	148
3.5.1	Introduction	148
3.5.2	Évaluation du stress	150
3.5.3	Expérimentation	151
3.5.4	Méthodologie	154
3.5.4.1	Reconnaissance du stress par signaux physiologiques	154
3.5.4.2	Reconnaissance du stress par RT	156
3.5.4.3	Fusion de décision	158
3.5.5	Résultats	160
3.5.5.1	L'expérience du stress visuel	160
3.5.5.2	L'expérience du stress auditif	161
3.5.6	Discussion	163
3.6	Conclusion	166

3.1 Introduction

La majorité de mes travaux, se focalise sur une population particulière de personnes en situation de handicap : celles dont le degré d'autonomie ne leur permet plus d'utiliser un fauteuil manuel. On y retrouve des personnes atteintes de Tétraplégie, Myopathie, Paralysie Cérébrales (PC), de pathologies évolutives comme la Sclérose en Plaques (SEP). Le Fauteuil Roulant Électrique (FRE) est alors un moyen indispensable pour compenser ce handicap de mobilité pour ce type de population atteinte de déficiences motrices sévères. Il permet à celle-ci d'accéder à une plus grande autonomie dans leur vie sociale et professionnelle. Ceci est d'autant plus vrai à mesure que la problématique de l'accessibilité aux bâtiments et à la voirie est mieux prise en compte par les décideurs et les architectes.

Pour certaines personnes cependant, la conduite de FRE classique est difficile ou impossible du fait de déficits moteurs, cognitifs ou sensoriels trop importants. Pour y pallier de nouvelles technologies

de déplacement autonome ou semi-autonome (suivi de murs, évitements d'obstacles, etc.) ont été développées dans les laboratoires pour constituer des «fauteuils intelligents». Très peu de transfert technologique de ces prototypes n'a malheureusement été réalisé à l'heure actuelle [236, 207], ceci pour de multiples raisons : fiabilité, sécurité, très grande variabilité des caractéristiques des utilisateurs, étroitesse du marché potentiel. De nouvelles méthodes d'interaction humain-machine pour le contrôle des FRE sont également proposées par les chercheurs sans atteindre non plus le stade d'une large diffusion : commande par interface cerveau-machine, par direction du regard, etc.

Nous avons vu précédemment que près de la moitié des patients incapables de contrôler un fauteuil roulant électrique par des méthodes conventionnelles pourraient accéder à l'autonomie à grâce à un système d'assistance à la navigation. J'ai donc d'essayer d'apporter une réponse à l'aide de mes compétences de chercheur et de proposer ce type d'assistance en me basant sur des outils et méthodes issus de la robotique mobile et du traitement du signal.

Dans la première partie de ce chapitre, je cherche à apporter un degré d'assistance à l'utilisateur dans sa mobilité en limitant le nombre d'actions de commandes de direction. Le but est de réaliser un système de reconnaissance et de suivi de trajets. Ce système doit, à terme, éviter à l'utilisateur de définir tous les changements de direction. En effet, dans les cas de handicap sévère, seuls quelques signaux de commande sont perceptibles et il est généralement très fatigant pour ces personnes de générer ces signaux. L'aide à la conduite consiste alors à apprendre les trajets de l'utilisateur, puis une fois l'apprentissage réalisé, le fauteuil devra être capable de reconnaître le trajet en cours pour proposer des changements de direction en fonction des habitudes de l'utilisateur. Devant les difficultés de transfert technologique de ce type de fonctionnalité vers les fauteuils du commerce, mais aussi celles imposées par des essais sur des prototypes j'ai décider de modifier mon axe de recherche en essayant d'améliorer l'accès aux aides techniques existantes pour les patients plutôt que de modifier les aides techniques du marché.

Pour certaines personnes la conduite d'un FRE peut se révéler dangereuse pour eux-mêmes ou pour leur entourage. En conséquence, lors de la prescription du fauteuil le médecin de rééducation peut se trouver dans la situation difficile de la refuser pour des raisons de sécurité. Cependant, il n'y a pas pour l'instant d'évaluation objective chiffrée des capacités de pilotage du sujet, basée sur ses performances de conduite fiables et qui pourrait aider significativement les thérapeutes. C'est dans ce contexte général que se situe la problématique globale de la suite de mes travaux : l'analyse du couple homme-aide technique (homme-fauteuil/homme-véhicule) et de la conduite de l'utilisateur en situation de handicap.

Afin d'éviter les écueils des tests réels, une alternative prometteuse consistait à utiliser la Réalité Virtuelle. C'est ainsi que j'ai démarré la conception du simulateur ViEW puisque qu'aucun outil adéquat n'était disponible à cette époque. Cette solution permet d'évaluer sans danger les capacités de pilotage du sujet et éventuellement de tester des fonctionnalités d'assistance ou des interfaces humain-machine adaptées à ses capacités physiques et cognitives. Une seconde partie présente en détail le simulateurs de FRE ainsi que les motivations de sa conception.

Dans une troisième partie, les travaux de recherche visent alors à définir des paramètres quantitatifs pertinents révélateurs de la qualité de conduite en fauteuil électrique en utilisant le simulateur de conduite de FRE ViEW (Virtual Electric Wheelchair). Devant les difficultés à trouver un outil adapté à notre étude, j'ai entièrement conçu et développé ViEW au sein de notre laboratoire. Il autorise également un apprentissage sans danger dans divers environnements reproduisant les déplacements réels de la personne. Quelle que soit l'application, un autre avantage de la conduite en environnement virtuel plutôt que réel est de permettre de mesurer et d'enregistrer un nombre important de données pour l'analyse objective des performances de pilotage en FRE. Cette analyse de la conduite d'un point de vue théorique passe tout d'abord par une modélisation du système constitué du pilote et du véhicule. Nous avons ainsi décrit différents paramètres pertinents pour l'analyse de performance

de la conduite en utilisant les données de simulation. Dans ce contexte le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) a été appliqué et validé. Son paramètre principal est la distance anticipée par le pilote et c'est aussi un indicateur discriminant dans l'analyse comportementale du système pilote-FRE. On montre ainsi qu'il peut être utilisé comme indicateur permettant de différencier plusieurs comportements de conduite liés à l'environnement ou à la personne. Tous ces indicateurs de performance doivent permettre de mieux comprendre les spécificités de la conduite d'un fauteuil roulant électrique et seront confrontés à l'expertise des ergothérapeutes afin de les valider.

La dernière partie s'attache plus particulièrement à l'étude de l'humain dans une situation spécifique : le stress. Un stress permanent peut entraîner divers problèmes mentaux et physiques et peut modifier les actions des personnes et les mettre en danger. Pour cela nous avons étudié la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes (données physiologiques et temps de réaction). Cette étude du niveau d'anxiété peut alors compléter notre connaissance du système «Homme-Fauteuil» en situation de conduite. Il paraît très important de pouvoir évaluer l'impact de l'état émotionnel de l'utilisateur sur les capacités de conduite et ainsi d'en faire un nouvel indicateur de performance.

3.2 Aide à la navigation pour les personnes handicapées : reconnaissance de trajets

Ces travaux ont été l'objet des travaux de thèse de Régis Grasse : «Aide à la navigation pour les personnes handicapées : reconnaissance de trajets.», soutenue à l'Université Paul Verlaine - Metz en Octobre 2007. J'ai co-encadré cette thèse à 50% de 2003 à 2007.

Publication majeure : R. Grasse, Y. Morere, A. Pruski, Assisted navigation for persons with reduced mobility : path recognition through particle filtering (Condensation algorithm), *Journal of Intelligent and Robotics Systems* (**impact factor 1.583**), Volume 60, Number 1, 19-57, 2010.

3.2.1 Introduction

La mobilité est un besoin commun à toutes personnes. Certaines ont un handicap qui ne leur permet pas de se déplacer sur des fauteuils manuels ou encore en utilisant un joystick pour contrôler un fauteuil électrique standard. Des interfaces spécialisées sont alors réalisées utilisant la parole, le souffle ou la contraction d'un muscle pour permettre à l'utilisateur d'émettre une commande perceptible par une machine. Cependant ces interfaces ne permettent pas de réaliser une commande précise de direction pour piloter directement un fauteuil électrique. Il est possible d'utiliser une interface dite «intelligente» pour réaliser la prise de direction : par exemple une commande Tout Ou Rien (TOR) en association avec un curseur rotatif cyclique [205]. On ajoute de l'intelligence au système de commande du fauteuil par l'intermédiaire de comportement réactif (évitement d'obstacle, navigation assistée) [236, 208, 70]. On parlera alors de fauteuil intelligent. Cependant il faut garder à l'esprit que le but des aides techniques est d'assister l'utilisateur dans son déplacement et non de le remplacer en réalisant un mouvement autonome.

L'objectif du projet VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteurs), conduit par le LASC (Laboratoire d'Automatique Humaine et de Sciences Comportementales antérieur au LCOMS) depuis le début des années 90 est de développer un fauteuil roulant intelligent (SmartWheelchair) à l'instar de nombreux organismes de recherche :

- le projet NavChair de l'Université du Michigan [25] qui utilise un contrôle basé sur le comportement et une manette de jeu ;

- le projet ROLLAND, de l'Université de Brême [218] qui utilise une commande basée sur un réseau de neurones et une caméra ;
- le projet CWA (Collaborative WheelchAir) de l'Institut national de Singapour [36] qui utilise un système de contrôle neuronal et des parcours enregistrés pour naviguer ;
- le CCPWNS (Computer-Controlled Power Wheelchair Navigation System) de l'Université de Notre-Dame [93] qui utilise un système de contrôle de l'apprentissage manuel, 2 caméras, des codeurs odométriques et des capteurs à ultrasons (US) ;
- l'INRO (Intelligent ROLLstuhl), de l'Université de Mannheim [225] qui utilise un GPS, un capteur laser, des capteurs à ultrasons ;
- Le projet Intelligent Wheelchair System de l'Université d'Osaka [3] qui utilise 2 caméras pour contrôler la navigation. La première réalise la reconnaissance faciale de l'utilisateur afin de déterminer la direction à suivre, et la seconde est conçue pour le suivi de cible ;
- le projet MAID (Mobility Aid for Elderly and Disabled people - Aide à la mobilité des personnes âgées et handicapées) de l'Université d'Ulm [201] qui utilise un télémètre laser, un gyroscope et des capteurs à ultrasons pour réaliser une navigation autonome et semi-autonome (voir § 3.2.1.2) ;
- le projet OMNI (Office Wheelchair with High Manoeuvrability and Navigation with Intelligence for People with Severe Handicap - Fauteuil roulant de bureau à manœuvrabilité élevée et navigation intelligente pour les personnes ayant un handicap sévère), de l'Université de Hagen (Allemagne) qui utilise des capteurs infra-rouge (IR) et à ultrasons et une base mobile holonome pour naviguer.
- le projet RobChair (Robotic Wheelchair fauteuil robotique) de l'Université de Coimbra Polo II [198] qui utilise plusieurs capteurs infrarouges (IR) et à ultrasons ainsi qu'un système de commande vocale ;
- le projet SmartChair de l'Université de Pennsylvanie [194] qui utilise une caméra omnidirectionnelle et des images projetées pour contrôler la navigation du fauteuil roulant ;
- le projet WAD (Wheelchair Attractor Dynamics) de l'Université de Marseille [163] qui utilise plusieurs capteurs infrarouges et codeurs odométriques. Le contrôle de la navigation est réalisé par une interface utilisateur graphique sur un écran ;
- le projet WATSON de l'Institut japonais des sciences et technologies (Japon) [171] qui utilise 2 caméras pour détecter la commande réalisée par le mouvements de la tête ;
- le produit «Smile Smart Wheelchairs¹» permet une aide à l'apprentissage à la conduite de FRE. Il utilise le suivi de lignes au sol, systèmes de contrôle spécifiques et des algorithmes anti-collisions ;
- le produit «Feego» (Sté Ergovie) qui fournit une assistance à la conduite de FRE en mode partagé [70].

L'idée principale du projet VAHM est d'apporter une aide à la navigation en environnement intérieur aux personnes handicapées sans pour autant que celles-ci se sentent transportées par le fauteuil. L'utilisateur doit toujours être acteur de ses mouvements et doit pour cela toujours contrôler les déplacements du fauteuil. L'architecture de commande développée au sein du laboratoire apporte plusieurs degrés d'assistance en fonction du handicap de l'utilisateur : du joystick à retour d'effort [224] jusqu'à un fonctionnement quasi autonome [209].

Notre travail se place dans le cadre de pathologies sévères. Il s'agit de redonner de l'autonomie de déplacement à des personnes qui ne peuvent pas utiliser un fauteuil électrique standard, en ajoutant une assistance à la navigation. La génération de la commande de direction, même via une interface intelligente peut se révéler fatigante pour l'utilisateur. Il s'agit d'en réduire leur nombre tout en le laissant maître de son déplacement. Cela consiste donc à apporter un degré d'assistance maximum à

1. <https://smilemart-tech.com/assistive-technology-products/smile-smart-wheelchair/>

l'utilisateur dans la définition du trajet, par l'intermédiaire d'une aide technique qui va reconnaître un déplacement déjà effectué, et, en l'absence d'action de sa part, reproduire ce trajet. Cette nouvelle fonctionnalité utilisera des outils de localisation et reconnaissance de trajet.

3.2.1.1 Les fauteuils intelligents «Smart Wheelchairs»

Les robots mobiles ont évolué et ont pleinement profité de l'évolution de la microélectronique pour devenir plus «intelligents», plus réactifs et plus autonomes. Cette évolution a naturellement été utilisée dans le domaine du handicap. Vers la fin des années 80 sont apparus les premiers fauteuils intelligents dans les laboratoires de recherche. Ils étaient composés d'une base robotique sur laquelle était monté un fauteuil (par exemple Mister Ed [52], le premier prototype VAHM [35]) mais les fauteuils intelligents plus récents sont généralement des fauteuils électriques du commerce, sur lesquels ont été ajoutés des capteurs et un calculateur (par exemple NavChair [152], OMNI [32], MAid [201], SENARIO [24], VAHM [34]). D'autres projets (par exemple SWCS [235], SPAM [232], Hephaestus [233], TinMan [179], Siamo [172]) ont été développés comme des greffons qui peuvent être ajoutés au fauteuil électrique standard. Le but de ces assemblages est de pallier les déficiences des utilisateurs en leur apportant une aide à la définition d'une commande de direction et une aide à la navigation. Ces fauteuils possèdent différents modes de fonctionnement qui sont présentés dans le paragraphe suivant.

Les fauteuils roulants intelligents sont donc des fauteuils roulants électriques équipés de technologies capables de collecter des informations sur l'utilisation du fauteuil roulant électrique, le conducteur et les interactions avec l'environnement. Il est alors possible d'utiliser ces informations pour modifier le comportement du fauteuil roulant et/ou du conducteur. Ces technologies pourraient donc potentiellement être utilisées pour créer des outils de formation à la conduite et d'évaluation de divers aspects de la conduite en FRE. Cependant, cet aspect est inexploré par les cliniciens. Les principaux freins sont dus à la nécessité du soutien de divers acteurs, notamment les utilisateurs finaux, les thérapeutes, les chercheurs, les développeurs et les décideurs. De solides collaborations et la mobilisation des connaissances sont donc essentielles pour garantir l'adhésion et l'adoption et ainsi réussir le déploiement de technologies intelligentes pour fauteuils roulants.

3.2.1.2 Modes de fonctionnements

Il existe trois modes de fonctionnement sur les fauteuils intelligents :

- **autonome** : l'utilisateur possède une interface à travers laquelle il sélectionne une destination et le fauteuil calcule le chemin pour y arriver. Cette méthode requiert une localisation précise du fauteuil dans l'environnement mais ne demande pas une grande attention de l'utilisateur. Cependant elle impose, soit que le fauteuil ait une connaissance complète de l'environnement (carte complète métrique ou topologique), soit que l'environnement ait été modifié en lui ajoutant des repères/amers. Dans ce cas le mode de fonctionnement ne permet pas de gérer les changements de l'environnement ni de naviguer dans un environnement inconnu [255, 22]. Le projet VAHM ne s'inscrit pas dans ce cadre.
- **semi-autonome** : il permet aux utilisateurs d'avoir une aide à la navigation leur permettant de commander le fauteuil malgré leurs pathologies. Cela demande un travail cognitif soutenu de la part des utilisateurs ainsi qu'un effort constant de planification de trajet. Cette aide se limite parfois aux seuls évitements d'obstacles mais il se compose plus généralement de plusieurs comportements. Le choix entre ces comportements est soit laissé à l'utilisateur [179] (adaptation manuelle) soit réalisé de manière automatique [205, 86, 152] (adaptation automatique). Le mode de sélection automatique le plus couramment utilisé celui de «subsumption» (décomposition du comportement de conduite en sous-comportements élémentaires) [41] mais d'autres systèmes

sont utilisés tels que des systèmes à base de raisonnement probabiliste [234] ou à base de raisonnement à partir de cas [208]. Le projet VAHM s'inscrit dans ce cadre.

- **sans assistance** : le mode sans assistance utilise simplement le joystick de contrôle pour commander les moteurs du fauteuil.

3.2.1.3 Les apports de l'approche

Le processus cognitif lié au déplacement vers un but fait intervenir un schéma mental constitué de plusieurs déplacements [27]. L'ensemble de ces déplacements définit le plan global du déplacement et chaque déplacement est ponctué par un changement de direction. Ces derniers imposent la saisie d'une nouvelle commande lors de la conduite du fauteuil électrique. Ces différentes actions, lors de lourdes pathologies, sont problématiques. Les données récupérées via les organes de commandes intelligents possèdent peu d'information (commande TOR, commande vocale). Et dans certains cas, le simple fait d'actionner un capteur peut être difficile. Les personnes touchées par de telles pathologies ne peuvent pas conduire de fauteuil standard. Il s'agit alors de leur rendre de l'autonomie de déplacement en ajoutant au fauteuil une assistance à la navigation qui va limiter le nombre d'actions nécessaires tout en laissant le contrôle du mouvement à la personne.

Dans ce cadre, un mode autonome pur n'est pas envisageable et le mode semi-autonome décrit dans la littérature nécessite de nombreuses actions de l'utilisateur (cognitif ou musculaire). On propose ici un nouveau mode de fonctionnement «quasi-autonome». Il doit permettre, dans le cas de la non intervention de l'utilisateur lors du déplacement, de suivre un trajet déjà connu, et le cas échéant de redonner le contrôle à l'utilisateur qui a planifié son trajet et désire saisir une direction. Ceci peut paraître évident, mais le fait de «suivre un trajet connu» nécessite plusieurs choses :

- de posséder en mémoire du fauteuil intelligent une collection de trajets régulièrement parcourus dans l'environnement ;
- de permettre au fauteuil de réagir convenablement en mode «quasi-autonome». Pour cela il est nécessaire que celui-ci se localise dans le trajet déjà connu : besoin de localisation ;
- de suivre un trajet déjà effectué. Pour cela le fauteuil doit être capable de reconnaître un trajet en cours par rapport à la collection de trajet connu : besoin de reconnaissance de trajet ;
- de donner la possibilité à l'utilisateur de reprendre le contrôle de son déplacement à tout moment.

Au final, le fauteuil intelligent et l'utilisateur vont travailler ensemble au bon déroulement du trajet : on parlera de système «symbiotique» [205].

Nous avons énuméré des besoins de localisation et de reconnaissance de trajet. Le paragraphe suivant se propose d'énoncer et de choisir les outils nécessaires à notre approche.

3.2.2 Outils et méthodes

3.2.2.1 Le système VAHM

Du fait de sa situation de handicap, la personne ne peut pas définir avec précision la commande de direction, ni la maintenir longtemps. Pour ces raisons, la machine peut apporter une assistance sur deux plans :

- La définition du mouvement à imposer au fauteuil est réalisée à l'aide d'une interface (joystick ou système à balayage [209]) qui, en général et selon le handicap, traduit l'action à générer en terme de direction. Le fauteuil prend à sa charge l'évaluation de la pertinence de cette information et la traduit en comportement à effectuer. La demande de l'utilisateur est traduite en comportement afin de garantir au système une plus grande stabilité dans la commande et une meilleure gestion des erreurs de définition.



FIGURE 3.1 – Prototype VAHM 3

- La planification du mouvement globale est déterminée entièrement par l'utilisateur, par contre, le fauteuil vient assister la personne dans la reproduction des chemins fréquemment empruntés. Si à la sortie d'une pièce particulière l'utilisateur a l'«habitude» d'aller dans une direction, il serait intéressant que le système rende cette direction privilégiée en évitant ainsi la nécessité d'établissement d'une nouvelle commande de direction.

L'idée est alors de considérer le système global Homme-Véhicule. Les études précédentes ont abouti à la définition d'une structure multi-agent. Elle réalise la reconnaissance de l'état du système et de son environnement proche et permet de définir le comportement le plus approprié afin de réaliser le mouvement désiré par l'utilisateur (système symbiotique [205]).

3.2.2.1.1 Architecture matérielle Le laboratoire possède un fauteuil intelligent instrumenté : le robot VAHM basé sur un fauteuil STORM 3 d'Invacare.

Le prototype VAHM3 est basé sur un fauteuil Invacare STORM 3 (cf. figure 3.1). Il est équipé de 16 capteurs ultrasons (cf. figure 3.2) pour la perception directe de l'environnement. Les données odométriques sont fournies par des codeurs incrémentaux fixés sur chaque moteur électrique. Il est aussi équipé d'un ordinateur embarqué (processeur Pentium4 2.66GHz, 512Mo RAM) fonctionnant sous le système d'exploitation Windows XP Pro.

3.2.2.1.2 Architecture de commande L'architecture de commande du VAHM est basée sur un système multi-agent [208] représenté dans la figure 3.3. Les agents sont autonomes et communiquent entre eux à l'aide d'une mémoire partagée. Les agents utilisés sont de 3 types : les agents comportements, les agents cognitifs et les agents environnements.

Les agents comportements : Ils définissent les réactions du fauteuil en fonction de l'environnement et des commandes de l'utilisateur [205]. Le choix du comportement actif sur le fauteuil est effectué à l'aide d'un raisonnement à partir de cas [94]. Un des avantages de cette méthode est d'obtenir un système de commande robuste. Un agent non fonctionnel du fait de l'absence d'information source ou pour d'autres raisons fonctionnelles sera immédiatement remplacé par un autre agent peut-être

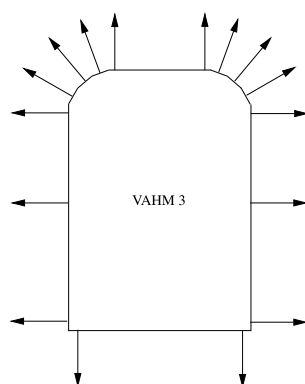


FIGURE 3.2 – Répartition des capteurs ultrasons sur le prototype VAHM 3

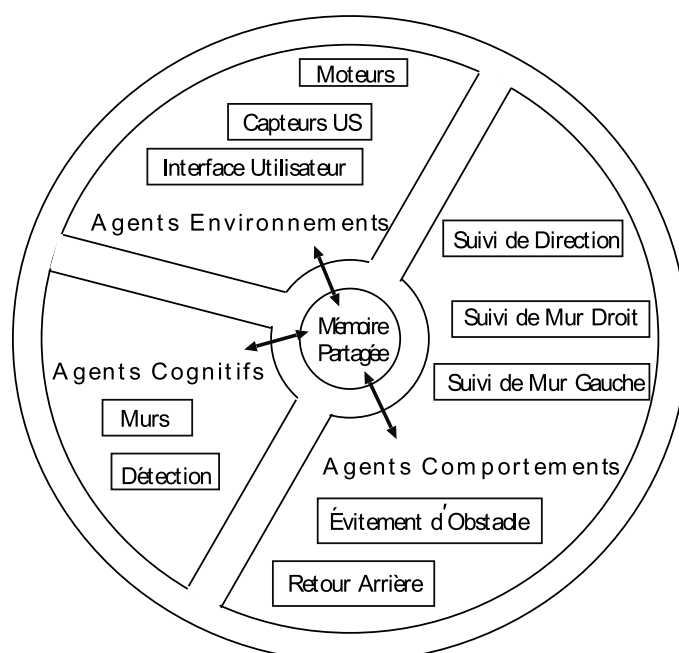


FIGURE 3.3 – La structure multi-agent

moins efficace mais qui ne rend pas la situation impossible à gérer. Dans le même ordre d'idée, le retrait ou l'ajout d'un agent est transparent pour l'ensemble du fonctionnement du système. Les agents comportements disponibles sur le fauteuil sont les suivants :

- Évitement d'obstacles ;
- Suivi de direction ;
- Suivi de mur ;
- Retour sur ses pas («backtracking»).

Les agents cognitifs : Ils servent à donner des informations construites à partir des données des capteurs aux autres agents.

- l'agent «Mur» calcule la distance et l'angle des murs à droite et à gauche du fauteuil ;
- l'agent «Détection» calcule les distances aux obstacles en fonction des zones prédéfinies (devant, à droite, à gauche, derrière).

Tous ces agents n'ont pas d'interaction directe avec l'environnement extérieur. Ils utilisent pour cela les agents environnements.

Les agents d'environnement : Ils regroupent tous les agents qui interagissent avec l'extérieur du fauteuil. Ces agents comprennent :

- l'interface utilisateur/développeur ;
- la gestion des commandes des moteurs et de l'odométrie ;
- la gestion de la lecture des capteurs ultrasons et de la commande utilisateur.

L'avantage de cette séparation est de permettre la modification du fauteuil ou de son instrumentation en toute transparence pour le reste du système.

3.2.2.2 Modélisation par enchaînement de comportements

Dans une première phase nous voulions profiter du système multi-agents et plus spécifiquement des agents comportementaux (évitement d'obstacles, suivi de mur droit ou gauche, suivi de direction et retour arrière) pour réaliser la modélisation d'un parcours. En effet les enchaînements de ces comportements lors de la réalisation de trajets pouvaient être appris à l'aide de Modèles de Markov Cachés (MMC - Hidden Markov Model - HMM). Des tests ont été réalisés sur 24 trajets réels provenant de 4 types différents. Malheureusement les résultats montrent que cette méthode possède une efficacité limitée lorsqu'il s'agit de reconnaître des trajets n'ayant pas été appris (tests de généralisation). Ceci peut s'expliquer par la faible quantité de trajets disponibles pour l'apprentissage. Cependant il était important de savoir s'il était possible de généraliser à partir d'un faible nombre d'apprentissages car il n'est pas concevable que l'utilisateur doive effectuer un grand nombre de fois un parcours avant que celui-ci puisse être appris convenablement.

Devant les limites, cette piste de travail a été étendue en intégrant d'autres données dans les modèles de trajet. Ces informations supplémentaires sont le rétrécissement et la vitesse angulaire. Ces données ont apporté une légère amélioration des résultats mais le nombre de calculs nécessaire à l'apprentissage a grandement augmenté les temps d'apprentissage. De plus cela a clairement démontré que l'utilisation des comportements comme source d'observation n'est pas utile puisque les résultats sont proches voire meilleurs en n'utilisant que les données numériques provenant des capteurs [212]. Cette dernière remarque nous a poussés à n'utiliser que les données numériques provenant des capteurs pour réaliser la reconnaissance. Nous avons alors abandonné les MMC au profit d'un système comparant directement les courbes des informations capteurs.

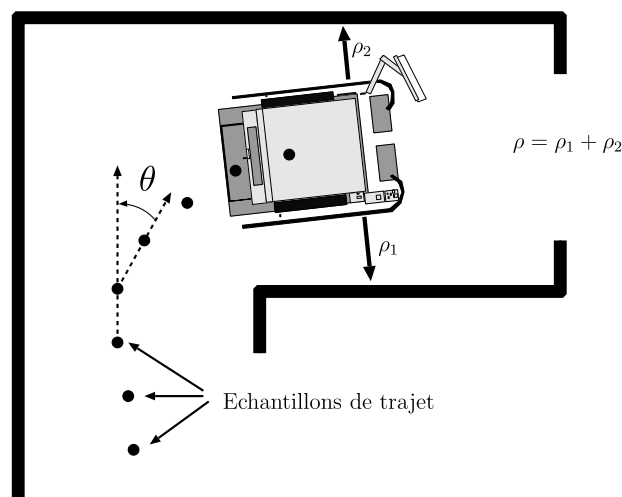


FIGURE 3.4 – Données disponibles

3.2.2.3 Contexte de modélisation

Les environnements intérieurs sont composés de blocs modulables. Le calculateur embarqué enregistre les données suivantes lors du déplacement (cf. 3.4) :

- le comportement actif ;
- la position et la rotation relative au point de départ du trajet ;
- le rétrécissement avant ρ (cf. 3.4) ;
- la distance du plus proche obstacle (cf. figure 3.4) ;
- les vitesses linéaires et angulaires (cf. figure 3.4).

Ces données sont échantillonnées selon la distance parcourue par le fauteuil. On s'affranchit des contraintes temporelles comme les arrêts et les parcours effectués à des vitesses différentes. La figure 3.5 donne un exemple d'une série de trajets réalisés dans le même environnement.

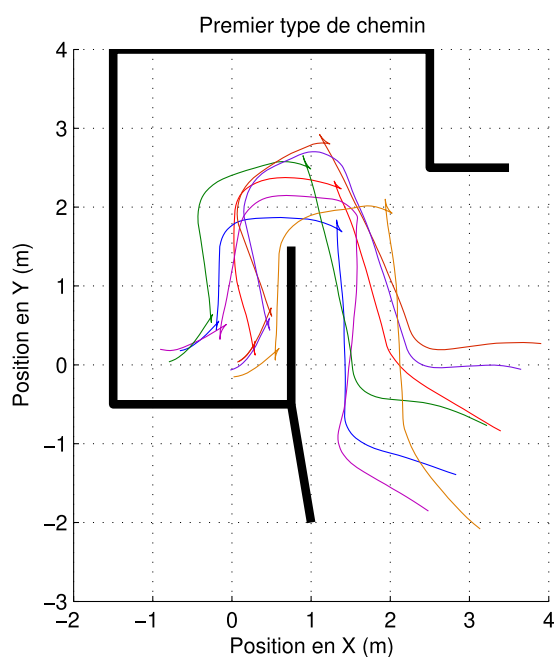


FIGURE 3.5 – Exemple d'une classe de trajets.

Une trajectoire est un ensemble d'échantillons représentant une petite partie du déplacement d'un fauteuil comme un arc de cercle ou une ligne droite. Un trajet est un ensemble de trajectoires, et donc d'échantillons, représentant une partie du déplacement du fauteuil pouvant être utilisée pour la modélisation. Il débute et s'arrête aux intersections entre les différents lieux parcourus par le fauteuil car les intersections peuvent amener à prendre différentes directions. Il faut alors choisir une méthode de localisation basée sur les trajets du fauteuil dans le but de pouvoir proposer une direction pertinente à l'utilisateur. Pour cela le robot VAHM reconnaît sa position dans l'ensemble de modèles présents dans la base de trajet. De ce fait, les modèles correspondent à des trajets de tailles différentes qui, mis ensemble, représentent l'environnement dans son ensemble comme le montre la figure 3.6 par exemple.

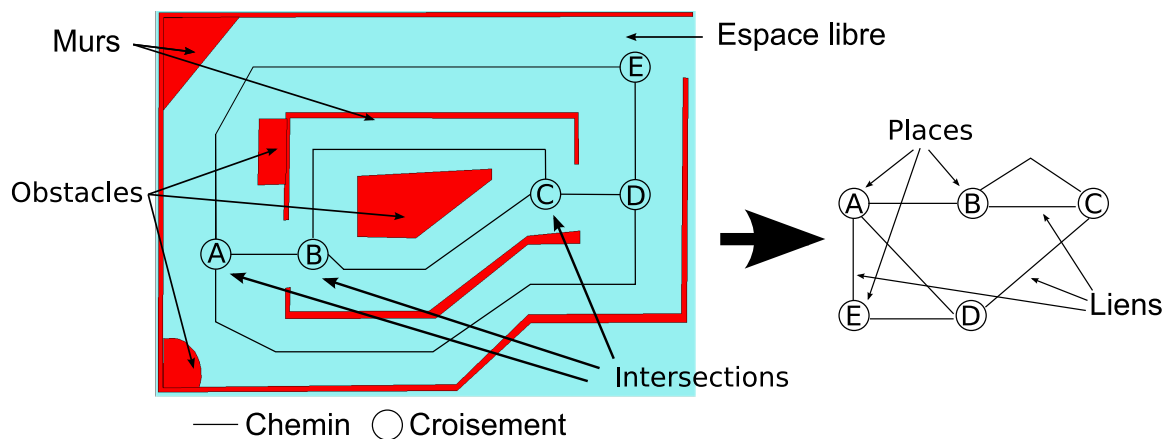


FIGURE 3.6 – Exemple d'environnement comprenant un ensemble de trajets qui sont séparés par leurs intersections.

L'idée est d'utiliser un trajet effectué sans assistance par l'utilisateur comme modèle et ainsi de créer une carte topologique de l'environnement.

Ensuite, notre système, lors des prochains parcours, devra effectuer la reconnaissance du trajet en cours par rapport à la collection de modèles et se localiser dans le trajet pour finalement proposer la direction adéquate à l'utilisateur. On peut alors remarquer que des chemins appartenant à la même catégorie possèdent des similarités (cf. figure 3.7). En conséquence, un algorithme d'appariement de courbes peut être utilisé pour faciliter la reconnaissance de trajet.

3.2.2.4 Localisation

Une étude complète des outils de navigation se trouve dans [73, 178]. Elle présente un état de l'art sur la localisation, l'apprentissage des modèles d'environnement et la planification de trajet. Elle considère que la navigation en robotique repose sur 3 processus :

- l'apprentissage d'une carte de l'environnement dont le robot mémorise les données pendant l'exploration dans un format adéquat.
- la localisation qui fournit la position du robot sur cette carte.
- la planification de trajectoire qui choisit la suite d'action à effectuer pour atteindre un but en partant de la position actuelle.

Dans notre contexte d'étude, c'est l'utilisateur qui réalise la planification de trajectoire. Nous ne nous intéresserons qu'aux deux premiers points ci-avant qui sont étroitement liés. Une carte est nécessaire pour se localiser et l'estimation de la position est aussi nécessaire pour construire une carte de l'environnement. Cette étroite relation fait partie du problème de la localisation et de la construction de la carte simultanée, aussi appelé SLAM (Simultaneous Location And Mapping). Nous allons donc

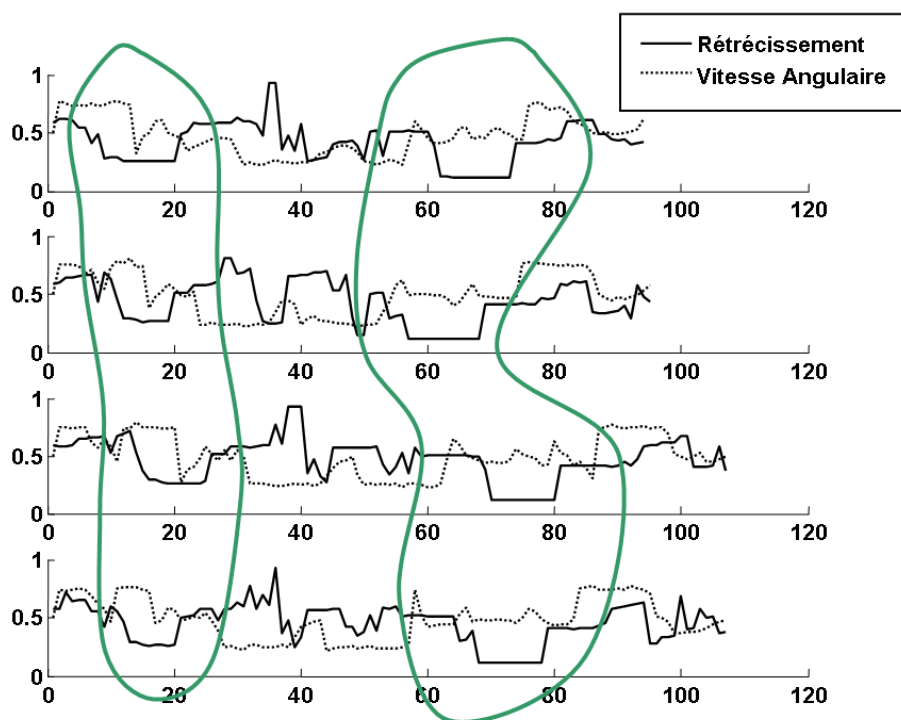


FIGURE 3.7 – Exemple de similarité entre différents chemins d'une même classe

dans un premier temps étudier les différents types de modèles utilisés pour la localisation avant de nous intéresser à différentes méthodes de localisation.

3.2.2.4.1 Les modèles d'environnements Les environnements utilisés en localisation et navigation peuvent être répartis selon trois grandes classes :

- les modèles géométriques : ils décrivent l'environnement à l'aide de primitives géométriques (points, droites, arcs de cercle, ...) représentant les informations comme des obstacles ou des caractéristiques de l'environnement tels que des angles de murs ([57, 18, 166]) ;
- les modèles à grille d'occupation : ils représentent l'environnement sous la forme d'une grille dans laquelle chaque cellule correspond à une portion de l'espace et à laquelle on associe une valeur correspondant à sa probabilité d'occupation [49, 190, 48, 62] ;
- les modèles topologiques : ils sont construits sans aucune connaissance des caractéristiques métriques de l'environnement. Ils représentent la structure ou le squelette de l'environnement sous forme de nœuds et d'arcs. Ils sont souvent couplés avec un modèle métrique afin de faciliter la localisation comme dans [246]. Ce type de modélisation est utilisé dans notre approche.

3.2.2.4.2 Les méthodes de localisation

Localisation à l'aide de balises : Dans ce type de localisation, le robot utilise des balises artificielles qui sont présentes dans l'environnement [206].

Localisation autonome : Parmi ces nombreuses méthodes, on retrouve : «ultrasonic ranging» [57], «grid representation» [48], «CONDENSATION» [62], «Monte Carlo localization» [247], «hidden Markov models» [19], «geometrical maps» [31], «multigrid algorithm» [77], «ultrasound and monocular cooperation» [138], «fuzzy map» [190]. Certaines se rapprochent de système à balises en utilisant

des amers naturels qui sont des points remarquables présents dans l'environnement [147]. Les autres méthodes directes réalisent alors un appariement entre les données capteurs et le modèle [196].

Les modèles métriques représentent l'environnement proche, visible par les capteurs, sous forme géométrique ou à grille d'occupation. La localisation s'effectue alors par appariement entre cette grille et le modèle. L'avantage de cette méthode est que la mise à jour de la carte locale peut se faire également à partir des données provenant des capteurs et de la carte de l'environnement global. Cela permet alors de se localiser avec une carte partielle de l'environnement tout en ajoutant les nouvelles zones dans la carte globale. Cette méthode s'appelle la cartographie et localisation concurrente (CLC) aussi appelée cartographie et localisation simultanées, CML (Concurrent Mapping and Localization) ou encore SLAM (Simultaneous Location And Mapping) [14, 148, 178]. Notre approche utilise ce type de localisation.

3.2.2.5 Choix de l'algorithme d'appariement

L'algorithme d'appariement doit répondre à certaines contraintes pour réaliser la reconnaissance mais aussi pour permettre la localisation. Elles sont les suivantes :

- déformer le modèle de trajet, car l'utilisateur parcourt de manière différente un même trajet (cf. figure 3.5) ;
- fonctionner en temps réel avec plusieurs vecteurs d'observation (données capteurs du fauteuil) ;
- permettre de répondre au problème du robot «téléporté» : lorsque le robot est déplacé alors qu'il n'est plus sous tension, il est nécessaire de réaliser une initialisation de la reconnaissance ;
- donner la position dans le modèle.

Les algorithmes les plus courants sont basés sur les moindres carrés [55, 31], les filtres de Kalman [121, 18, 147], les Modèles de Markov Continus (MMC) [213, 76, 228], CONDENSATION (filtres particuliers)[111, 62, 116] ou les contours actifs (SNAKES) [126]. Ce processus d'appariement peut être mis en œuvre soit par rapport à une position connue, soit sans connaissance préalable de la position du robot [73].

Le tableau 3.1 compare la capacité des algorithmes à répondre à nos besoins. Les différentes colonnes représentent les besoins clés pour obtenir la reconnaissance dans notre contexte :

- le modèle d'un chemin utilisé dans la méthode, doit accepter certaines déformations (vitesse, différences de trajectoire dans le chemin couvert) afin de prendre en compte la façon dont l'utilisateur navigue avec le fauteuil roulant. En règle générale, une méthode simple des moindres carrés ne peut pas traiter ce problème ;
- la méthode doit fonctionner en ligne avec un temps de réponse court pour être utilisable. De manière pratique, il convient de donner des informations de localisation à chaque échantillon. La gestion de plusieurs sources de données (capteurs ultrasons, informations de direction, distance, vitesse) est un autre point clé. Clairement, les modèles de Markov continus ne peuvent pas gérer la contrainte temps réel en raison de l'apprentissage hors ligne ;
- la méthode doit fonctionner avec une position de départ inconnue du fauteuil roulant. La méthode devra réaliser une auto-localisation dans l'environnement. Ce point clé ne peut pas être géré par le filtre de Kalman, qui a besoin d'une position *a priori* du fauteuil roulant ;
- la méthode doit fournir la position courante reconnue dans le modèle afin d'anticiper les actions futures (par exemple, le changement de direction) et de contrôler le fauteuil roulant.

Seul l'algorithme CONDENSATION (**CON**ditionnal **DENS**ity Propag**ATI**ON) répond à tous les critères que nous avons fixés pour réaliser la reconnaissance de trajet. La méthode utilisée fait donc partie des méthodes SLAM (Simultaneous Location And Mapping), à la différence qu'elle n'utilise pas de carte géographique mais une carte topologique de l'environnement. À notre connaissance, les méthodes standards SLAM utilisent des cartes géographiques et aussi massivement l'odométrie qui

	Déformations des modèles	Temps-réels avec plusieurs vecteurs d'observation	Résout le problème du robot «téléporté»	Donne la position dans le modèle
Moindres carrés	non	oui	non	oui
Méthodes de Kalman	oui	oui mais complexité accrue	non	oui
MMC-continus	oui	non (apprentissage hors-ligne)	oui	non
CONDENSATION	oui	oui	oui	oui
SNAKES	oui	probablement (non testé)	non	oui

TABLE 3.1 – Comparaison des algorithmes d'appariement en fonction de nos besoins pour réaliser la reconnaissance de trajet.

nécessite de recalculer régulièrement la position du robot mobile du fait des imprécisions induites par les glissements des roues sur le sol.

La méthode d'appariement par filtrage particulaire permet de trouver le modèle de trajectoire adéquat malgré la variabilité de navigation imposée par l'utilisateur. Le point important est que notre approche intègre l'utilisateur dans l'action de navigation en le laissant maître de son déplacement. L'utilisateur est en interaction avec la machine de manière constante.

3.2.3 Méthode et implémentation du filtrage particulaire sur prototype VAHM 3

3.2.3.1 Appariement de courbes utilisant l'algorithme Condensation

Le première idée, pour la reconnaissance de trajet, consiste à étudier l'appariement («matching») direct des courbes des données issues des capteurs. Mais cette méthode présente plusieurs problèmes.

3.2.3.1.1 Problèmes liés à l'appariement direct des courbes Les données sélectionnées pour effectuer la correspondance sont les distances normalisées entre les murs droit et gauche (rétrécissement avant et arrière) et la valeur de la vitesse angulaire issue de la dérivée de l'angle θ , comme indiqué dans la figure 3.4. Cette méthode a été choisie grâce aux résultats issus de travaux antérieurs basés sur des modèles de Markov cachés, comme détaillé dans [90].

Les courbes calculées à partir des données fournies par les capteurs, telles que le rétrécissement ou la vitesse angulaire, peuvent être appariées et une classification préliminaire peut être effectuée sur les différences identifiées entre les données fournies par les différents chemins. Cependant, cette procédure ne donne pas de résultats satisfaisants et des problèmes subsistent.

La figure 3.8 montre des différences en termes de déplacement de position (résultant de l'échantillonnage) et d'amplitude (données fournies par les capteurs). L'algorithme CONDENSATION [28] peut reconnaître et traiter de telles déformations.

3.2.3.1.2 Solution par algorithme de Condensation Comme décrit dans [62], l'algorithme CONDENSATION appartient à la classe générale des filtres de Monte Carlo découverts dans les années 70 [98]

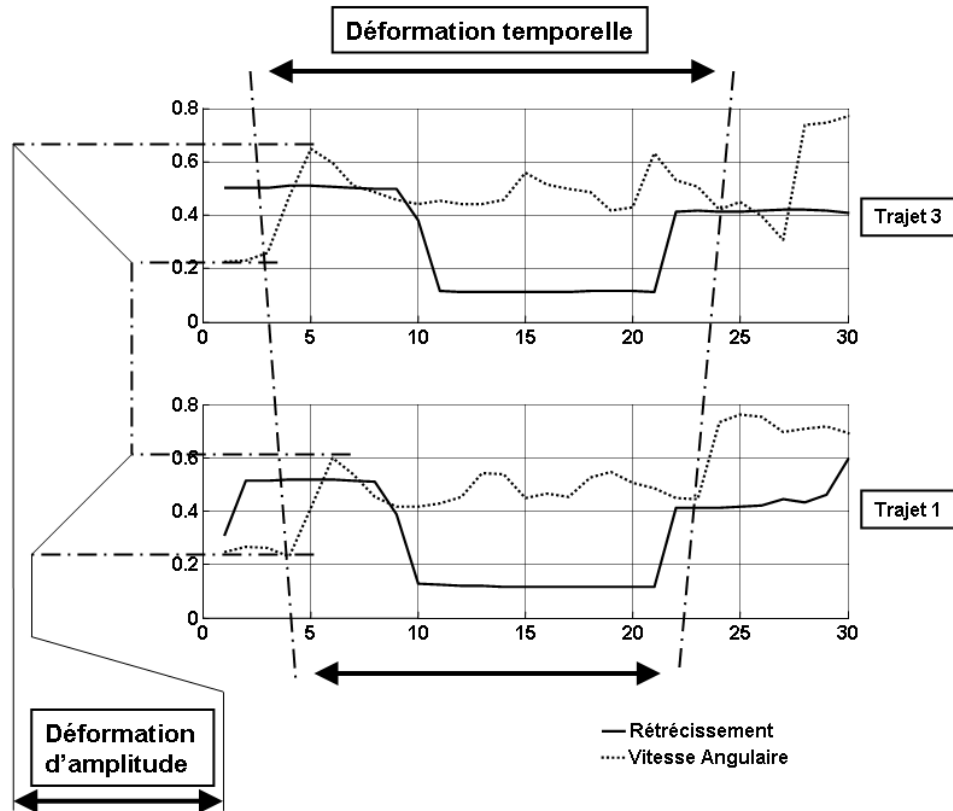


FIGURE 3.8 – Exemple de déformation observée en cas de rétrécissement avec 2 essais sur le même type de chemin.

et récemment revisité dans le problème de suivi de cible [88] comme indiqué dans la littérature traitant des statistiques [134] et de la vision par ordinateur [111, 110]. Cet algorithme fonctionne sur un ensemble d'échantillons aléatoires ou *particules* pour représenter la propagation arbitraire de la densité de probabilité dans le temps. L'algorithme offre également la possibilité de traiter plusieurs sources d'entrée.

De plus, ce type d'algorithme peut traiter la cartographie de courbe (s'appliquant à des données ambiguës, sur la base de la propagation de plusieurs états), contrairement à ce que peuvent faire les méthodes traditionnelles, telles que le filtre de Kalman [28].

Le travail décrit dans [28] traite de l'appariement des trajectoires temporelles, qui est assez similaire à notre contexte, nous avons donc initialement utilisé les mêmes paramètres :

- distribution normale pour l'incertitude de prévision ;
- taille du groupe de particules ;
- nombre de nouveaux états aléatoires (étape de mise à jour) ;
- amplitude et facteur d'échelle.

Ensuite, ces paramètres sont ajustés empiriquement pour obtenir une méthode efficace.

L'idée est essentiellement d'opérer une correspondance entre un ensemble de M modèles $\{\mathbf{m}^{(\mu)}/\mu = 1, \dots, M\}$ et un chemin spécifique décrit par les données fournies par les capteurs sur une fenêtre glissante. Les données (D faisant référence à leur nombre) fournies par les capteurs sont appelées observations et décrites au moment t par l'équation $\mathbf{z}_t = (z_{t,1}, \dots, z_{t,D})$.

Les modèles sont discrétisés par un paramètre $\phi \in [0, \phi_{max}]$ représentant la position actuelle dans le modèle. Les valeurs du modèle $\mathbf{m}^{(\mu)}$ à la position ϕ peuvent être représentées par un vecteur de dimension D : $\mathbf{m}_\phi^{(\mu)} = (m_{\phi,1}^{(\mu)}, \dots, m_{\phi,D}^{(\mu)})$.

Dans notre contexte, un échantillon aléatoire (*particule ou état*) représente l'état du fauteuil roulant à une position donnée dans un modèle $\mathbf{m}^{(\mu)}$. Afin de prendre en compte la variabilité du chemin couvert, les déformations du modèle sont associées à la particule.

En créant un «cluster» aléatoire de taille N (avec $N \gg M$, [28]) pour ces états (*particules*), il existe une probabilité de trouver un ou plusieurs états correspondant à ces observations.

Une description complète peut être trouvée dans [28]. Quelques modifications ont été apportées pour une application à notre contexte. Elles sont décrites ci-après :

Un état à l'instant t , s_t , est défini comme un vecteur de paramètres $s_t = (\mu, \phi, \alpha, \rho)$ avec :

- μ : un entier correspondant au numéro de modèle (ce numéro est unique pour chaque modèle) ;
- ϕ : position ou phase au temps t à laquelle le modèle est aligné sur les observations ;
- α : paramètre d'amplitude utilisé pour déformer un modèle et ajuster son amplitude pour correspondre à des observations ;
- ρ : un taux permettant de faire varier la période d'échantillonnage du modèle (ajustement horizontal du modèle).

Le but est maintenant d'établir quel est l'état $s_t^{(n)}$, état n à partir du groupe de particules de taille N , $n \in \{1, \dots, N\}$ qui est le plus proche des observations $Z_t = (\mathbf{z}_t, \mathbf{z}_{t-1}, \dots)$. Prenons $Z_{t,i} = (z_{t,i}, z_{(t-1),i}, z_{(t-2),i}, \dots)$ comme i^{th} le vecteur d'observation au temps t et i se rapportent aux données de $[1, \dots, D]$. La probabilité d'observer \mathbf{z}_t en connaissant l'état $s_t^{(n)}$ peut être déterminée par

$$p(\mathbf{z}_t | s_t^{(n)}) = \prod_{i=1}^D p(Z_{t,i} | s_t^{(n)}), \quad (3.1)$$

où

$$p(Z_{t,i} | s_t^{(n)}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} \exp \left(- \frac{\sum_{j=0}^{W-1} (z_{(t-j),i} - \alpha \times m_{(\phi-\rho j),i}^{(\mu)})^2}{2\sigma_i^2(W-1)} \right). \quad (3.2)$$

L'équation (3.1) évalue la probabilité, en prenant en compte les valeurs passées des observations (vecteur $Z_{t,i}$). La normalisation est effectuée sur les $W-1$ échantillons passés des fenêtres glissantes W .

Les valeurs σ_i sont des estimations de l'écart type de la courbe i . De plus, $\alpha \times m_{(\phi-\rho j),i}^{(\mu)}$ est simplement la valeur du coefficient i^{th} dans le modèle μ linéairement interpolée au temps $\phi - \rho j$ et déformée par α . W représente la taille de la fenêtre glissante. La figure 3.9 montre un exemple de déformations de $\pm 20\%$ d'un modèle.

Le résultat est composé de N probabilités correspondant à chaque particule. Le filtre est maintenant initialisé. Les étapes décrites ci-dessous permettent de sélectionner les états les plus probables.

L'algorithme CONDENSATION est le suivant :

(i) Pondération

le processus est démarré en normalisant les probabilités N calculées au temps $t-1$ avec

$$\pi_{t-1}^{(n)} = \frac{p(z_{t-1} | s_{t-1}^{(n)})}{\sum_{i=1}^N p(z_{t-1} | s_{t-1}^{(i)})}$$

où $\pi_{t-1}^{(n)}$ représente le poids de chaque particule au temps $t-1$. La probabilité cumulée $c_{t-1}^{(n)}$ peut donc être calculée comme suit :

$$\begin{aligned} c_{t-1}^0 &= 0 \\ c_{t-1}^{(n)} &= c_{t-1}^{(n-1)} + \pi_{t-1}^{(n)} \end{aligned}$$

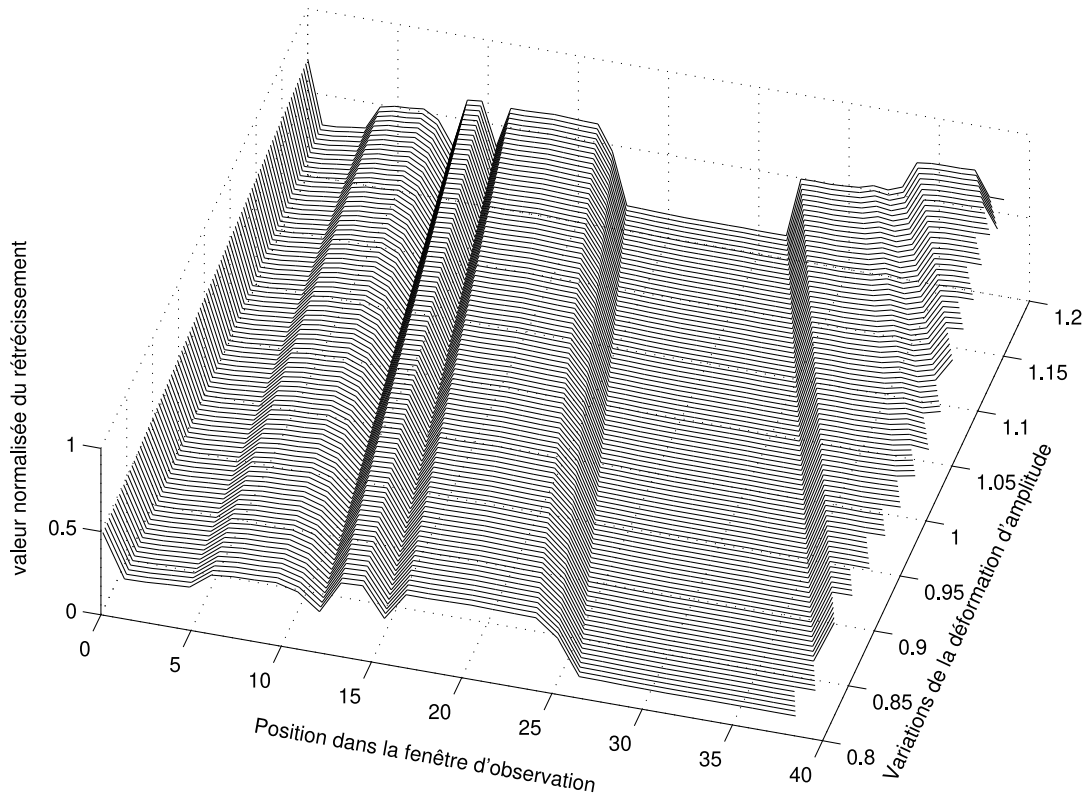


FIGURE 3.9 – Exemple de déformations de $\pm 20\%$ en amplitude et en échantillonnage d'un modèle (courbe du rétrécissement du trajet 1 du type 1).

(ii) Sélection

Un premier état s_{t-1} est choisi en échantillonnant c_{t-1} avec une valeur aléatoire uniforme $r = [0, 1]$ et en identifiant le plus bas $c_{t-1}^{(n)}$ tel que $c_{t-1}^{(n)} > r$ (la valeur juste supérieure à r), comme indiqué dans la figure 3.10. Les états les plus probables sont donc sélectionnés le plus souvent.

Nous pouvons voir dans figure 3.11 que l'état s_1 est plus susceptible d'être sélectionné que l'état s_2 car r est sélectionné de manière uniforme.

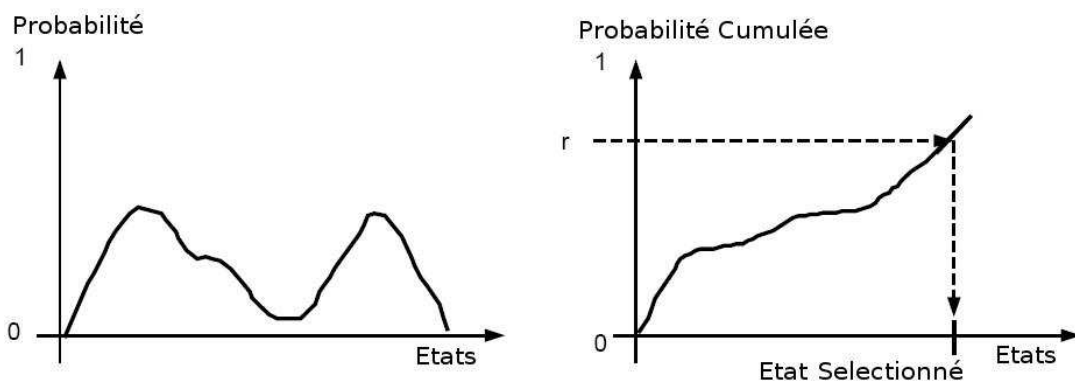


FIGURE 3.10 – (Dans [28]) La distribution de probabilité pour les états est échantillonnée de manière uniforme en établissant la distribution de probabilité cumulée. L'état correspondant peut être obtenu en sélectionnant r dans une distribution uniforme sur $[0, 1]$.

Après cette étape de sélection, 10% de nouvelles particules/états aléatoires sont ajoutés pour éviter d'être piégés dans les minima locaux et pour faire face aux changements soudains dans les données d'entrée [28].

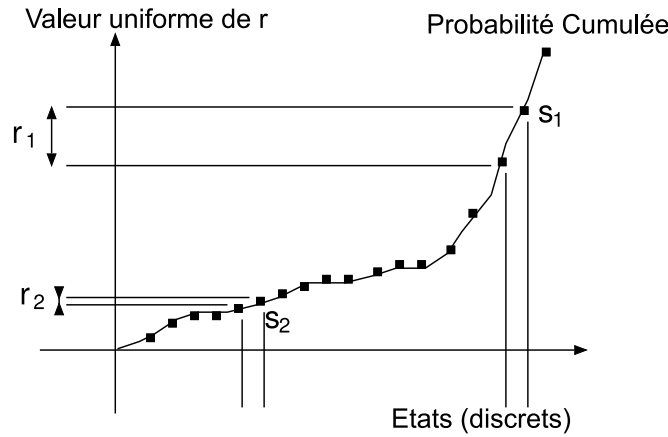


FIGURE 3.11 – Procédure de base pour la sélection de l'état le plus probable.

(iii) Prédiction

Lorsqu'un état a été sélectionné, nous pouvons passer à l'étape suivante pour une prédiction de ses paramètres à l'instant t .

L'objectif est d'essayer de prédire les paramètres s'appliquant au nouvel état $s_t^{(n)}$ au moment t sur la base de l'état sélectionné s_{t-1} avec :

$$\mu_t = \mu_{t-1}$$

$$\phi_t = \phi_{t-1} + \rho_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\phi)$$

$$\alpha_t = \alpha_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\alpha)$$

$$\rho_t = \rho_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\rho)$$

où $\mathcal{N}(\sigma_*)$ représente une distribution normalisée de l'incertitude de la prédiction. Une situation $\phi_t > \phi_{max}$ signifie que la fin du modèle a été atteinte et que l'état doit être réinitialisé. Si α_t ou ρ_t sont en dehors de leurs plages respectives, il faut effectuer de nouvelles prédictions jusqu'à ce que les valeurs se trouvent à nouveau dans les plages correspondantes.

(iv) Mise à jour

Dans cette partie, la probabilité $p(\mathbf{z}_t | s_t^{(n)})$ de l'état prédit $s_t^{(n)}$ est calculé. Si cette probabilité est trop faible, le processus prédictif est répété; si la probabilité reste faible malgré plusieurs essais, un nouvel état sera généré. Après avoir établi tous les états N , la phase de pondération est recommencée pour une itération au temps $t + 1$.

Pour éviter d'être bloqué dans un minimum local et pour permettre de prendre en compte les changements soudains dans les données d'entrée, les états obtenus par paramétrage aléatoire peuvent être incorporés au lieu de sélectionner tous les états N .

3.2.3.1.3 Modification de l'algorithme initial Certaines modifications ont été apportées à l'algorithme CONDENSATION pour obtenir un fonctionnement optimal.

Le premier changement intervient dans l'étape de réglage d'un état donné et concerne la procédure de sélection de la position dans le modèle ϕ . Dans [28], l'approche est conçue pour privilégier les valeurs les plus basses. Cette méthode originale considère donc que les modèles sont toujours abordés par leur début. Cependant, notre contexte est tel que nous devons pouvoir utiliser n'importe quel point du modèle comme point de départ. Par conséquent, le réglage de ϕ est donc fait dans $[0, \phi_{max}]$.

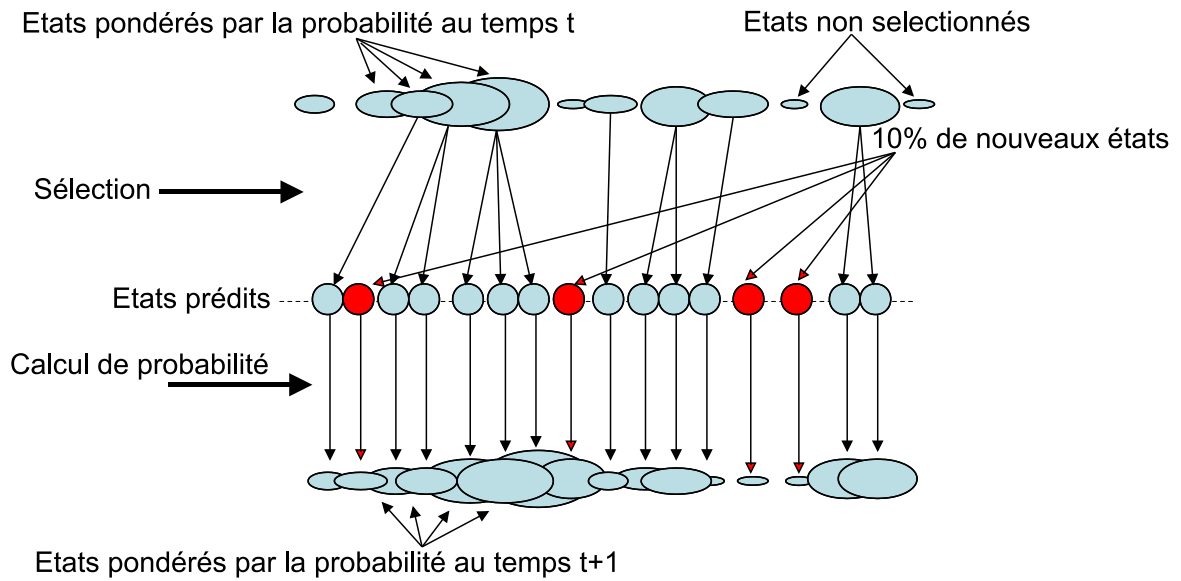


FIGURE 3.12 – Fonctionnement de l’algorithme CONDENSATION.

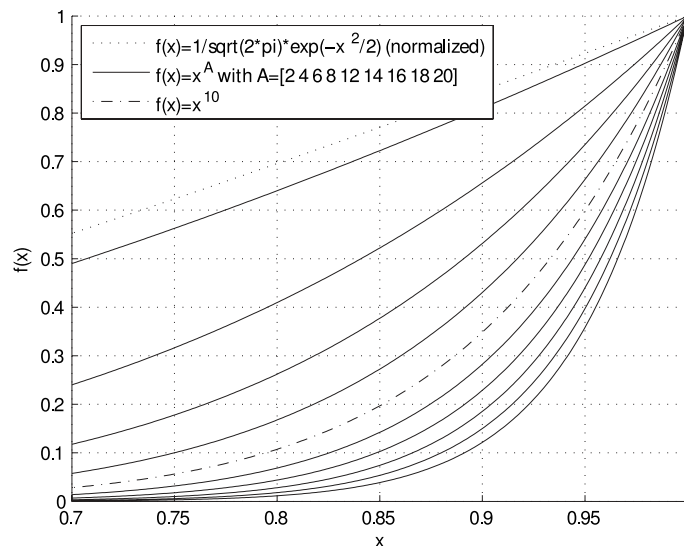


FIGURE 3.13 – Variations des différentes fonctions de puissance ($f(x) = x^A$) et de la fonction donnée dans [28].

La deuxième modification concerne le calcul de vraisemblance. Dans [28], la formule (3.2) présente deux inconvénients. Le premier concerne l’amplitude de sortie de cette équation, car elle se situe dans l’intervalle [0.24 0.39] plutôt que dans la plage [0, 1], de sorte que le calcul de la vraisemblance doit être normalisé. De plus, ce système prend beaucoup de temps en termes de calcul. Dans le cas présent, la méthode suivante est appliquée pour le calcul de la vraisemblance $p(\mathbf{z}_t | s_t^{(n)})$ est

$$p(\mathbf{z}_t | s_t^{(n)}) = \prod_{i=1}^D p(Z_{t,i} | s_t^{(n)}),$$

où

$$p(Z_{t,i} | s_t^{(n)}) = \left(1 - \left(\frac{\sum_{j=0}^{W-1} (z_{(t-j),i} - \alpha \times m_{(\phi-\rho_j),i}^{(\mu)})^2}{W-1} \right) \right)^A,$$

avec $A = 10$.

La valeur de A est choisie empiriquement à l'aide de Matlab. La constante A peut être utilisée pour améliorer les résultats fournis pour la reconnaissance car ils ont un pouvoir discriminant plus élevé avec des valeurs de probabilités plus élevées, comme le montre la figure 3.13 alors que le temps de calcul est relativement faible. L'algorithme CONDENSATION est appliqué par la suite pour un tri des chemins. Un diagramme affichant la mise en œuvre de l'algorithme est présenté à la figure 3.14.

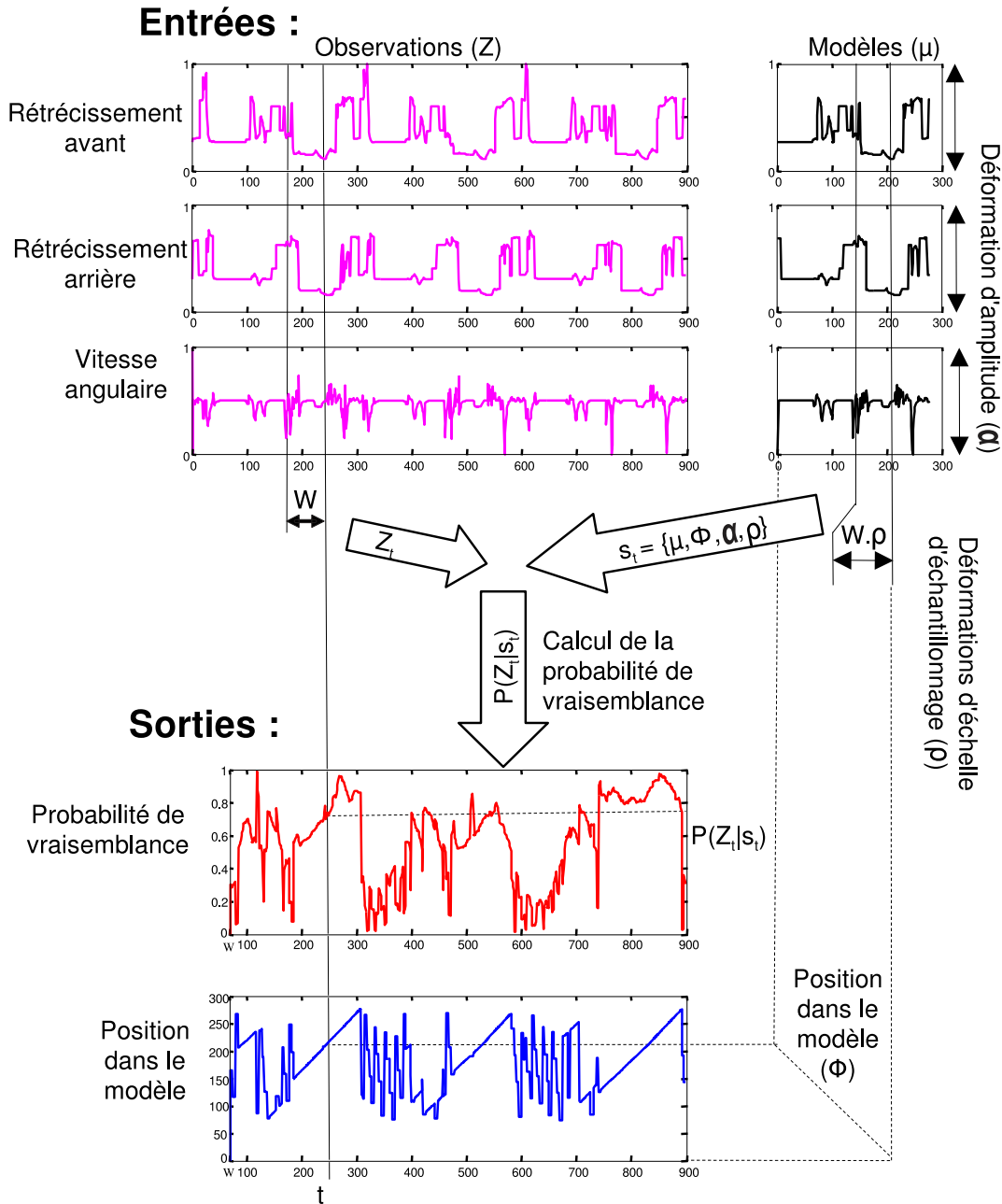


FIGURE 3.14 – Algorithme CONDENSATION appliqué à notre contexte.

3.2.3.1.4 Résultat du processus de tri Les chemins utilisés pour le processus de test de reconnaissance ont été fournis par 4 catégories différentes, comme décrit dans la figure 3.15.

Dans la première étape, chaque premier chemin de chaque classe est sélectionné en tant que modèle de classe. Il n'y a donc pas de phase de modélisation et on ne prête attention qu'au test de

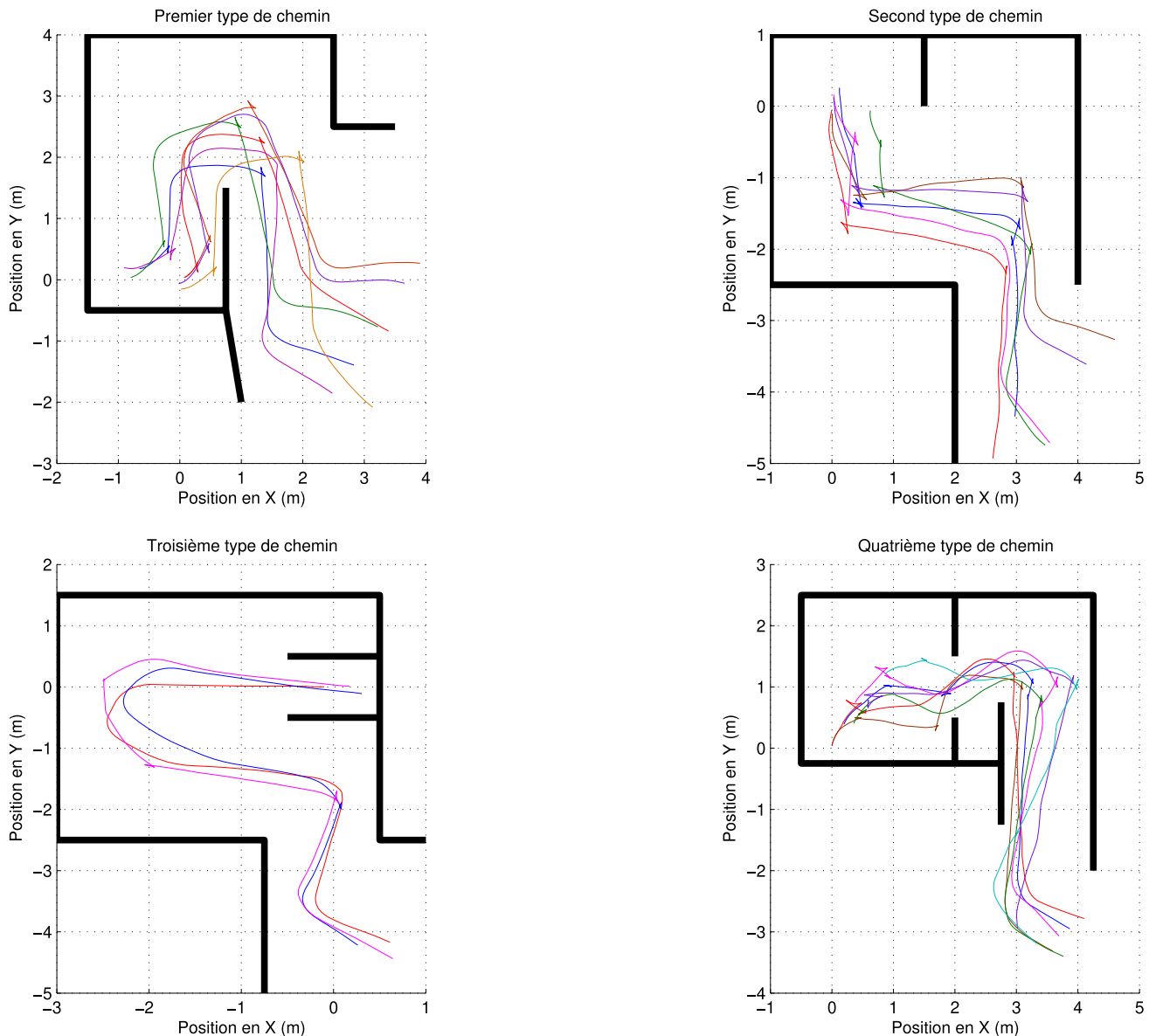


FIGURE 3.15 – 4 classes de chemins réels.

reconnaissance qui se déroule comme suit :

- la taille de la fenêtre W est définie ;
- la position de départ est définie sur la taille de la fenêtre W ;
- l'algorithme est répété jusqu'à ϕ_{\max} ;
- le résultat de la reconnaissance (cf. tableau 3.2) est donné à différents moments de l'itération $t \in [W + 1, W + 5, W + 10, W + 20, W + 30, W + 40, W + 50]$. Ce pourcentage correspond au nombre de chemins correctement reconnus (classés) parmi l'ensemble des chemins.

La première partie de la table 3.2 résume les tests effectués pour les 23 chemins divisés en 4 classes.

L'algorithme a été développé dans son intégralité avec Matlab. Les paramètres du filtre sont les suivants : $N = 500$ états, $W = [10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60]$ observations, $\alpha \in [0.7 \ 1.3]$, $\rho \in [0.7 \ 1.3]$, 50 nouveaux états à chaque itération (10%), $\varepsilon = 0.2$, 10 prédictions avant de réinitialiser l'état, $\sigma_i = 1$ (pas d'estimation de l'écart type) ; les paramètres pour l'incertitude de prédiction sont sélectionnés comme dans [28] : $\sigma_\phi = 0.5$, $\sigma_\alpha = \sigma_\rho = 0.1$.

La figure 3.16(a) montre le modèle du premier type de chemin et la figure 3.16(b) le chemin à reconnaître. Ces deux chemins ont été fournis par deux tests réels sous la forme de deux parcours

dans un environnement identique. Nous nous attendons à ce que l'algorithme récupère le chemin actuel et la position actuelle du chemin dans le modèle. Les dernières observations W peuvent être utilisées pour établir le modèle le plus probable, ainsi que la position dans le modèle et ses déformations.

Un exemple de reconnaissance est donné à la figure 3.16(c) avec une déformation de la courbe de position de 19%.

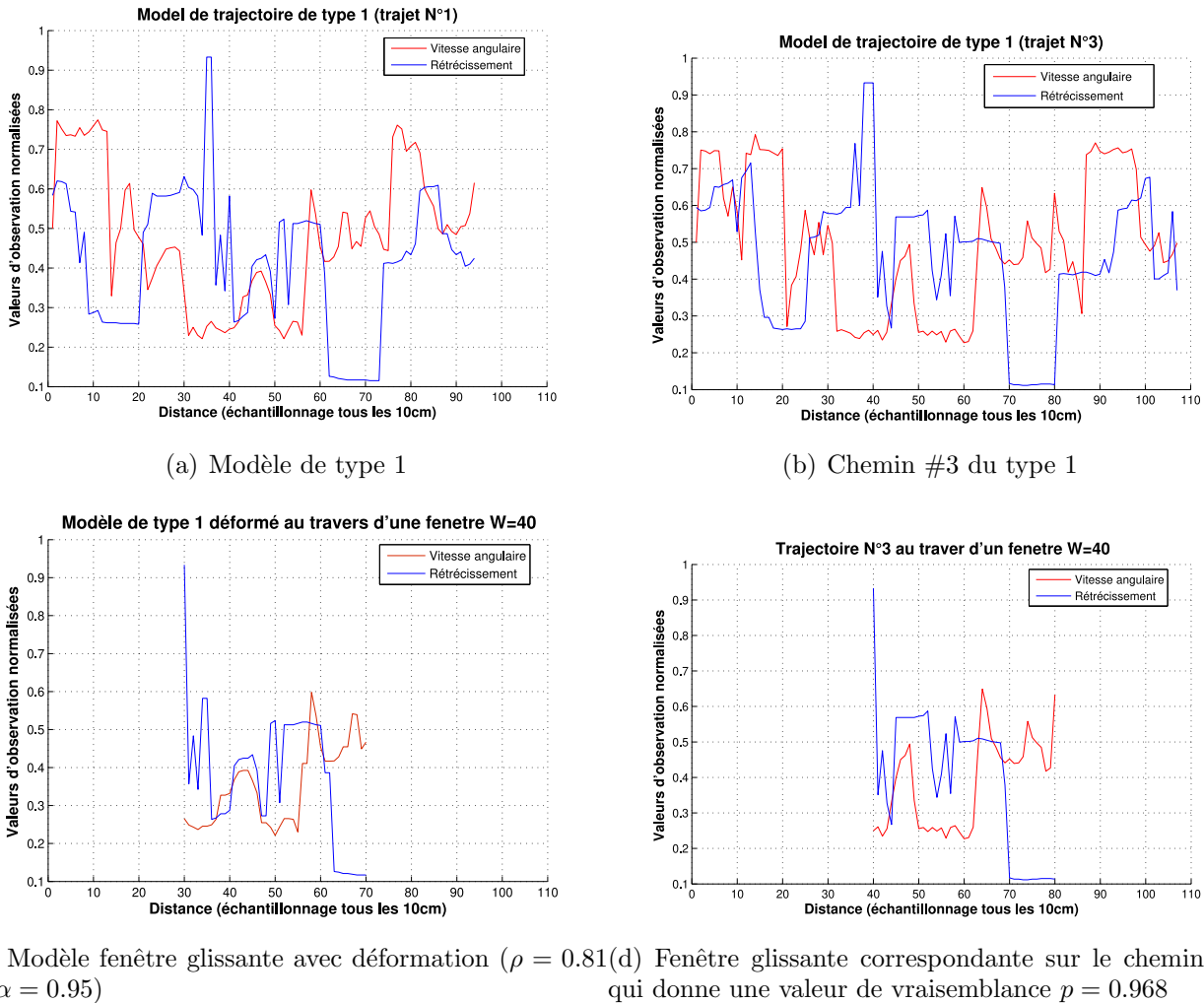


FIGURE 3.16 – Test de reconnaissance pour les chemins de type 1.

Nous pouvons constater qu'il existe un désalignement entre le modèle et les observations dans les figures 3.16(a) et 3.16(b), ce qui est une cause d'erreur dans le processus d'appariement direct des courbes alors que ces différences sont prises en compte avec l'utilisation de l'algorithme CONDENSATION comme montré dans les figures 3.16(c) et 3.16(d), afin de permettre une reconnaissance correcte.

Une autre série de tests fournit des informations sur l'efficacité de l'algorithme. Dans la première partie du tableau 3.2, les calculs ont été effectués en utilisant l'algorithme original trouvé dans [28] implémenté sous Matlab. Le temps de calcul moyen enregistré avec un processeur Pentium4 d'une vitesse de 2,4 GHz et équipé de 512 Mo de RAM est de 0,9s/chemin.

Les mêmes tests ont ensuite été effectués avec l'algorithme CONDENSATION après modification, comme décrit ci-dessus.

La deuxième partie du tableau 3.2 donne les bénéfices offerts par la modification de l'algorithme.

Lors des tests, il est apparu que le paramètre critique pour obtenir un bon compromis entre le

Algorithme original		pourcentages de chemins reconnus avec la version originale du calcul de vraisemblance										
Temps t	Taille fenêtre W	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
		$W + 1$	65%	35%	26%	13%	26%	30%	26%	22%	39%	56%
	$W + 5$	52%	35%	35%	35%	39%	43%	52%	70%	65%	87%	87%
	$W + 10$	43%	65%	43%	43%	52%	56%	70%	83%	91%	100%	96%
	$W + 20$	52%	70%	65%	70%	78%	91%	91%	96%	100%	96%	96%
	$W + 30$	39%	78%	74%	87%	91%	91%	100%	96%	91%	96%	N/A
	$W + 40$	35%	65%	65%	74%	78%	87%	83%	96%	N/A	N/A	N/A
	$W + 50$	52%	65%	70%	87%	70%	78%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Algorithme modifié		pourcentages de chemins reconnus avec la version modifiée du calcul de vraisemblance										
Temps t	Taille fenêtre W	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
		$W + 1$	35%	43%	9%	9%	9%	13%	21%	26%	39%	52%
	$W + 5$	48%	65%	26%	35%	39%	43%	39%	70%	74%	87%	83%
	$W + 10$	39%	48%	30%	39%	61%	56%	70%	83%	87%	87%	96%
	$W + 20$	52%	61%	74%	70%	78%	87%	96%	100%	96%	96%	100%
	$W + 30$	61%	61%	83%	78%	83%	100%	91%	91%	91%	100%	N/A
	$W + 40$	83%	78%	83%	83%	83%	83%	83%	91%	N/A	N/A	N/A
	$W + 50$	74%	65%	83%	87%	83%	83%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

TABLE 3.2 – Comparaison des pourcentages de chemins reconnus avant et après modification de la méthode appliquée pour le calcul de vraisemblance

taux de reconnaissance et le temps de calcul raisonnable est le choix correct de la largeur W de la fenêtre d'observation. Comme décrit dans le tableau 3.2, l'erreur commise lors de la reconnaissance diminue à mesure que le nombre d'itérations augmente. Par exemple, avec une fenêtre contenant 35 ou 40 observations, l'erreur est nulle sur 20 observations, ce qui correspond à une distance de 2 m.

On remarquera que les résultats semblent comparables pour une taille de fenêtre W de 35 à 50 et pour les temps $W + 20$ ou $W + 30$. La raison en est la suivante : l'algorithme atteint la meilleure efficacité en fonction de la taille de la fenêtre et des différences de trajectoire par rapport au chemin parcouru.

3.2.3.2 Implémentation du système de reconnaissance de chemin sur l'architecture VAHM

Nous avons vu que le système VAHM est conçu comme un système multi-agents composé d'une mémoire partagée accédée par divers agents dont la fonction est de lire les capteurs, d'interagir avec l'utilisateur ou de réagir aux modifications de l'environnement du fauteuil roulant (cf. figure 3.17 dans le cas du mode simulation). L'agent chargé de la reconnaissance du chemin a pour but de fournir une assistance à l'utilisateur tout en lui évitant la nécessité d'envoyer à nouveau des commandes pour la direction tout en se déplaçant dans un environnement familier. Cet agent – que nous avons appelé *path monitoring* – fait partie des agents cognitifs. Lorsque cet agent est certain de connaître la position du fauteuil roulant, il remplace la commande donnée par l'utilisateur par la commande enregistrée dans le modèle de chemin correspondant.

Un simulateur a été développé pour remplacer l'environnement réel tout en utilisant les agents du système VAHM. Il peut être considéré comme similaire à un agent car il remplit la fonction des capteurs ultrasons et des moteurs électriques qui fournissent respectivement l'état de l'environnement

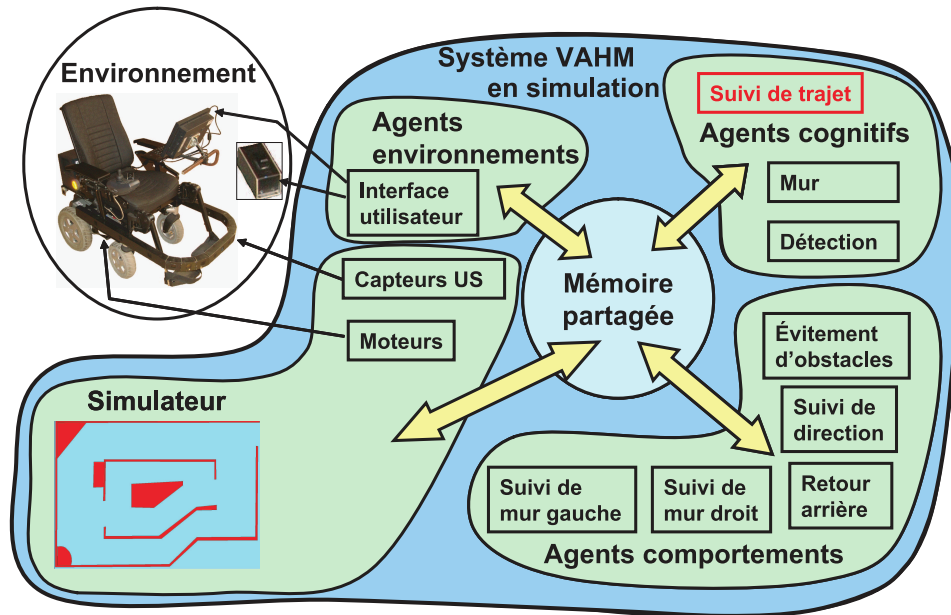


FIGURE 3.17 – Système multi-agent en mode simulation.

et la commande en fonctionnement. Cette information est ensuite remplacée par l'agent du simulateur (cf. figure 3.17) afin de gagner en indépendance par rapport à l'équipement pendant les phases de test et de réglage.

3.2.3.2.1 L'agent «Path Monitoring» L'agent *path monitoring* a accès à la mémoire partagée (cf. figure 3.17). Cette mémoire permet d'interagir avec les autres agents. Il est composé de trois éléments : le corps de l'agent (qui prend en charge l'accès à la mémoire, les sauvegardes des résultats et la gestion des observations), l'algorithme de reconnaissance et un réseau de modèles.

Notre agent effectue une reconnaissance pour chaque opération d'échantillonnage et enregistre les résultats dans un tableau contenant également 3 000 éléments dont l'indice varie en même temps que l'indice d'observations. Il permet également d'afficher des courbes représentant la probabilité de l'état dominant ainsi que la position de cet état dans le modèle, comme indiqué dans la figure 3.18 (uniquement pour la surveillance).

Un parcours complet est modélisé par plusieurs modèles dans une chaîne ou une séquence. Pour que ces séquences soient établies, les modèles sont placés dans un réseau composé d'états et de transitions, similaire à une chaîne de Markov dans laquelle chaque état correspond à un modèle et où la probabilité de passer d'un état à un autre est indiquée dans chaque transition. Cependant, dans ce cas particulier, les transitions ont également un modèle de petite taille, de sorte que le fauteuil roulant puisse être contrôlé pendant ces phases de transition. Un exemple d'une telle séquence modèle lorsque l'utilisateur traverse un corridor est représenté sur la figure 3.19.

À chaque arrêt du fauteuil roulant, le corps de l'agent transmet les résultats de la reconnaissance au réseau modèle. Ces résultats sont ensuite analysés pour détecter les transitions réussies. Chaque fois qu'une transition est analysée, sa probabilité augmente. Cette probabilité correspond au nombre de passages réussis à travers cette transition. Lorsque l'on recherche la transition avec la probabilité la plus élevée, pouvant éventuellement conduire à un changement automatique de direction, la transition sélectionnée sera la transition avec le compteur le plus élevé.

3.2.3.2.2 L'algorithme de reconnaissance L'algorithme de reconnaissance utilise l'algorithme CONDENSATION décrit ci-avant. Il reçoit les vecteurs d'observation fournis par le corps de l'agent ;

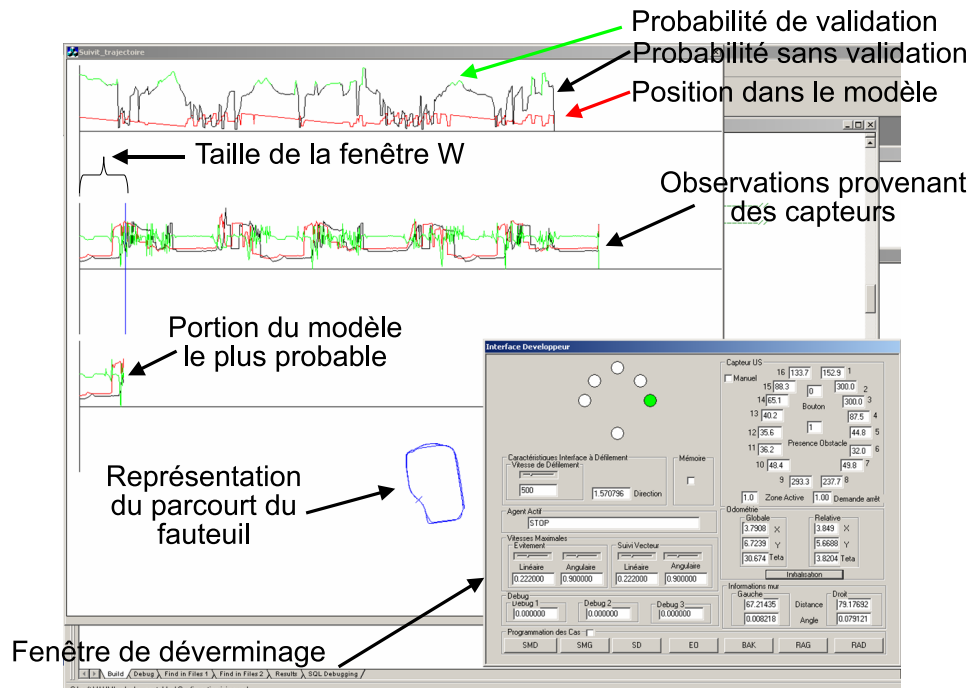


FIGURE 3.18 – Vues affichées par l'agent *path monitoring*. La partie supérieure du diagramme présente la probabilité de reconnaissance et la position dans le modèle. Le deuxième diagramme représente les observations effectuées par les capteurs du fauteuil roulant. Le troisième diagramme représente la fenêtre de reconnaissance du modèle. Enfin, le graphique représente le parcours du robot.

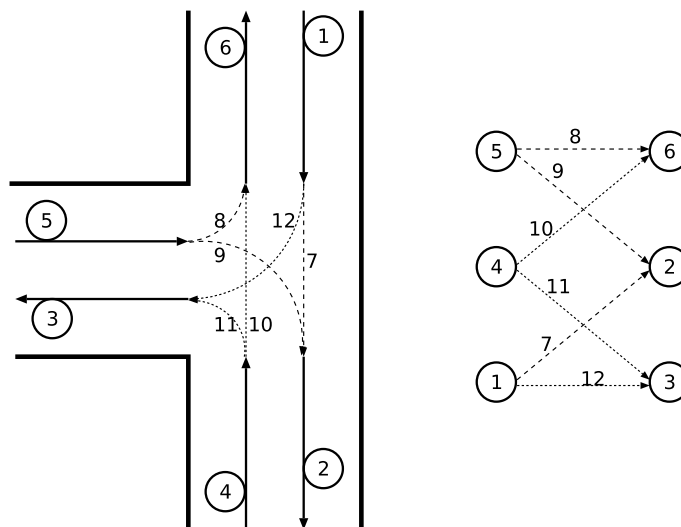


FIGURE 3.19 – Une intersection avec son réseau associé.

il a également accès au réseau modèle. Lorsqu'il est présent, l'agent lit dans un fichier de configuration une liste des vecteurs d'observation à utiliser lors de la reconnaissance. Ce système permet de modifier les vecteurs d'observation utilisés sans faire appel à une modification du code. Après chaque reconnaissance, il renvoie les propriétés de l'état dominant, c'est-à-dire le nombre de modèles, la position dans le modèle, les déformations du modèle et la probabilité d'être dans cet état. Lorsque la probabilité tombe en dessous d'un seuil spécifique, l'état est réinitialisé.

La partie suivante traite de la simulation et des résultats expérimentaux obtenus avec le prototype VAHM 3.

3.2.4 Simulation et résultats expérimentaux avec VAHM 3

3.2.4.1 Simulation d'environnement et «path monitoring»

Le nouvel agent nommé *path monitoring* a été développé sur la base des résultats fournis par le processus de classification. C'est un agent cognitif du système multi-agents pilotant le VAHM. Son but est de déterminer sa propre position dans un environnement connu et d'aider l'utilisateur en suggérant des changements de direction automatiques. Un changement automatique de direction est effectué en remplaçant la direction donnée par l'utilisateur par la direction stockée dans le modèle de chemin. L'absence de réaction de l'utilisateur est considérée comme une validation de la décision prise par l'agent.

3.2.4.2 Validation de la mise en œuvre de l'algorithme de reconnaissance

En vue de valider la mise en œuvre de l'algorithme, de vérifier le fonctionnement en temps réel du processus de reconnaissance et de sélectionner les paramètres associés à l'algorithme CONDENSATION, l'architecture de commande a été utilisée en mode simulation. Le test est exécuté en deux étapes. la première est dédiée à la création d'un modèle de chemin et la seconde à la reconnaissance.

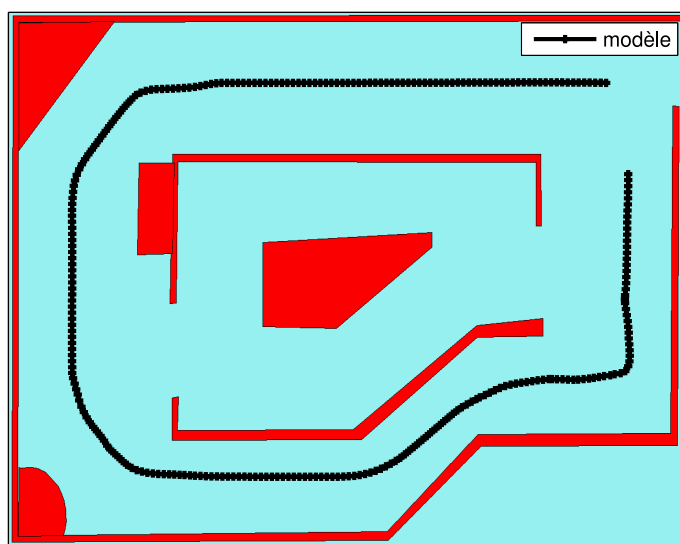


FIGURE 3.20 – Environnement de test et modèle fourni par le premier parcours.

Ce premier chemin est pris comme modèle (voir figure 3.20) et le test de reconnaissance peut ensuite être effectué. Le test consiste à se déplacer dans l'environnement en parcourant un chemin similaire ou différent du modèle. Les réponses de l'agent «suivi de trajet» nous permettent d'évaluer le taux de reconnaissance grâce à la probabilité de reconnaissance et la variation linéaire de la position dans le modèle. Cette dernière signifiant que le système connaît sa position dans l'environnement.

Ces résultats, visibles dans la figure 3.21, nous montrent que la reconnaissance a été correctement effectuée malgré les petites différences de trajets du fauteuil. Cette figure présente trois passages dans l'environnement de test. Le premier passage (échantillons de 0 à 300) suit le modèle avec une bonne reconnaissance visible par la probabilité élevée et la progression linéaire de la position dans le modèle. Le second passage (échantillons de 300 à 570) commence par suivre le modèle puis bifurque dans la zone centrale de l'environnement. On distingue l'endroit où le fauteuil quitte le modèle par la chute de la probabilité peu après le 400^{ème} échantillon. Le troisième tour dans l'environnement débute vers le 600^{ème} échantillon et suit le modèle.

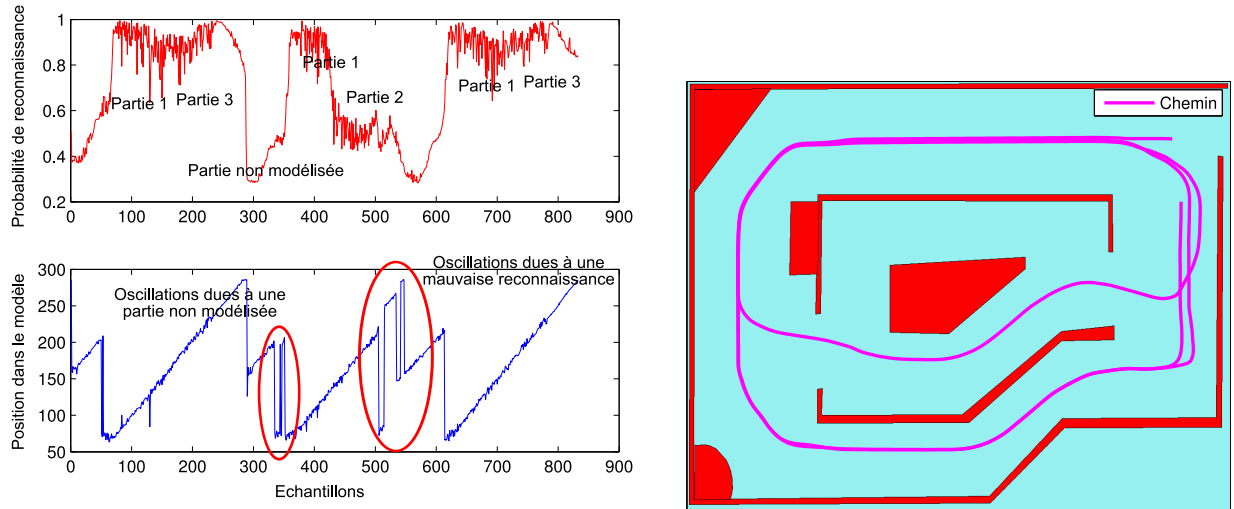


FIGURE 3.21 – Résultats fournis par la reconnaissance.

Ces tests ont permis d'ajuster les paramètres de l'algorithme CONDENSATION. Les valeurs sélectionnées sont les suivantes : $N = 500$ États, $W = 40$ observations, $\alpha \in [0.9 \ 1.1]$ (c'est-à-dire $\pm 10\%$ de déformation), $\beta \in [0.8 \ 1.2]$ (c'est-à-dire $\pm 20\%$ de déformation), $\varepsilon = 0.2$, 1 prédiction avant de réinitialiser l'état, $\sigma_i = 1$ (pas d'estimation de l'écart type), $\sigma_\phi = 0.5$, $\sigma_\alpha = \sigma_\rho = 0.1$.

Une fois que l'algorithme CONDENSATION a été validé et que les paramètres actuels ont été définis, il est possible d'exécuter la méthode d'enchaînement des modèles et le remplacement de la commande utilisateur.

3.2.4.2.1 Validation de la reconnaissance Les sorties fournies par l'agent *path monitoring* évaluent le taux de reconnaissance à partir de la probabilité de reconnaissance et de la variation linéaire de la position dans le modèle.

La méthode utilisée pour évaluer le taux de reconnaissance est décrite ci-dessous. Les paramètres ont été définis de manière empirique sous Matlab. Les valeurs utilisées sont :

- la valeur moyenne des 7 derniers échantillons pour la probabilité de reconnaissance (P_{mean}), fournie par la formule (3.3) afin de lisser la courbe de probabilité et de remédier aux faibles valeurs de reconnaissance.

$$P_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^7 p_i}{7}. \quad (3.3)$$

- l'erreur sur la linéarité de progression de la position ϕ dans le modèle des 7 derniers échantillons (L_ϕ). Cette erreur est calculée comme la valeur moyenne au carré des erreurs de progression avec l'équation

$$L_\phi = \frac{(\sum_{i=1}^7 \phi_i - \phi_{i+1} - \rho_i)^2}{7}$$

permettant un calcul de la différence entre les positions de reconnaissance ϕ_i et ϕ_{i+1} à partir desquels le pas d'augmentation ρ a été soustrait, fournissant ainsi l'erreur de progression dans le modèle. Le calcul de la distance entre ϕ_i et ϕ_{i+1} prend en compte les modèles utilisés comme références pour surmonter les difficultés liées à la modification de modèles.

La reconnaissance est validée lorsque :

- $P_{mean} > 0.98$ et $L_\phi < 300$
- $P_{mean} > 0.80$ et $L_\phi < 40$
- $P_{mean} > 0.90$ et $L_\phi < 100$

— La reconnaissance à l’instant précédent est validée et $P_{mean} > 0.70$ et $L_\phi < 200$
 La dernière condition de validation crée une courbe d’hystérésis pour assurer une plus grande stabilité face aux modifications mineures de l’environnement et une meilleure continuité pour le processus de validation de la reconnaissance. Ces valeurs de validation ont été fixées empiriquement.

3.2.4.2.2 Enchaînements des modèles de chemin L’environnement est stocké par partie de chemin (modèle). Ces modèles doivent ensuite être liés pour assurer la continuité du processus de reconnaissance. Pour mettre en œuvre l’enchaînement des modèles décrit ci-dessus, nous utilisons deux modèles connectés dans l’environnement du simulateur. Ces modèles représentent un chemin complet qui nécessite quelques actions de la part de l’utilisateur dans des cas standard (arrêter et continuer). Ce test a donc deux objectifs. Le premier consiste à s’assurer que le système est capable de suivre les modifications de modèles en fonction d’une séquence connue et établie dans le réseau de modèles ; le second vise à garantir que le système puisse suivre un changement de direction.

La direction du fauteuil roulant peut être modifiée par une modification des commandes de direction. La commande nécessaire au suivi de chemin est enregistré dans le modèle. Elle est appliquée lorsqu’il est nécessaire de reconnaître la position dans le modèle. La reconnaissance est validée par la méthode décrite au paragraphe 3.2.4.2.1.

Sans cette phase de validation de la reconnaissance, le fauteuil roulant ne peut pas savoir quand les changements de direction doivent être appliqués. Les modèles utilisés et le chemin parcouru sont présentés dans la figure 3.22. Nous pouvons voir que le fauteuil roulant change de direction sans aucune commande de l’utilisateur. Les résultats présentés dans la figure 3.23, incluent la probabilité de vraisemblance, la position dans le modèle et deux procédures de validation de la reconnaissance. Nous pouvons voir que la validation basée uniquement sur la probabilité n’est pas constante car les chemins ne sont pas identiques, alors que l’approche utilisant la probabilité et la linéarité de la progression valide la reconnaissance sur le chemin complet.

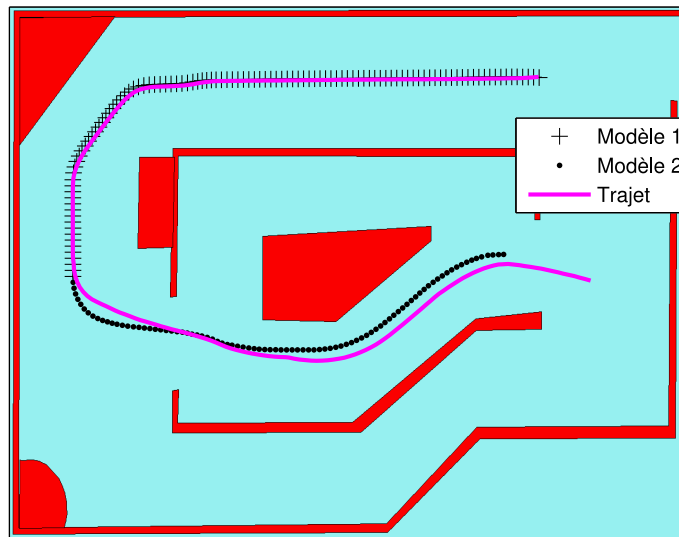
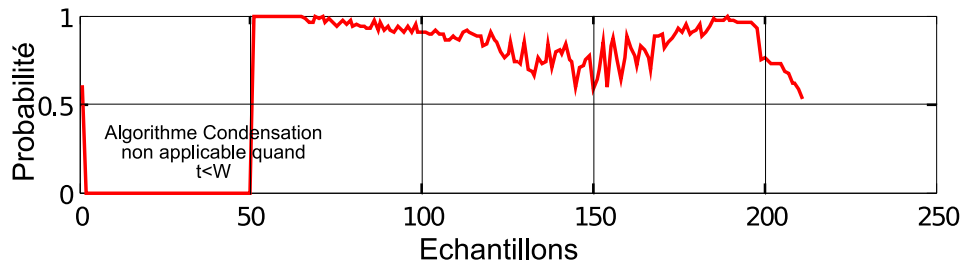


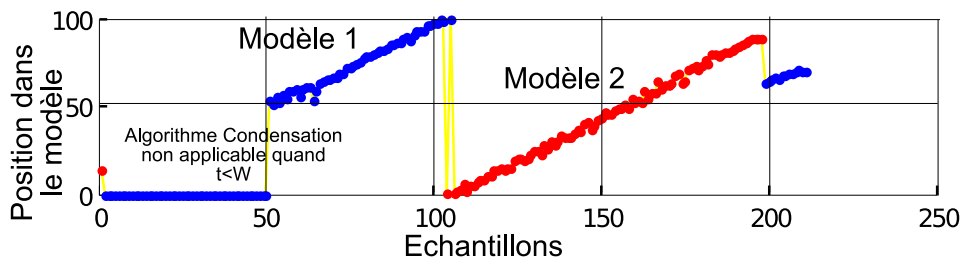
FIGURE 3.22 – Représentation des deux modèles et d’un trajet dans l’environnement. Le trajet est effectué sans définition de direction après le départ.

Nous pouvons observer qu’il n’y a aucune perte de reconnaissance au moment de la transition entre les modèles, même si l’état dominant se situe en alternance à la fin du modèle 1 et au début du modèle 2 – comme décrit dans la figure 3.23(b) – dans les environs des 110^{ème} échantillons.

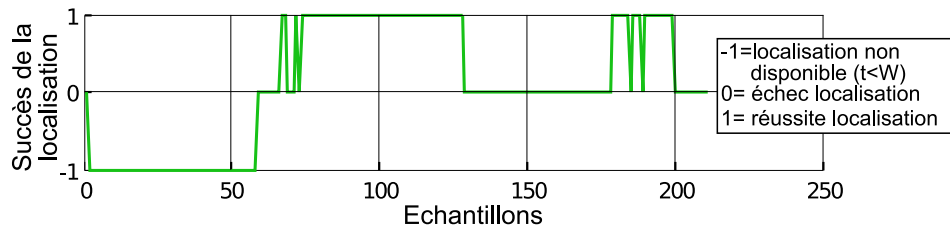
Ces simulations nous permettent de valider l’approche que nous proposons. Cependant, nous devons encore effectuer des tests en situation réelle pour valider cette procédure.



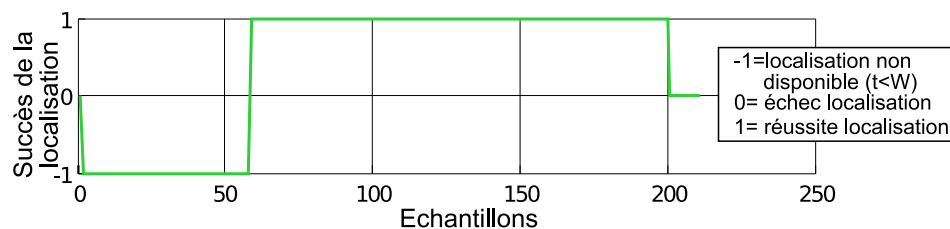
(a) Évolution de la probabilité de vraisemblance



(b) Évolution de la position dans les modèles. Le modèle 1 est reconnu dans l'intervalle 50-100 et le modèle 2 dans l'intervalle 110-200.



(c) Évolution des résultats fournis par la reconnaissance en utilisant exclusivement la probabilité de vraisemblance.



(d) Évolution de la validation de la reconnaissance en utilisant la probabilité et la progression linéaire.

FIGURE 3.23 – Probabilité de vraisemblance, position dans le modèle et validation de la reconnaissance lors de l'enchaînement de deux modèles. La direction est modifiée uniquement lorsque la validation de la reconnaissance est à 1. Lorsque la validation est égale à 0, cela signifie que la reconnaissance a échoué bien que le nombre d'observations soit suffisant. Lorsque la validation est égale à -1, la reconnaissance ne peut pas être effectuée en raison d'un nombre insuffisant d'observations ($t < W$). La différence entre la figure 3.23(c) et la figure 3.23(d) montre qu'un calcul est nécessaire pour valider les résultats.

3.2.4.3 Tests en environnement réel

3.2.4.3.1 Introduction

Les tests ont été effectués en deux étapes :

- lors de la première étape, la reconnaissance de chemin a été mise en œuvre en utilisant le

joystick de commande du fauteuil roulant (et non l'interface de commande TOR à balayage). Ce type de test a permis de vérifier et d'ajuster les paramètres de reconnaissance en temps réel par rapport aux tests réalisés en simulation.

- au cours de la deuxième étape, la reconnaissance du chemin a été mise en œuvre avec l'interface de commande TOR à balayage. Le but est alors de valider la capacité du système à mémoriser un chemin, à le reconnaître, puis à appliquer les changements de direction contenus dans le modèle.

L'environnement utilisé pour la procédure de test se situe dans les locaux du laboratoire. Ces tests consistent en divers déplacements effectués dans les couloirs. La procédure est assez simple :

- un premier passage est fait dans l'environnement pour le modéliser ;
- alors le processus de reconnaissance de chemin est appliqué à tous les passages suivants dans le même environnement.

La figure 3.24 affiche la carte du laboratoire où les tests ont été effectués.

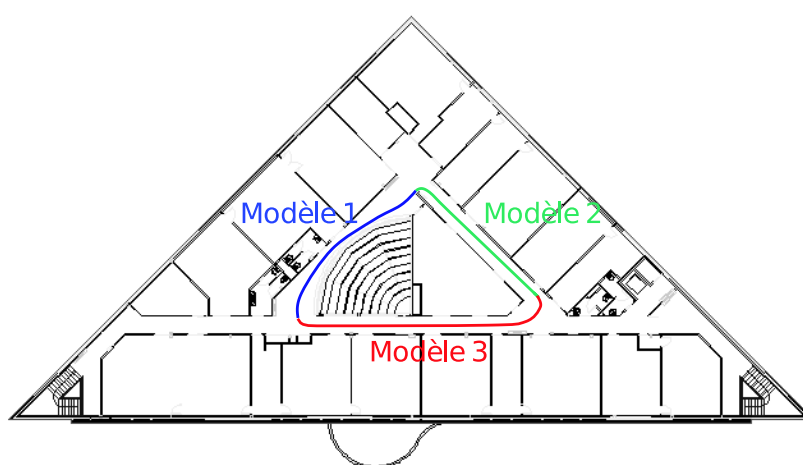


FIGURE 3.24 – Environnement utilisé pour les tests temps réel.

3.2.4.3.2 Utilisation du joystick de commande standard Lors de cette série d'essais nous utilisons le joystick de commande pour déplacer le fauteuil dans l'environnement. Pour cela nous exécutons le programme de contrôle du VAHM en activant l'agent de reconnaissance de trajectoire. Plusieurs trajets sont réalisés en modifiant la taille de fenêtre variable et la puissance de discrimination de la probabilité de vraisemblance.

Ces essais montrent que des éléments comme des pieds de table ont pour effet de fournir un pic très localisé dans les valeurs des distances retournées par les capteurs. De plus un environnement complexe peut générer des zones dans lesquelles un des capteurs ultrasons n'a pas de signal de retour. Par exemple, cette erreur de mesure se produit généralement lors de la rotation du fauteuil VAHM, ce qui entraîne un angle d'incidence empêchant la mesure. Malheureusement, l'algorithme CONDENSATION n'est pas un algorithme exact et il existe un déphasage entre le modèle et les observations, de ce fait ces pics entraînent des différences importantes lors du calcul de vraisemblance. Pour limiter ce problème nous avons réalisé un lissage sur les observations et donc sur le modèle lors de son apprentissage.

La figure 3.25 représente les valeurs lissées et non lissées d'une même zone lors de différents passages. Elle montre aussi les moyennes des carrés de la différence entre deux courbes identiques de rétrécissement en fonction du déphasage. Ces valeurs sont calculées sur les données des rétrécissements avant et arrière, avec et sans lissage. On utilise pour cela une interpolation linéaire entre les

valeurs, comme le fait l'algorithme CONDENSATION. Dans cette figure, on peut remarquer que la différence est bien plus grande sans lissage qu'avec lissage. De plus ce déphasage existe obligatoirement du fait du fonctionnement probabiliste de l'algorithme. Ceci tant à prouver que le lissage peut améliorer le fonctionnement du système.

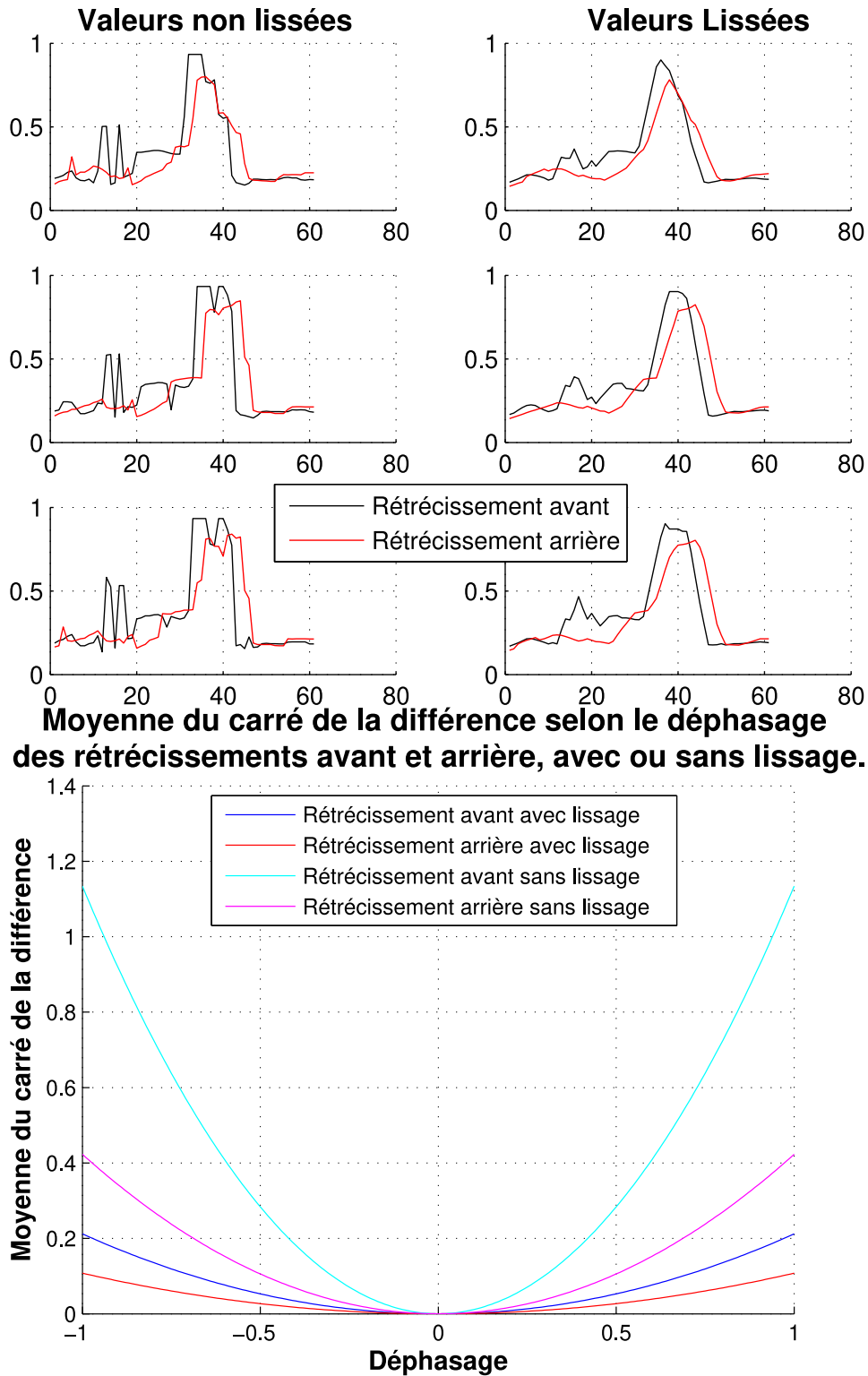


FIGURE 3.25 – Ces figures montrent l'effet du lissage sur les valeurs dans une partie du parcours.

On remarque que pour un filtre moyenneur sur 5 éléments une amélioration de la reconnaissance est notable. Les modifications des autres paramètres n'apportent pas d'améliorations.

Une analyse des résultats montre que, lorsque l'algorithme CONDENSATION est appliqué, le renouvellement des états (particules) ayant des valeurs de probabilité faible n'est pas assez important. Ils se propagent malgré une valeur faible. Le seuil de renouvellement a donc été modifié. De valeur initiale $\epsilon = 0.2$, il est augmenté à $\epsilon = 0.5$ afin de favoriser le renouvellement des états. Ce changement a largement amélioré les résultats de reconnaissance. Les nouveaux paramètres de l'algorithme CONDENSATION sont alors :

- Taille de la fenêtre d'observations : $W = 60$;
- Nombre d'états : $N = 800$;
- Variation de l'amplitude : $\alpha = [0.9 \ 1.1]$;
- Variation de l'échantillonnage : $\beta = [0.9 \ 1.1]$;
- Seuil de la probabilité de vraisemblance avant renouvellement de l'état : $\epsilon = 0.5$ et exécution d'une prédiction avant le renouvellement ;
- Utilisation de 10% de nouveaux états ;
- Puissance utilisée pour la discrimination de la vraisemblance : $A = 16$;
- Incertitudes de prédiction : $\delta_\rho = 0.02$, $\delta_\phi = 0.05$ et $\delta_\alpha = 0.02$.

Les résultats de la reconnaissance sont décrits dans la figure 3.26. Cette figure présente les 3 modèles appris lors d'un premier passage dans l'environnement. Puis les résultats donnés par deux passages consécutifs dans ce même environnement. Elle montre que le fauteuil VAHM a réussi à se localiser tout au long des trois modèles appris. Il est à noter que la liaison entre le modèle 3 et le modèle 1 n'a pas été modélisée, ce qui explique que la reconnaissance échoue lors de cette transition. On remarque que le fauteuil est de nouveau localisé lorsque la fenêtre W se trouve complètement sur une zone du modèle 1.

La section suivante montre comment le processus de reconnaissance est mis en œuvre via l'interface de commande TOR à balayage.

3.2.4.3.3 Utilisation de l'interface TOR L'utilisation de l'interface TOR avec la reconnaissance de trajet représente la finalité de ce travail. Ce test consiste à valider la capacité du système à apprendre un trajet, le reconnaître et appliquer les changements de direction contenus dans le modèle. La figure 3.27 montre les résultats de l'utilisation du système dans le même environnement réel. Dans ce cas, nous utilisons un seul modèle regroupant les 3 modèles présentés dans le paragraphe précédent, les changements de direction étant contenus dans le modèle. L'environnement est parcouru 3 fois : le premier trajet permet d'obtenir le modèle et les deux autres doivent reproduire le trajet sans que l'utilisateur n'ait à réaliser une commande de changement de direction. La figure 3.27 montre un déplacement automatique en reproduisant le modèle appris lors du premier passage sans action de l'utilisateur.

On remarque cependant qu'il existe des pertes de localisation. Elles sont dues principalement aux erreurs de mesure (technologies des capteurs ultrasons, glissement des roues sur le revêtement).

3.2.4.4 Conclusion sur la mise en œuvre

L'agent de suivi de trajet est un agent particulier au sein du système VAHM. Il n'agit pas comme un agent d'interaction avec l'extérieur ou comme un agent de comportement réflexe. Il doit anticiper les actions de l'utilisateur et apprendre ses habitudes de déplacement. Cette fonctionnalité nécessite une méthode de localisation topologique afin de connaître la position du fauteuil. La méthode développée utilise la reconnaissance de trajet pour réaliser cette localisation. L'algorithme de reconnaissance utilisé est l'algorithme CONDENSATION. Il permet de mettre en correspondance un modèle avec les dernières observations provenant des capteurs installés sur le fauteuil. Les modèles sont placés dans un réseau Bayésien qui possède des similarités avec une chaîne de Markov. Chaque nœud représente

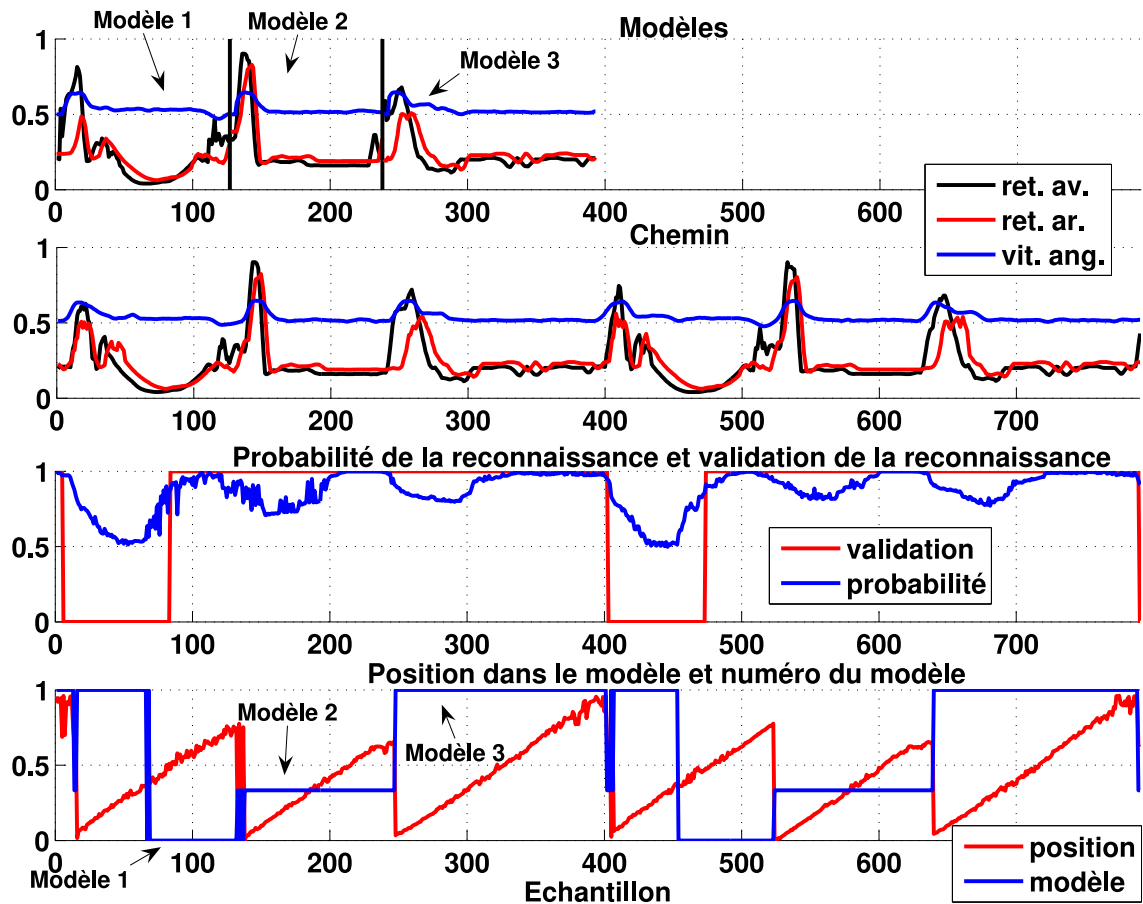


FIGURE 3.26 – Résultats des tests réels avec une commande du fauteuil par le joystick. Cette figure présente les 3 modèles, les trajets parcourus. Les résultats montrent que la reconnaissance est validée lorsque le fauteuil suit le même trajet que les modèles (avec enchaînement).

un modèle et la probabilité de transition d'un nœud à un autre permet de déterminer la suite la plus probable du déplacement.

La mise en œuvre de cet agent au sein du système a été validée étape par étape afin d'affiner les différents paramètres de l'algorithme CONDENSATION mais également les seuils de détection permettant de certifier la reconnaissance. Ce seuil est défini par la valeur de la probabilité et la linéarité de la progression de la position dans le modèle. Ce système permet d'avoir une reconnaissance fiable et de pouvoir apprendre automatiquement les modèles dans le réseau.

3.2.5 Conclusion

Le but de cette recherche était d'intégrer une méthode de localisation topologique afin de permettre au fauteuil, une fois localisé dans son environnement, de pouvoir assister l'utilisateur dans son déplacement. Cette aide doit permettre de limiter le nombre de commandes de direction nécessaire à la navigation. Car, en fonction des pathologies dont souffre l'utilisateur, il lui est parfois difficile et fatigant de générer ces commandes de direction.

L'originalité de ce travail réside dans la méthode de localisation topologique. Après des essais infructueux de modélisation par Modèles de Markov Cachés (MMC) en utilisant les données issues des agents (comportements) comme source d'observation, nous avons utilisé directement les données

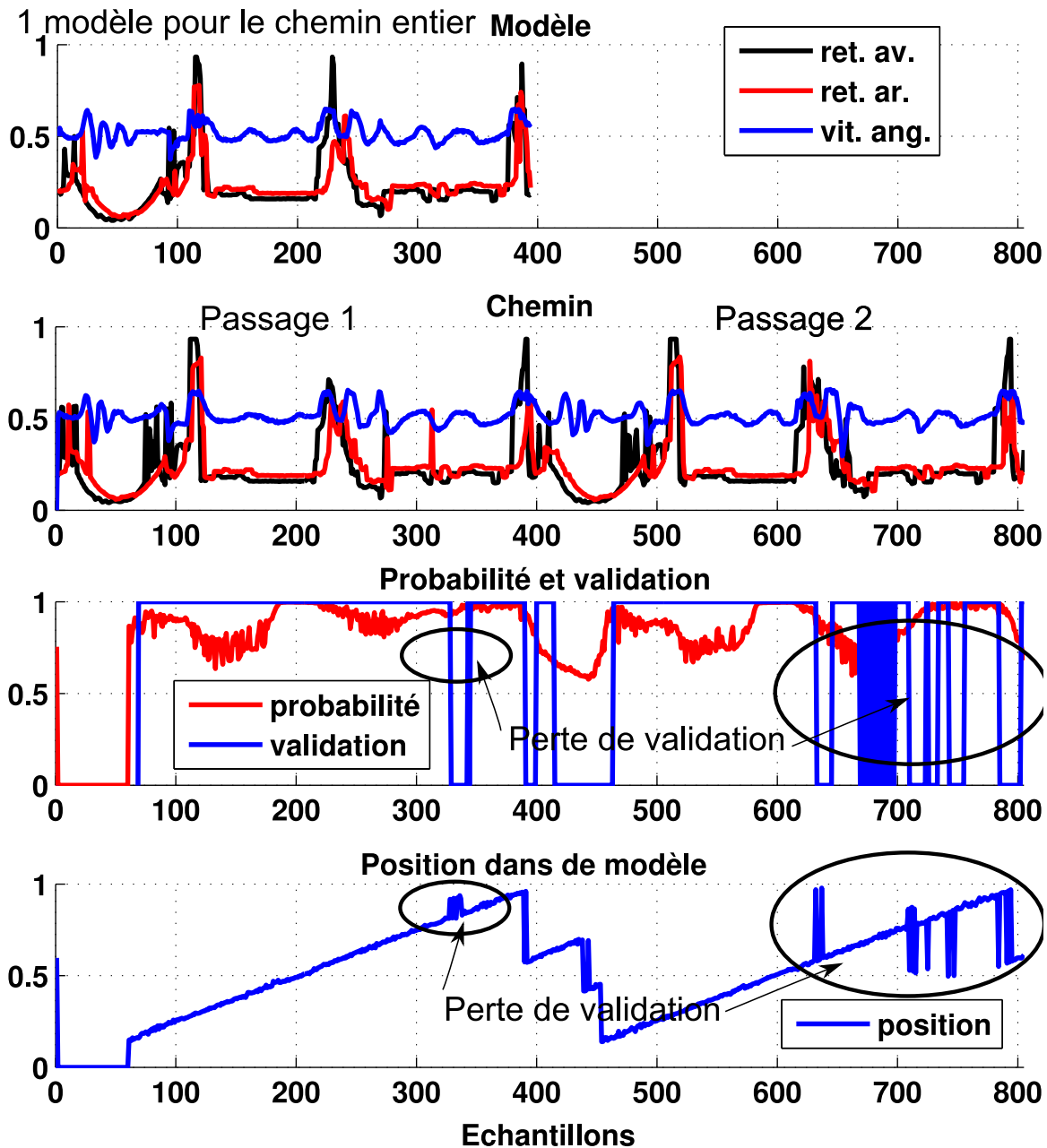


FIGURE 3.27 – Résultats des tests réels avec une commande par l'interface TOR. Cette figure présente le modèle, le chemin parcouru et les résultats. Le modèle représente un tour complet dans l'environnement et le trajet représente deux autres tours dans l'environnement. Le trajet complet est réalisé avec une seule commande de direction au départ. Le fauteuil réalise automatiquement les deux passages dans l'environnement.

numériques provenant des capteurs.

Cependant deux problèmes majeurs sont apparus. Le premier est les déformations des courbes dues aux glissements des roues et aux différences de trajets (virages plus ou moins serrés...). Le second vient du fait que l'on ne peut pas tester toutes les possibilités de position du fauteuil en condition et encore moins toutes les possibilités de déformation pour chaque position. La solution choisie utilise un outil provenant du filtrage particulière : l'algorithme CONDENSATION. Cet algorithme regroupe en effet les solutions aux deux problèmes liés à la comparaison directe des courbes des données des capteurs.

Après un premier test de validation de l'algorithme, nous l'avons intégré dans le système VAHM pour réaliser des essais réels en ajoutant un agent spécifique qui réalise la reconnaissance de trajets. Cet agent utilise comme modèle le premier passage sur un trajet appris manuellement avec un découpage manuel. Lorsque cet agent a reconnu le trajet, il remplace la commande de l'utilisateur par celle qui a été enregistrée dans le modèle. L'utilisateur peut à tout moment stopper le fauteuil pour changer de direction. Les modèles sont enregistrés dans un réseau apparenté à une chaîne de Markov où chaque nœud correspond à un modèle et la transition d'un nœud à un autre, et donc d'un modèle à un autre, se fait par rapport à la probabilité de transition qui représente la transition la plus utilisée parmi les transitions possibles.

Ces premiers essais étaient très positifs et des perspectives étaient envisagées au niveau de la gestion du réseau de modèles et de l'apprentissage automatique des modèles. En effet, bien que le réseau de modèles existe et soit fonctionnel, son peuplement se fait à la main et aucun automatisme de gestion n'existe pour l'instant. Un autre point important est la gestion du réseau de modèles car si l'on ajoute indéfiniment des modèles, il y a un risque d'alourdissement du système. Un troisième point discutable était celui de la gestion des probabilités de transition car il serait intéressant d'inclure des plages horaires où l'utilisateur prend un trajet plus qu'un autre : par exemple à l'heure du repas, il va plutôt aller dans la cuisine ou la salle à manger que dans la chambre. Des événements peuvent également influencer les déplacements comme le téléphone, ou quelqu'un qui sonne à la porte. Une autre partie de ce travail qui mérite un approfondissement est la gestion des passages d'un modèle à un autre et plus globalement de l'utilisation d'un nombre variable d'états dans l'algorithme CONDENSATION.

3.2.6 Les limites des fauteuils intelligents

Tous ces travaux de recherche autour des fauteuils intelligents sont normalement destinés *in fine* à des personnes en situations de handicap. Mais force est de constater que l'on ne trouve dans la littérature que très peu d'essais et évaluations cliniques de ces systèmes intelligents et de l'apport effectif de leurs fonctionnalités sur les populations ciblées. En effet ces essais sont très lourds à mettre en œuvre en terme de temps et d'investissement et très souvent incompatibles avec le fonctionnement d'une structure médicale. La plupart du temps les essais sont réalisés en laboratoire avec des populations ne souffrant pas de handicap ou alors sur un nombre de patients très réduit qui ne permet pas de généraliser les résultats obtenus. Il est alors difficile de valider l'impact de ce type de fauteuil sur la qualité de vie des personnes auxquels ils sont destinés.

Plusieurs raisons peuvent être énumérées sur la faible utilisation des fauteuils intelligents en réhabilitation :

- pour les patients : plusieurs problèmes peuvent se poser comme la méfiance vis à vis de l'assistance technologique, des problèmes de perception, la capacité d'apprendre et l'acceptabilité ;
- chaque patient est différent, il faut comprendre leurs objectifs/besoins, leurs aptitudes/compétences, leurs préférences, leurs motivations et leurs environnements, ce qui demande du temps ;
- c'est très souvent incompatible avec des cliniciens surchargés, qui ont une attitude et une connaissance à l'égard des nouvelles technologies qui peuvent être très différentes : valeurs ajoutée, sécurité ;
- La plupart du temps les cliniciens tendent à s'appuyer sur des technologies plus anciennes avec lesquelles ils sont familiers, car ils ignorent souvent les technologies actuelles et n'ont pas le temps de s'y former ;
- globalement, pour les fauteuils roulants intelligents, il faudrait persuader les cliniciens que l'utilisation de ces technologies pour l'évaluation et la formation peut leur apporter une valeur substantielle ainsi qu'aux patients.

Ainsi dans [254] les auteurs suggèrent que les données fournies par ces nouveaux outils doivent être présentés de manière brève, facile à comprendre pour les cliniciens et fournir des informations pratiques permettant d’orienter la prise de décision/la pratique ou permettre de défendre les besoins des patients. Les solutions devraient alors offrir des indicateurs pertinents sans augmenter la charge de travail des cliniciens. Ils énumèrent ainsi quelques exemples :

- identification d’un ensemble minimal de données permettant de déterminer les niveaux de compétences des patients ;
- la définition d’une métrique reliée à des critères généraux comme la fonction, la santé, le confort et le bien-être.

Un autre frein concerne le transfert technologique des fonctionnalités de fauteuils intelligents de laboratoire vers les modèles utilisés par les patients et produits en série par les constructeurs. La plupart du temps les systèmes de commandes sont propriétaires et les industriels sont peu enclins à donner des informations et à ouvrir leur savoir-faire à notre communauté de chercheurs. La conséquence directe est que ces fauteuils sont longtemps restés à l’état de prototype dans les laboratoires avec tous les inconvénients que cela comporte : disponibilité de la plateforme, mise en œuvre par les chercheurs eux mêmes, mobilisation de personnels, transfert des personnes en situation de handicap lors des essais, etc. et les tentatives réussies de transfert technologique sont peu nombreuses. Ce constat fait en 2007 reste encore d’actualité mais la situation évolue du fait des avancées technologiques dans des domaines d’application connexes comme les voitures semi-autonomes et la robotique de service. Ainsi, je présente dans le chapitre des perspectives de recherche un projet de transfert technologique de notre recherche vers la société LogoSilver² qui désire apporter des solutions innovantes aux personnes à mobilité réduite (PMR).

3.2.7 Vers l’analyse de la conduite

En conséquence, bien que nos travaux de recherche sur l’assistance à la conduite aient été très prometteurs, dès 2007, nous avons compris qu’il serait très difficile de faire utiliser un prototype de fauteuil intelligent dans les centres de réadaptation pour évaluer l’intérêt de ses fonctionnalités mais aussi de réaliser un transfert technologique de ce type d’aides techniques «intelligente». Nous avons décidé de travailler en amont, c’est à dire d’essayer d’améliorer l’accès aux aides techniques existantes pour les patients.

Il est actuellement largement admis que tout système technique d’assistance doit être évalué de manière à répondre aux besoins de l’utilisateur. Les tests en situation réelle fournissent des indications pertinentes concernant l’adaptation d’une nouvelle assistance technique à un utilisateur. Cependant, ils sont souvent une solution coûteuse car leur inconvénient habituel est d’être très spécifique à chaque handicap ou à chaque personne. En outre, l’acceptabilité et l’appropriation de toute nouvelle assistance technique doivent être assurées. En effet, il ne s’agit pas seulement de proposer des solutions technologiques à une personne handicapée pour qu’elle puisse acquérir une certaine autonomie, mais aussi d’intégrer une dimension humaine dans son choix [192]. Dans ce contexte, un des défis est l’évaluation des capacités motrices et cognitives avant le choix d’une aide technique spécifique. Certains travaux proposent des méthodes d’évaluation basées sur des questionnaires ou des tests cliniques d’utilisabilité [133]. Le principal inconvénient de ces solutions est qu’elles sont souvent subjectives, dédiées à une pathologie spécifique et ne sont pas suffisantes pour faire un choix de solution adaptée aux spécificités motrices et psychologiques de l’utilisateur. La décision repose alors uniquement sur l’expérience professionnelle des médecins experts et des ergothérapeutes.

Dans le cas précis du fauteuil roulant électrique, ce choix est encore plus délicat puisqu’il constitue une aide technique motorisée complexe, conduisant inévitablement à des problèmes de sécurité, d’er-

2. <http://www.logo-silver.fr/>

gonomie et des difficultés d'utilisation si la solution est inappropriée. La nécessité de proposer un outil d'évaluation qui ne se substitue pas à l'expertise de l'ergothérapeute, mais qui la complète, devient donc pertinente, d'autant plus que les tests en situation réelle peuvent être coûteux car souvent très spécifiques [222]. Dans ce contexte, trois points doivent être étudiés avec une attention particulière :

- les capacités de la personne handicapée moteur ;
- le coût financier du matériel ;
- les risques pour la personne handicapée et pour l'environnement (accident, collision,...).

En effet, la concentration demandée à une personne handicapée moteur lors des expériences de navigation implique rapidement une fatigue, et ce sont précisément ces personnes à déficits moteurs sévères qui ont généralement besoin des outils les plus performants, donc les plus coûteux. De plus, comme la personne encourt plus de risques à conduire un fauteuil roulant, sa prescription nécessite davantage d'attention de la part de l'équipe médicale, composée généralement du médecin prescripteur, de l'ergothérapeute (et/ou psychomotricien) et de l'utilisateur. Dans ce but, l'équipe doit évaluer globalement les capacités des utilisateurs afin de déterminer le fauteuil le plus approprié à son handicap et à son environnement de navigation. Mais cette prescription peut être refusée pour des raisons de sécurité, d'appréhension mais aussi à cause de troubles moteurs sévères impactant fortement la conduite [72]. On peut alors envisager de pallier ces difficultés en développant de nouveaux modes d'interaction homme-machine ou en introduisant des primitives de navigation automatique (détection automatique d'obstacles, suivi de murs, etc.) [33]. Dans tous les cas se pose le problème de l'évaluation de ces nouvelles fonctionnalités. Mais dans tous les cas se pose le problème de l'évaluation de ces nouvelles fonctionnalités qu'il sera difficile de mettre en œuvre de manière réelle pour des raisons physiologiques (fatigabilité importante), psychologiques (acceptabilité de l'aide technique) et de sécurité (fiabilité des prototypes).

C'est dans ce contexte que la simulation peut apporter une aide importante. Ainsi, des exercices de conduite en simulation dans un environnement virtuel pourront permettre de :

- réduire les contraintes précédentes ;
- apporter une solution au problème de sécurité ;
- diversifier les expériences ;
- évaluer les capacités de conduite ;
- quantifier les besoins en termes de fonctionnalités.

Un autre avantage non négligeable de la simulation est la possibilité de mesurer simplement les données de navigation. Il sera possible alors d'analyser les déplacements du FRE ainsi que les actions de l'utilisateur afin de calculer des indicateurs de la capacité ou de la performance de conduite.

Ainsi, un outil de simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique est ici d'une grande utilité. C'est dans ce contexte que se situe la suite de mon travail. On cherche à développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique qui permettent :

- de paramétrer de façon objective le fauteuil de chaque utilisateur (vitesse maximum, accélération maximum, bande morte autour de la position centrale du joystick, retard au démarrage...),
- de tester les capacités de conduite d'un utilisateur potentiel de fauteuil électrique,
- d'expérimenter des fonctionnalités nouvelles en toute sécurité et en s'affranchissant des contraintes matérielles lourdes inhérentes à la conception de prototypes de fauteuils «intelligents»,
- de réaliser un apprentissage sécurisé à la conduite de fauteuil.

La première méthode adoptée pour analyser la conduite du fauteuil consiste à modéliser le système homme-véhicule avec un double objectif. Ce dernier est tout d'abord descriptif au sens où l'on va chercher à mieux comprendre les spécificités de la commande d'un fauteuil électrique. Le second objectif est normatif : le modèle pilote-fauteuil doit permettre de définir le mode de comportement optimal de la personne dans une situation de conduite donnée ce qui induit une méthode d'analyse objective du pilotage de fauteuil. Une seconde piste consiste à décrire des paramètres discriminants de

la conduite à partir des données de simulations que l'on aura traitées par l'intermédiaire de méthodes statistiques ou issues du traitement du signal.

La section suivante va présenter un rapide état de l'art des simulateurs d'aides à la mobilité et les raisons qui nous ont poussées à développer notre propre simulateur en Réalité Virtuelle ViEW (**V**irtual **E**lectric **W**heelchair). Je décrirai ensuite en détails les spécificités de ViEW et son utilisation dans les centres de réadaptation.

3.3 Le simulateur de fauteuil roulant électrique ViEW

3.3.1 Introduction

Comme tout moyen de locomotion, le FRE peut être dangereux pour les autres personnes et le conducteur lui-même s'il n'est pas correctement maîtrisé. Son utilisation optimale et la sécurité de l'utilisateur impliquent d'évaluer les capacités fonctionnelles de ce dernier au moment de la prescription du FRE, ou, pour les jeunes enfants, lors de l'apprentissage de la conduite. Ces tests de conduite sont à la fois nécessaires et indispensables. Cependant les handicaps affectant la composante motrice de la conduite, soulèvent des problèmes de sécurité lors des expériences en situation réelle. L'extraction de paramètres quantitatifs est réalisable mais nécessite des modifications du FRE. Le coût et la complexité de ce type d'adaptation ont été des facteurs déterminants pour le développement de simulateurs de FRE.

3.3.2 Historique

Comparés aux simulateurs de vol ou aux simulateurs de conduite automobile qui ont vu le jour dans les années 50, les simulateurs d'aide à la mobilité pour des personnes en situation de handicap sont très récents. Au début des années 80, les auteurs de [203] ont été les premiers à développer un outil de simulation pour la conduite des fauteuils roulants électriques. Dans ce but, ils ont utilisé la simulation assistée par ordinateur. Une vue globale du mouvement du fauteuil roulant est alors montrée sur un écran. Les auteurs ont conclu que le simulateur pourrait constituer à l'avenir une aide pertinente pour l'évaluation et/ou l'adaptation des fauteuils roulants électriques.

Cependant les premiers prototypes réellement utilisables ont été développés au début des années 1990 [146], [109]. Généralement, ils sont issus de centres et laboratoires de recherche spécialisés dans la réadaptation des personnes à mobilité réduite.

Depuis ces premiers travaux, plusieurs autres projets ont utilisé la réalité virtuelle pour la simulation de conduite d'un fauteuil roulant électrique. Les objectifs visés sont divers. Une majorité de projets cherchent à faciliter l'apprentissage à la conduite pour des enfants [4], [101] ou des adultes [99]. Cet outil peut aussi être destiné à la rééducation de personnes héminégligentes [257]. Outre l'apprentissage des réflexes de conduite, d'autres classes d'applications sont recensées dans [69] : des exercices physiques à visée thérapeutique et des activités de loisir analogues à des jeux vidéos. Les auteurs démontrent que la réalité virtuelle peut aider à améliorer les capacités dans chacune des catégories de personnes évaluées. Ces deux précédentes applications peuvent d'ailleurs être combinées («serious games») comme l'application proposée dans [104]. Enfin, développer un outil facilitant le processus de recherche et développement est un objectif avancé dans [112].

3.3.3 Simulateurs d'aide à la mobilité

3.3.3.1 Composition

Le retour d'information visuelle pour le conducteur est un élément commun à tous les simulateurs, mais il peut prendre diverses formes. Un seul écran est le plus couramment utilisé. Cependant, dans [112], les auteurs ont utilisé quatre écrans pour fournir au conducteur une vision périphérique. Des indices auditifs générés par ordinateur peuvent être ajoutés en même temps qu'une rétroaction visuelle, en particulier en cas de collision [101]. Dans [114], leur simulateur de scooter électrique intégrait un système de visiocasque, équipement couramment utilisé dans le domaine de la réalité virtuelle, mais posant de potentiels problèmes d'utilisabilité pour les personnes en situation de handicap moteur. Même si ce type de matériel n'est pas très lourd, des problèmes peuvent survenir chez les personnes dont le contrôle de la tête et du tronc est faible. Pour augmenter l'immersion dans l'environnement virtuel, la conception d'une plate-forme peut être intéressante pour permettre le retour d'information kinesthésique (vitesse, accélération, pente) [112].

3.3.3.2 Applications

Les premiers simulateurs ont été développés au début des années 1990 [146, 245, 109]. Même si un nombre important de projets sont présents dans la littérature, la plupart de ces simulateurs ne sont pas utilisés dans un contexte de réadaptation.

Alors que les applications pour les simulateurs de fauteuils roulants sont variées, la plus courante est la formation des conducteurs [6, 101, 99, 16, 154]. Une autre utilisation concerne le test de nouvelles fonctionnalités. Certains simulateurs utilisent, par exemple, un joystick isométrique [161]. Dans [183] nous avons mis en œuvre un joystick à retour d'effort pour tester une nouvelle fonctionnalité de «contrôle assisté» destinée à un FRE intelligent. En 2013, nous [230] avons proposé une méthode pour contrôler un simulateur de FRE en utilisant des signaux électromyographiques. Ces travaux seront détaillés dans la suite.

Plus généralement, le simulateur de FRE peut être aussi utilisé comme un outil permettant de concevoir et tester des nouvelles fonctionnalités d'assistance [37, 183, 230] et de sélectionner les caractéristiques ou paramètres à appliquer au fauteuil pour répondre aux besoins spécifiques de chacun [63]. Dans une étude menée par [104], l'objectif était d'utiliser un simulateur pour permettre à une personne valide d'expérimenter la conduite d'un fauteuil roulant. Cette application pourrait être utilisée, par exemple, pour former du personnel de réadaptation ou pour concevoir des environnements accessibles aux fauteuils roulants.

3.3.3.3 Indicateurs de performances

Un système de mesures simples fournissant diverses indications sur la performance de conduite à travers les données acquises est l'un des principaux avantages de l'utilisation d'un simulateur. La nature de ces indicateurs peut être très différente : durée de la tâche de conduite, nombre de mouvements sur le joystick [16], analyse spectrale de ces mouvements [187], vitesse moyenne, écart moyen par rapport à une référence [241] ou par rapport à une trajectoire optimale [187], la longueur d'une trajectoire ou le nombre de collisions [257]. [124] ont validé 4 critères de performance (temps, vitesse, nombre de collisions, erreur quadratique moyenne à partir d'une trajectoire de référence) pour évaluer les compétences de conduite en FRE. Dans une étude réalisée en 2013 [154], les auteurs ont utilisé le temps d'achèvement des tâches pour prouver que l'entraînement à l'aide d'un simulateur est un moyen efficace pour les utilisateurs d'apprendre à utiliser un vrai FRE. Une étude a examiné plusieurs critères de performance [240] en utilisant le nombre de mouvements sur le joystick, le temps de parcours et la variabilité directionnelle moyenne pour différencier les compétences de conduite en

FRE. Dans un travail précédent [181], nous avons utilisé le temps de parcours, la moyenne et l'écart type des trajectoires, l'analyse fréquentielle des données d'angle du joystick pour évaluer l'apport d'un joystick à retour de force dans la conduite du FRE par des enfants avec des incapacités motrices. Les indicateurs de performance peuvent être complétés par une évaluation subjective composée de questionnaires ou d'échelles d'évaluation fonctionnelle [101].

Ces études susmentionnées ont pour objectif commun de prouver que la simulation utilisée en association avec de nouveaux critères peut être utilisée comme un outil standardisé dans le contexte de la réadaptation et peut constituer une aide précieuse pour les thérapeutes afin de former leurs patients et d'évaluer leurs capacités de conduite.

3.3.4 Transférabilité au monde réel

Un simulateur de fauteuil roulant électrique peut permettre aux utilisateurs de faire l'expérience de diverses tâches de conduite en toute sécurité. Pour qu'un tel entraînement soit efficace, il est important que les performances de conduite soient équivalentes à celles d'un vrai fauteuil roulant.

Travailler avec la simulation soulève donc une question importante : les expériences réalisées avec des outils virtuels donnent-elles des résultats équivalents à des scénarios de test réels ? Premièrement, les environnements virtuels utilisés dans la simulation de fauteuils roulants doivent être conçus de manière à simuler le monde réel le plus fidèlement possible, afin que les utilisateurs se perçoivent comme interagissant en temps réel avec l'environnement et son contenu. Ceci, cependant, conduit à la question du compromis entre le coût potentiel et la complexité du système [240], [104], [112] : sélection de la plate-forme mécanique, types d'informations de retour, etc. L'objectif est de pouvoir transposer les résultats de la simulation à des situations réelles dans le cadre de la formation des conducteurs. Plusieurs études suggèrent que cela est possible [105], [69]. Il a été montré dans [257] qu'un programme de physiothérapie utilisant un simulateur réduisait l'impact de la négligence hémisphérique sur la mobilité de l'utilisateur. De même, [6] ont présenté une étude de cas portant sur deux sujets atteints de paralysie cérébrale, montrant qu'un transfert peut se produire entre les compétences acquises lors de la conduite d'un fauteuil roulant lors d'exercices de simulation et l'expérience de la vie quotidienne.

Ces dernières années, plusieurs simulateurs cliniquement applicables ont été développés. Il a été démontré dans [154] qu'un simulateur de FRE sur mesure était particulièrement efficace lors de la formation des enfants à l'utilisation du FRE réel. Ils ont prouvé que le groupe d'utilisateurs formés par simulateur présentait une plus grande amélioration que le groupe témoin.

Dans [15, 16], les auteurs ont recruté 16 jeunes sujets valides pour conduire sur le simulateur virtuel et 13 sujets adultes ont effectué les mêmes tâches de conduite mais avec un fauteuil roulant réel. La souplesse de contrôle de la manette ainsi que le temps nécessaire pour compléter chaque tâche ont été enregistrés et comparés entre les deux groupes. Les stratégies de conduite ont été analysées à partir d'enregistrements vidéo. Le sentiment de présence, d'être réellement dans l'environnement virtuel, a été évalué à travers un questionnaire. Le contrôle souple de la manette était le même dans les groupes «réel» et «virtuel». Le temps d'achèvement des tâches était plus élevé dans le simulateur pour les tâches les plus difficiles. Les deux groupes ont montré des stratégies de conduite similaires et ont rencontré des difficultés équivalentes. Le simulateur a généré un bon sentiment de présence, ce qui est important pour la motivation. Les performances étaient très similaires pour la conduite de fauteuils roulants électriques dans le simulateur et en réel. Ainsi, le simulateur pourrait potentiellement être utilisé pour compléter la formation des personnes qui ont besoin d'un fauteuil roulant électrique en utilisant un joystick ordinaire comme interface de commande.

Les références [122, 123] ont discuté de la validité et de la fiabilité des évaluations de conduite effectuées dans des scénarios réels et dans des environnements virtuels à l'aide de leur simulateur VRSIM-2 personnalisé. Ils ont conclu que l'évaluation de la conduite à l'aide de la simulation est

aussi fortement corrélée aux évaluations effectuées dans la réalité et a validé le fait qu'un simulateur devrait être utilisé activement comme outil d'instruction à la conduite.

3.3.5 Simulateur ViEW

Ces travaux ont fait l'objet de nombreuses publications dont :

- Yann Morère, Guy Bourhis, Kévin Cosnuau, Georges Guilmois, Emilie Rumilly & Emmanuelle Blangy, ViEW : A wheelchair simulator for driving analysis, *Assistive Technology (Impact Factor : 1.089)*, October 2018, DOI : 10.1080/10400435.2018.1503204 <https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1503204>
- Y. Morère, M.A. Hadj Abdelkader, K. Cosnuau, G. Guilmois, G. Bourhis, Haptic control for powered wheelchair driving assistance, *IRBM (Impact Factor : 0.897)*, Available online 9 October 2015, ISSN 1959-0318, <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2015.09.003>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031815000998>)

Un premier simulateur 2D a été mis en œuvre au sein du Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH³) afin de recueillir des données réalisées par des personnes présentant divers déficits moteurs. Ceci a été réalisé dans le cadre des travaux de thèse de S. Meliani au sein de notre laboratoire [177]. Ces essais ont démontré qu'une interface en 2 dimensions rebute les utilisateurs et demande un effort cognitif supplémentaire comme décrit dans [69]. Il lui a aussi été reproché son manque de réalisme du fait des décors trop simplistes.

En 2007, très peu d'outils de simulation dédiés au FRE étaient disponibles. La plupart étaient des projets de recherches en laboratoire. Le seul simulateur disponible à l'achat était WheelSim [238], mais il ne permettait pas la collecte de données de navigation.

Les simulateurs existants n'offrant pas un accès simple aux données de simulation pour une analyse plus approfondie, nous avons choisi de développer notre propre outil : ViEW (*Virtual Electric Wheelchair*).

Les logiciels de modélisation et de moteur 3D temps réel s'étant démocratisés, il était alors possible de développer assez «facilement» un simulateur. La maîtrise complète de ces outils permet de bénéficier de toutes les données de simulation pour les analyses de la tâche de conduite, mais aussi de l'adapter aux contextes spécifiques des centres de réadaptation avec lesquels nous collaborons (en terme d'environnement 3D, d'interface de commande, de fonctionnalités, d'exercices proposés, etc.). La maîtrise complète du développement permet d'ajouter les fonctionnalités nécessaires mais au prix d'une ingénierie très chronophage.

Notre simulateur a plusieurs objectifs : entraînement à la conduite en toute sécurité, évaluation des compétences de conduite lors de prescription de FRE, aide au paramétrage des réglages du fauteuil et test de nouvelles fonctionnalités. Afin de faciliter la diffusion dans les centres de réadaptation, nous avons concentré notre développement sur la partie logicielle. Par conséquent, le système est composé d'un ordinateur, de son écran et du dispositif de commande. Son descriptif est détaillé dans la section suivante.

3.3.5.1 Composition

Bien que nous ayons choisi une solution purement logicielle pour les raisons évoquées plus haut, notre simulateur doit respecter certains critères importants :

- utiliser un organe de commande (joystick en l'occurrence) identique à ceux que l'on trouve sur les fauteuils électriques du commerce afin d'en reproduire le comportement haptique (cf. figure

3. Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés route de Rombas, Bellevue - BP 50719, 57147 WOIPPY CEDEX FRANCE

3.28) ;

- avoir un comportement proche d'un fauteuil réel. Pour cela 3 architectures de fauteuil ont été modélisées (cf. figure 3.29) : traction, propulsion et roues motrices centrales. Le modèle dynamique complet du fauteuil incluant les couples moteurs des roues, la pesanteur, les frottements a aussi été développé et permet d'obtenir un comportement proche de la réalité ;
- gérer les collisions avec l'environnement ;
- favoriser l'immersion de l'utilisateur dans l'environnement 3D en ajoutant des objets réalistes, des avatars animés et en affichant un prolongement animé dans le monde virtuel de la main qui pilote le fauteuil ;
- adapter le fauteuil à un utilisateur droitier ou gaucher ;
- afficher les données du parcours : vitesse, temps de parcours, collisions, etc. ;
- être facilement transportable ;
- avoir un coût et un temps de développement minimum.

Le joystick de commande a été conçu sur la base d'un vrai joystick de FRE que nous avons modifié en remplaçant les dispositifs électroniques d'origine par les nôtres afin de maîtriser la connexion à notre simulateur.

Nous avons augmenté le côté immersif dans l'environnement 3D en affichant dans l'environnement virtuel un prolongement animé du bras de l'utilisateur contrôlant le fauteuil roulant (des visualisations gaucher et droitier sont possibles cf. figure 3.33). L'intérêt d'ajouter une représentation visuelle du corps (ou d'une partie du corps de l'utilisateur) dans la scène virtuelle est qu'il induit un sentiment de présence pour l'utilisateur. Un individu très présent a plus de chances de se comporter dans un environnement virtuel comme il le ferait dans des circonstances similaires dans le monde réel [237].

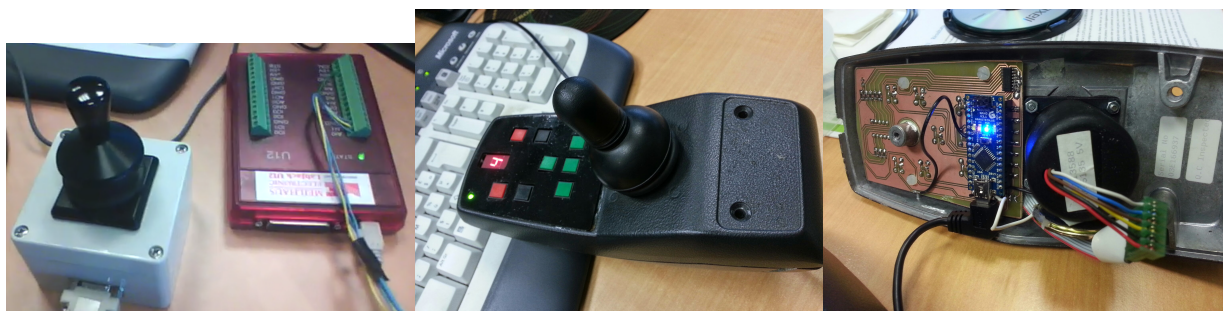


FIGURE 3.28 – Simulateur de conduite ViEW - Évolution de l'organe de commande : Joystick Penny & Giles et module d'acquisition Labjack U12, intégration dans un boîtier de joystick avec acquisition à base d'arduino.



FIGURE 3.29 – Simulateur de conduite ViEW : architectures de fauteuil (propulsion, centrale et traction)

Dans une première version, le Simulateur 3D ViEW (Virtual Electric Wheelchair a été développé

[181] en utilisant les logiciels VirtoolsTM pour la partie simulation temps réel, et 3D Studio MaxTM pour la partie modélisation. À l'origine, l'organe de commande était un joystick de marque Penny & Giles (identique à ceux utilisés sur les matériels du commerce), connecté au simulateur à l'aide d'un module d'acquisition USB U12 de marque Labjack.

3.3.5.2 Évolutions

Nous avons constamment fait évoluer les environnements virtuels 3.32 pour répondre aux demandes spécifiques. Nous avons aussi amélioré l'organe de commande (cf. figure 3.28). Ce dernier utilise maintenant un boîtier de fauteuil du commerce et sa propre électronique à base d'arduino afin de réaliser la communication avec la simulation.

Une nouvelle version du boîtier joystick est en cours de conception. Elle va permettre de se connecter par Bluetooth au simulateur et sera autonome en énergie grâce à sa batterie embarquée. Il a été conçu pour être fabriqué à l'aide d'une simple imprimante 3D. Il possède 5 boutons spécialisés qui auront des actions spécifiques dans la simulation afin d'améliorer l'interaction. Ainsi, l'utilisation du simulateur sera simplifiée car il suffira simplement d'escamoter le joystick existant du fauteuil et de le remplacer par le notre. La figure 3.30 présente ce nouveau boîtier en cours de réalisation.



FIGURE 3.30 – Simulateur de conduite ViEW - Évolution de l'organe de commande : Conception d'un boîtier et de son électronique pour le simulateur ViEW.

De même nous avons dernièrement réalisé la migration des outils de modélisation/rendu et du moteur 3D temps réel. Le but était principalement de s'affranchir de licences contraignantes et de

leurs coûts (logiciels propriétaires) afin de pouvoir diffuser simplement notre simulateur. Nous avons choisi Blender pour la modélisation et Unity 3D pour le moteur temps réel (cf. figure 3.31).

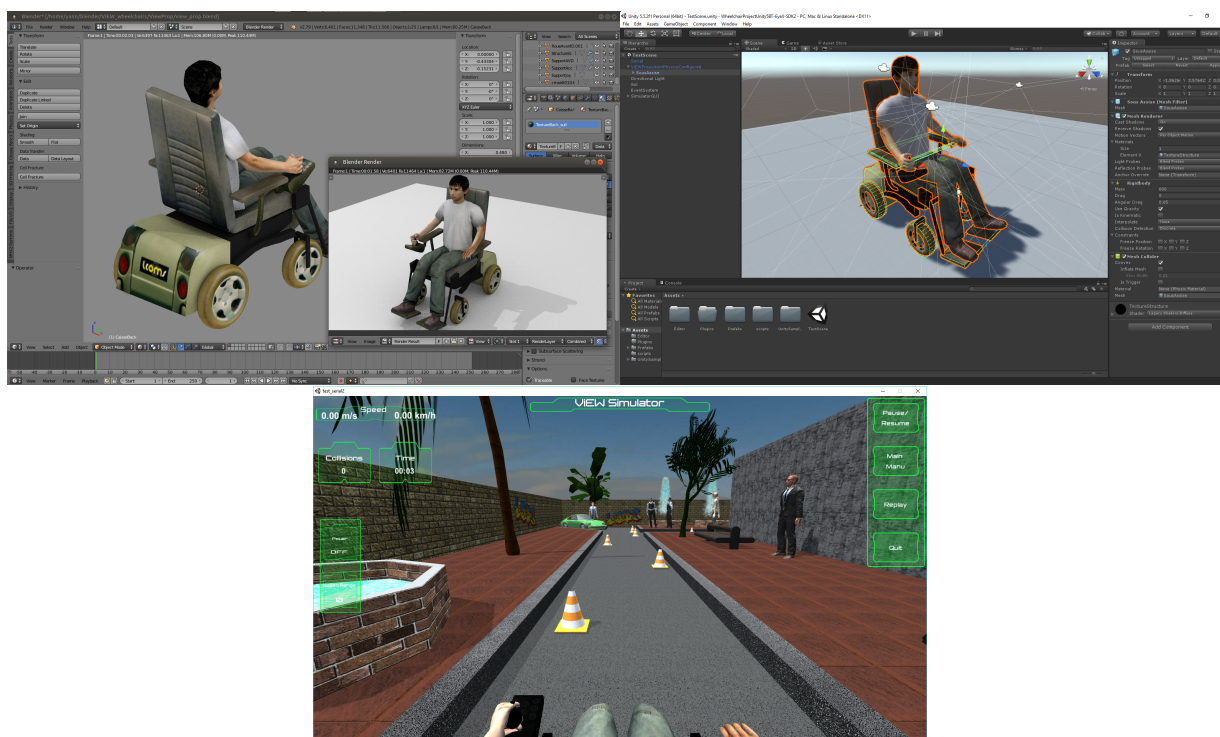


FIGURE 3.31 – Les nouveaux outils de développement : Blender et Unity 3D

Nous avons intégré une journalisation des informations de simulation ce qui nous permet d'avoir à disposition plusieurs informations pour l'analyse de la conduite telles que :

- le temps de parcours ;
- les positions du fauteuil roulant dans l'environnement (position du centre ainsi que les positions des roues droites et gauches) ;
- les actions de l'utilisateur sur le joystick (angle et amplitude) ;
- le nombre de collisions réalisées par l'utilisateur ;
- la gamme de vitesses choisie par l'utilisateur (de 0.42 m/s à 2.02 m/s) ;

Sur un ordinateur récent, la simulation est fixée à 60 images/secondes, la période d'échantillonnage des données est donc de 16.66 ms. Ces données permettent de reconstruire précisément les trajectoires dans l'environnement et de réaliser l'analyse de la conduite après traitement.



FIGURE 3.32 – 3 environnements virtuels développés pour les besoins des centres



FIGURE 3.33 – Simulateur de conduite ViEW : vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite)

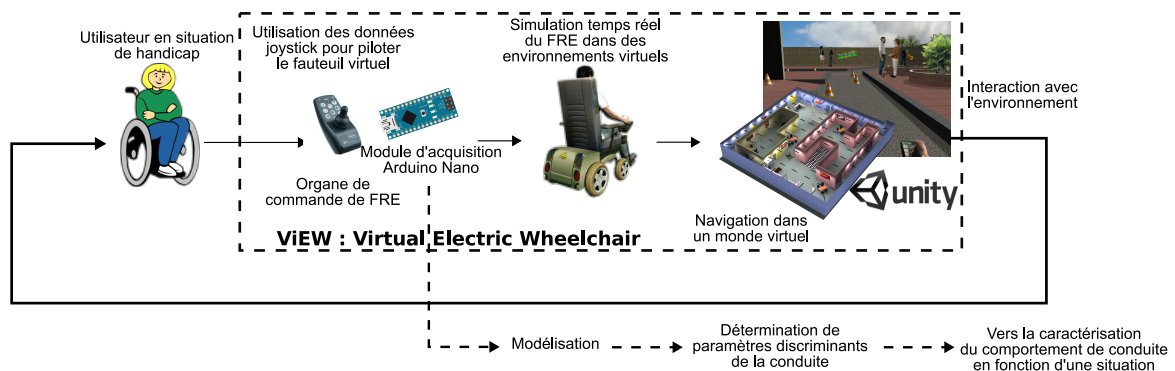


FIGURE 3.34 – Synoptique du simulateur et de son traitement de données

3.3.6 Adaptabilité et modularité

La conception modulaire de ViEW permet d'intégrer facilement différents organes de commandes (joystick à retour de force [181], commande par signaux électromyographiques [230]), d'afficher sur des lunettes 3D, ou encore de réaliser l'acquisition du regard à l'aide d'un système de suivi du regard (eyetracking) [262]. Voyons rapidement deux exemples qui confortent l'intérêt d'un développement ad-hoc. L'intégration d'un contrôle à retour de force et du système de suivi du regard seront détaillés dans des paragraphes spécifiques.

3.3.6.1 Ajout d'exercices spécifiques en simulation

Durant les collaborations avec les différents centres, ces derniers ont rapidement émis des idées concernant des exercices spécifiques qui leur seraient très utiles en simulation. On retrouve parmi elles, l'exercice de la montée d'un trottoir, la traversée de devers ou la montée d'une rampe. Ces demandes de fonctionnalités ont permis de faire évoluer le simulateur. En l'occurrence dans ce cas précis, nous avons dû implémenter un modèle physique du FRE dans la simulation afin de pouvoir prendre en compte les couples moteurs, la gravité, les frottements afin d'obtenir un comportement au plus proche d'un fauteuil réel.

Afin de faire travailler les patients à la manœuvre dans des espaces restreints, un des exercices couramment effectués est l'accès et l'utilisation d'un ascenseur (cf. figure 3.35).

Pour les besoins d'une étude spécifique (définition d'une méthode d'évaluation en sécurité des compétences de conduite de patients en extérieur), nous avons réalisé avec la participation des ergothérapeutes un environnement extérieur complet ainsi que des exercices de conduite avec des niveaux de difficulté croissante. Sur le site réel très étendu, les patients doivent conduire leur FRE tout au



FIGURE 3.35 – Simulateur ViEW : Exercices spécifiques.

long de la journée entre différents bâtiments (école, résidence, centre de réadaptation, cafétéria, etc.). Cet environnement extérieur réel n'est pas adapté aux fauteuils roulants : ils partagent la route avec les voitures et les sentiers avec les piétons ce qui peut entraîner des problèmes de sécurité. Dans ce contexte, la simulation devient alors le support d'apprentissage permettant aux sujets de s'entraîner sans risque.

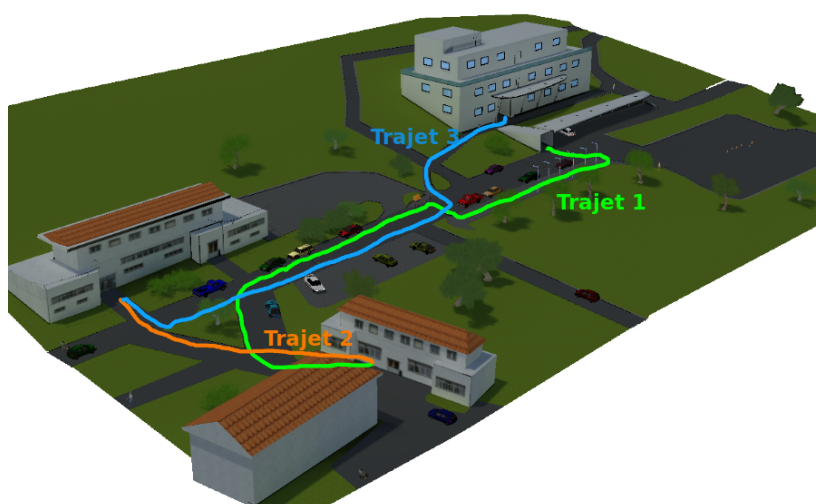


FIGURE 3.36 – Environnement et exercices spécifiques pour l'apprentissage de la conduite en environnement extérieur.

Le parcours global choisi pour la formation et l'évaluation en simulation ont été calqués sur les trajets les plus utilisés reliant les différents bâtiments du centre. Il est divisé en 3 sections reflétant des itinéraires d'un bâtiment à un autre (cf. figure 3.36). La simulation a été divisée en 7 niveaux de difficulté croissante (N0-N6) :

- N0 : environnement vide (pas de voitures, pas d'obstacles en mouvement, etc.) avec marquage au sol pour indiquer la direction à suivre) ;
- N1 : N0 sans marquage routier ;
- N2 : N1 + voitures stationnées dans les stationnements et le long des trottoirs ;
- N3 : N2 + piétons marchant sur le parcours ;
- N4 : N3 + autres utilisateurs de FRE opérant sur le même parcours ;
- N5 : N4 + voitures circulant dans le milieu environnant ;
- N6 : N5 + une voiture recule sur la chaussée et un camion est stationné devant une entrée.

Ces niveaux de difficulté ont été définis pour aider les sujets en phase d'apprentissage à pratiquer des exercices spécifiques et effectuer des validations de compétences par palier.

3.3.6.2 Commande du simulateur par signaux électromyographiques

Un joystick peut être un facteur limitant dans la mesure où il ne peut être utilisé que par des personnes qui ont encore un contrôle moteur suffisamment important pour le manipuler. Pour les personnes souffrant d'un dysfonctionnement moteur grave, une solution consiste à utiliser des signaux électromyographiques (EMG) [108]. Nous utilisons l'analyse et le traitement des signaux physiologiques, offrant ainsi un moyen pour contrôler des systèmes et des interfaces à l'instar de [7, 84]. On s'intéresse ici au développement d'un système d'électromyographie capable de contrôler le simulateur ViEW en lui envoyant des commandes via un système de communication client-serveur.

Tous les détails de ces travaux sont décrits dans [230]. Le projet est composé d'un système d'enregistrement et de traitement temps réel de signaux EMG, du simulateur ViEW et d'un système client-serveur pour l'échange de données entre les deux procédés. Le schéma de principe 3.37 présente le concept de base du projet et montre comment les composants sont connectés.

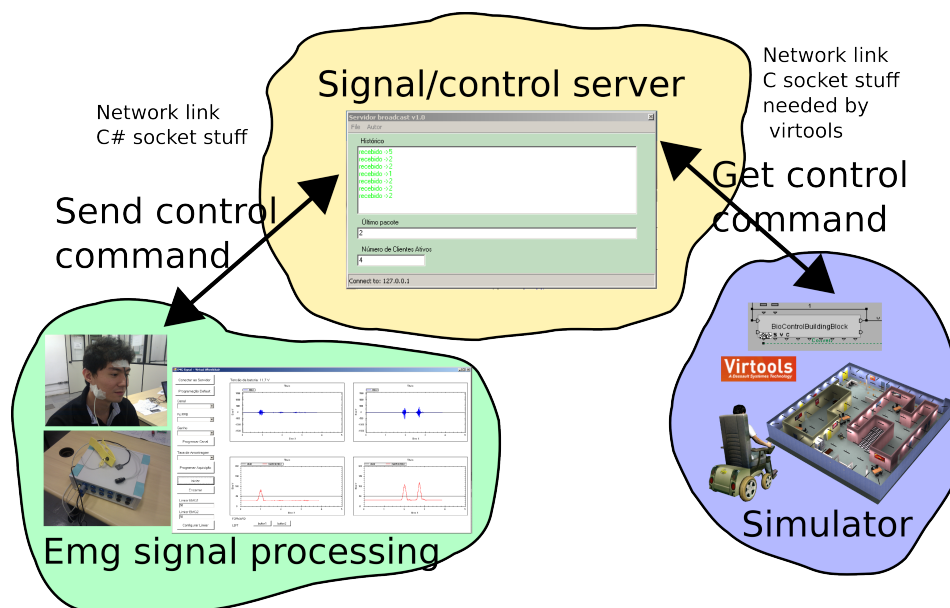


FIGURE 3.37 – Synoptique du système global de commande par signaux EMG.

Pour contrôler le fauteuil roulant, il a été défini quatre commandes : marche avant, arrêt, rotation gauche et rotation droite. Les deux premières sont associées au premier canal EMG et les deux dernières au second. Pour différencier la commande à envoyer au simulateur, nous utilisons l'enveloppe du signal EMG. Un algorithme de détection de crête a été utilisé dans la fonction de traitement. Ainsi un pic unique doit représenter la première commande et deux pics consécutifs, la seconde. Le délai de détection des pics consécutifs est de 1 seconde. Les pics sont comptés en considérant un seuil programmable, défini par l'utilisateur.

L'interface du système EMG est composé de quatre graphiques et de boutons permettant de se connecter au serveur, de programmer le matériel, de démarrer, d'arrêter le processus d'enregistrement et de définir le seuil pour l'algorithme de détection de crête (cf. figure 3.38).

Comme les deux logiciels (simulateur et système d'acquisition de signaux EMG) fonctionnent séparément et sont issus d'outils de développement incompatibles, il était nécessaire de trouver une solution pour les faire communiquer. La solution a consisté à utiliser une connexion à base de «socket» réseau, les deux agissant en tant que des clients connectés à un serveur comme le montre la figure 3.37.

Les deux muscles sélectionnés pour les essais étaient le muscle frontal (*frontalis*) et le muscle de la joue (*masseter*) (cf. figure 3.39). Le premier était utilisé pour le contrôle du déplacement et le second pour le contrôle de la direction.

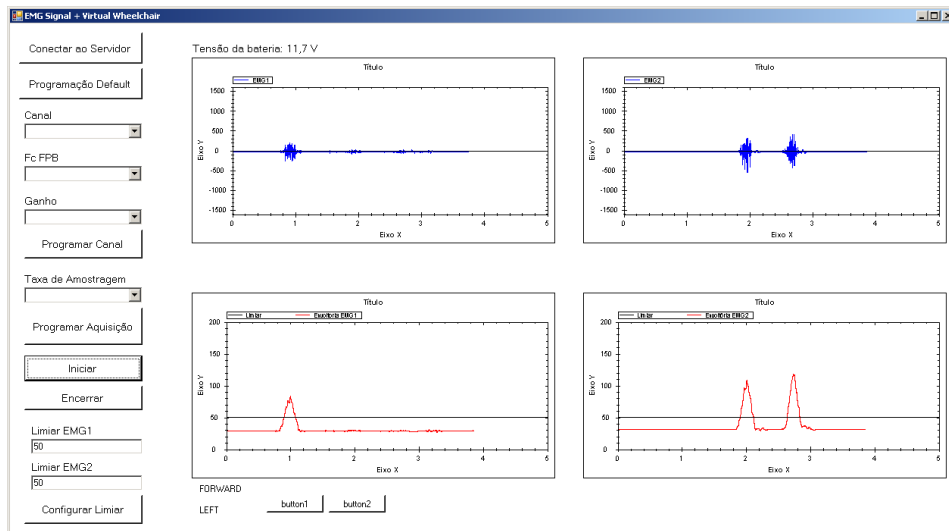


FIGURE 3.38 – Interface du système d’acquisition et de traitement des signaux EMG.

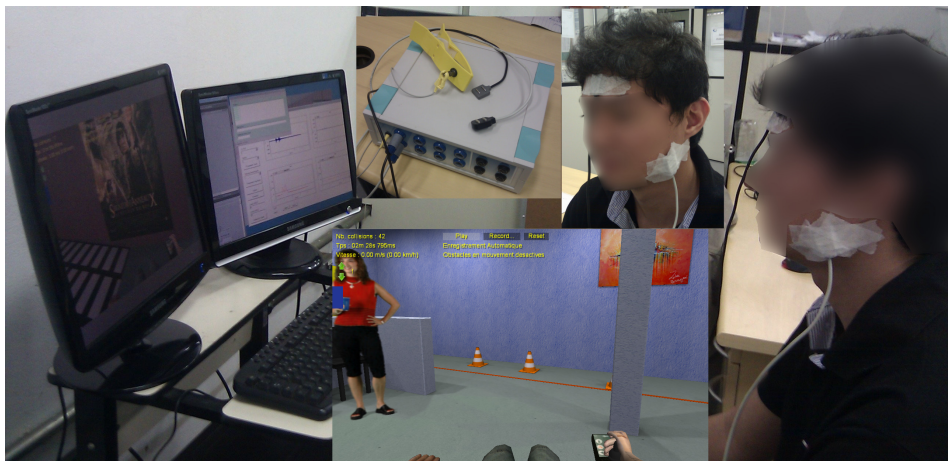


FIGURE 3.39 – Synoptique du système global de commande par signaux EMG.

Les résultats obtenus avec les premiers essais étaient très encourageants. Après une période d’entraînement, le volontaire a réussi à se déplacer convenablement dans l’environnement virtuel en utilisant les muscles du visage. Notre système client-serveur était assez rapide pour assurer une latence convenable entre la commande musculaire et la commande du fauteuil dans le simulateur.

Pour éviter la fatigue musculaire, nous avons utilisé des valeurs de seuil aussi faibles que possible, afin que l’utilisateur ne soit pas obligé d’augmenter son activité musculaire et qu’il ne soit pas nécessaire de contracter le muscle de manière continue. Cependant, les séances d’essai n’ont duré que 10 minutes, ce qui est insuffisant pour tester la fatigabilité.

Après ce premier contact avec l’étude et l’application des signaux physiologiques (dans ce cas précis l’EMG), il m’a paru intéressant d’essayer d’associer ce type de signal (physiologique) à la caractérisation de la personne dans ses activités (dans notre cas la conduite de FRE). Cela devrait permettre d’être complémentaire à l’analyse de l’activité et ainsi de voir leurs effets sur la personne à travers l’analyse de ses signaux physiologiques. Ces pistes ont été explorées et sont décrites dans la quatrième partie (3.5).

3.3.7 Premiers tests et validation de l'outil

Suite au développement d'une première version fonctionnelle du simulateur ViEW, celui-ci a été installé au CMPRE⁴ de Flavigny sur Moselle et plus précisément au C.E.M (Centre d'Éducation Motrice) et à l'EREA (Établissement Régional d'Enseignement Adapté), pour être testé auprès des enfants. Cette série d'essais avait plusieurs buts :

- avoir un retour d'information sur l'utilisation du simulateur auprès d'un public divers, ici des enfants atteints de différentes pathologies de type traumatique, orthopédique, neurologique, neuro-musculaire ou encore présentant des troubles de l'apprentissage ;
- récolter une quantité de données importantes pour permettre l'étude et la modélisation de trajectoire à l'aide des modèles Homme-Machine décrits dans [184] ;
- évaluer l'évolution de l'apprentissage de la conduite en FRE sur le simulateur, afin de pouvoir analyser la «transférabilité» à la conduite réelle.

Le détail de ces travaux sont décrits dans [186].

Dans cette étude, seul l'environnement extérieur a été utilisé (cf. figure 3.32). Le protocole d'essais a été défini en concertation avec les ergothérapeutes en charge des enfants. Chaque enfant doit réaliser 5 parcours sur la première série de cônes sans collision (figure 3.40), en commençant par une gamme de vitesse lente. Si la série ne comporte aucune collision, on augmente la gamme de vitesse. Les essais ont été réalisés en deux phases espacées de 5 jours minimum pour éviter la fatigue. Les données récoltées ont concerné 7 enfants avec un total de 87 parcours utilisables.

Le simple affichage comparé des parcours donne des indications qualitatives intéressantes. On remarque des comportements de conduite très différents entre les enfants (cf. figure 3.40, notamment dans le virage). La plupart d'entre eux s'avère être de bons conducteurs, ce que nous ont confirmé *a posteriori* les ergothérapeutes. En effet, leurs trajectoires sont très proches et ne s'écartent que très peu d'une trajectoire proche de l'optimal.

Un premier indicateur quantitatif a été matérialisé par le calcul et le tracé de la courbe moyenne par gamme de vitesses des trajectoires effectuées par le conducteur. Il permet de montrer graphiquement la trajectoire implicite choisie par l'utilisateur lors de son déplacement. Les courbes de la figure 3.40 présentent les trajets effectués par le sujet «CE» ainsi que la courbe moyenne dans cette gamme de vitesse (les lignes vertes délimitent la zone de virage). Ici, l'ensemble des trajectoires proches de la trajectoire moyenne montre que le conducteur est habile et constant dans sa manière de se déplacer. L'indicateur suivant va nous aider à le quantifier.

Il est défini en calculant les écarts types des courbes d'une même gamme de vitesse. Le premier est calculé en fonction des données de l'axe X des trajectoires et le second en fonction de l'axe Y . Ces écarts types vont représenter la dispersion autour de la courbe moyenne. Ainsi on remarque que la dispersion diminue en fonction de la vitesse. Le conducteur n'a donc pas la même manière de conduire à basse et haute vitesse.

Ces premiers résultats ont été très encourageants et nous ont permis de montrer que deux indicateurs statistiques très simples permettent de quantifier certaines caractéristiques de la conduite en FRE. Ainsi une caractéristique est présente sur l'ensemble des parcours : la zone du virage possède des caractéristiques identiques pour plusieurs utilisateurs. Concernant la notion d'apprentissage, les résultats étaient encourageants. Les utilisateurs avaient diminué leurs nombres de collisions au fil des essais et le temps de parcours lui aussi diminuait.

Ces premiers tests nous ont ainsi permis de valider l'apport de la simulation dans le cadre de l'étude que nous nous sommes fixés : développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique.

4. Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants dépendant de l'Institut Régional de Réadaptation (IRR) de Nancy.

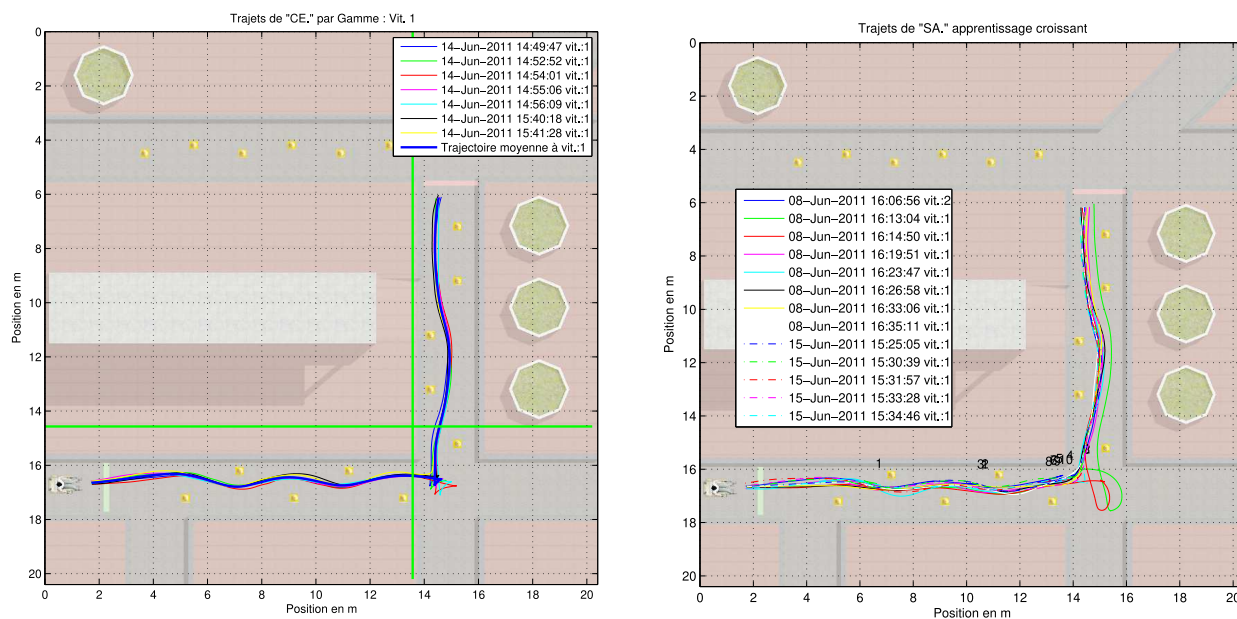


FIGURE 3.40 – Parcours de «CE» : courbe moyenne en Gamme de vitesse 5, Parcours de «SA» sur 2 sessions sans évolution de la gamme de vitesse

3.3.8 Les principaux objectifs

Rappelons les objectifs principaux de notre simulateur :

- l'expérimentation des nouvelles fonctionnalités en sécurité ;
- le test et l'évaluation des capacités de conduite ;
- l'apprentissage sécurisé de la conduite.

Chacune des sections suivantes va présenter une étude spécifique à la mise en œuvre de chaque objectif. Nous commençons par l'expérimentation des nouvelles fonctionnalités avec l'intégration d'une commande à retour d'effort.

3.3.8.1 Retour haptique pour l'assistance à la conduite

Pour les personnes ayant une déficience motrice, nous avons proposé d'utiliser un joystick à retour de force pour contrôler le fauteuil roulant électrique. Cet appareil génère des effets de force que l'utilisateur peut ressentir sur sa main. Ces nouvelles informations haptiques aideront la personne à éviter les obstacles en lui renvoyant des forces répulsives ou résistantes s'il se dirige vers elles. Mais il est important que ce système d'assistance à la conduite laisse à la personne le contrôle permanent des déplacements du fauteuil roulant et ne l'oblige pas à effectuer des mouvements indésirables. Ces travaux ont fait l'objet de la publication [183].

Justification de la commande à retour de force Le contrôle par retour de force, également appelé contrôle haptique, était initialement utilisé pour le fonctionnement à distance de robots mobiles. Il apportait également une aide très naturelle aux personnes malvoyantes [115, 150, 195], mais son utilisation reste peu explorée. Un travail notable dans ce contexte a été effectué par [165] pour la réadaptation des enfants handicapés moteurs.

Le retour haptique améliore les performances dans diverses tâches de commande [107, 145]. Il peut être initialement considéré comme une source d'informations supplémentaire compensant le manque d'informations visuelles dont l'utilisateur pourrait avoir besoin pour effectuer correctement une tâche de contrôle [140]. De nombreux dispositifs haptiques ont été utilisés dans la littérature, allant des

joysticks à retour de force [23, 71, 95] aux roues motorisées [91], voire aux dispositifs haptiques 3D [144]. Dans une tâche de commande partagée entre un opérateur humain et un automate, le retour haptique permettrait à l'humain de percevoir les actions du contrôleur via les effets de retour de force et, en même temps, de les corriger [242, 91]. [229] présente un aperçu des différents schémas de contrôle partagé utilisant le retour haptique. Dans le contrôle à distance de robots mobiles, l'assistance par retour haptique améliore considérablement les performances de conduite [144, 66] : moins de collisions avec des obstacles et une distance accrue entre le robot et les obstacles sans modification significative du temps de navigation. [140] ont utilisé le retour haptique pour la commande à distance d'un véhicule aérien simulé. Ils ont montré que cela conduit aux mêmes performances tout en réduisant la charge de travail de l'opérateur. Cependant, le retour haptique doit être soigneusement calculé pour tirer le meilleur parti de cette assistance.

Commande à retour de force pour les FRE L'utilisation du retour d'effort sur les fauteuils roulants électriques n'a pas été étudiée de manière approfondie. Seules quelques études sont citées dans la littérature. Les premières recherches dans ce contexte étaient basées sur des trajectoires préprogrammées où les personnes étaient guidées vers la position cible par un retour haptique [38, 204, 106]. Plus tard, [249, 248] ont mis en œuvre une assistance à retour haptique passif sur un fauteuil roulant omnidirectionnel, utilisant deux télémètres laser pour la détection d'obstacles, [252, 251] ont utilisé la même assistance pour éviter les obstacles et se déplacer en marche arrière dans un ascenseur. Un retour haptique passif consiste uniquement en des forces de résistance générées dans la direction d'obstacles ou de zones encombrées. Aucune force d'attraction n'est appliquée pour conduire l'utilisateur vers sa destination. Un autre travail de [128, 129] a utilisé une rétroaction haptique active pour renforcer les actions de commande des personnes âgées. Cependant, aucune de ces recherches n'a mené de grandes évaluations expérimentales du prototype développé. Seules de simples trajectoires en forme de «L» ou de «U» ont été utilisées dans le processus d'évaluation, impliquant une seule personne en bonne santé. Nous pouvons également noter qu'aucune de ces études n'a évalué cette technologie d'assistance sur les personnes ayant une déficience motrice.

Dans un autre contexte, une assistance au retour de force a été mise en œuvre sur des fauteuils manuels utilisant des moyeux motorisés au niveau des axes des roues [36, 231], mais cette assistance n'est pas dans le cadre de notre travail. Nous pourrions également mentionner l'utilisation de divers effets de retour de force, tels que des vibrations et des frictions, afin d'indiquer les positions des obstacles à l'utilisateur [158]. D'autres formes d'aide par retour de force chez les personnes handicapées moteurs ont été utilisées à des fins de réadaptation, telles que la rééducation post-traumatique [39, 40], la formation à la conduite en fauteuil roulant pour enfants [164] ou adultes [47] présentant une déficience motrice.

Expérimentation Lors de nos tests nous avons utilisé 2 interfaces de contrôle homme-machine : un joystick classique pour fauteuil roulant (ou un équivalent fonctionnel) et un joystick avec retour de force comme le Microsoft Sidewinder Force Feedback 2. Bien que très encombrant, ce matériel a été sélectionné pour son prix, sa qualité et sa puissance de son retour de force. Il a été modifié pour mieux respecter la position de conduite spécifique de chaque enfant. La figure 3.41 présente le système modifié ainsi que les différents dispositifs de préhension.

Le joystick à retour de force est autocentré afin d'aider l'utilisateur à trouver facilement la position d'arrêt du fauteuil roulant. Sur la base des mesures des distances par rapport aux obstacles, un algorithme effectue un calcul pour déterminer les directions libres, puis renvoie ces informations haptiques sur le joystick. L'utilisateur perçoit le retour haptique sur sa main et ajuste en conséquence l'amplitude et la direction de son action sur le joystick pour éviter les collisions. Il peut également diriger le fauteuil roulant vers d'autres personnes ou l'arrêter complètement. La boucle de contrôle



FIGURE 3.41 – Joystick à retour de force modifié

est illustrée en figure 3.42.

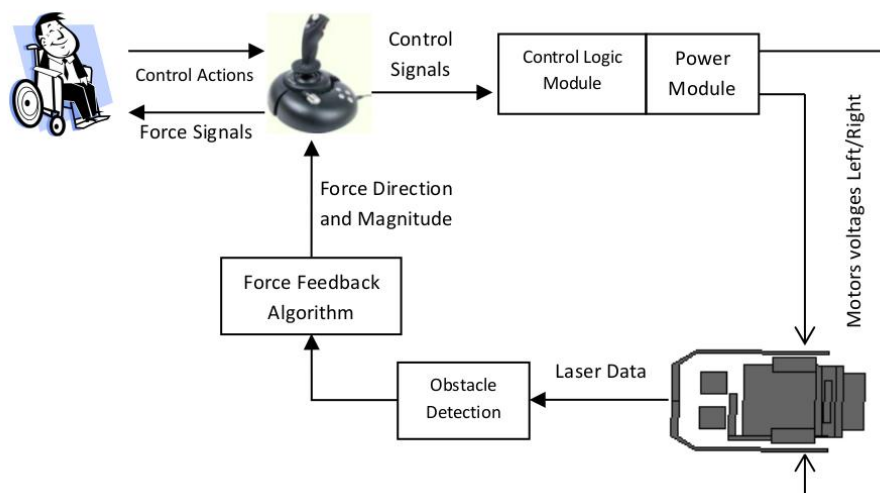


FIGURE 3.42 – La boucle de contrôle haptique

Algorithme de retour de force L'algorithme utilise les mesures de distances pour établir une carte locale de l'environnement, en utilisant une méthode basée sur une grille. Cette méthode est adaptée de l'algorithme VFH (Vector Field Histogram), qui est utilisée pour l'évitement d'obstacles par les robots mobiles de petite taille ainsi que le fauteuil intelligent NavChair. Pour cela, ils sont dotés de capteurs à ultrasons et de capteurs odométriques [30]. Pour notre étude, la méthode VFH nécessite quelques modifications afin de fonctionner correctement sur des FRE. Les principales modifications

consistent à utiliser la méthode sans prendre de mesures odométriques qui sont la plupart du temps indisponibles ou entachées d'erreur,⁵ et de l'adapter à d'autres types de capteurs.

Une carte de l'environnement local sera continuellement réinitialisée et mise à jour. Cette carte consiste en une grille virtuelle carrée centrée autour du capteur et composée de petites cellules carrées (cf. figure 3.43). Chaque objet de l'environnement correspond à un groupe de cellules appelées cellules actives. Grâce à la résolution angulaire élevée du capteur, un nombre fini de détections se produira pour chaque objet de l'environnement. Dans notre méthode, nous allons affecter ce nombre de détections à la cellule située au même emplacement que l'objet. Nous aurons donc une indication de la densité des objets dans chaque cellule. La grille virtuelle de cette simulation contient une matrice de 50×50 des cellules, chacune représentant environ une surface de 10cm^2 .

Nous appliquons ensuite la méthode du champ de potentiel [130] à cette grille, c'est-à-dire que nous supposons que chaque cellule exerce sur le fauteuil roulant une force de répulsion d'une amplitude proportionnelle à son poids et inversement proportionnelle à sa distance. Les amplitudes de force sont les poids des nouvelles cellules. Dans l'étape suivante, la grille est divisée en secteurs angulaires, chacun couvrant un nombre de cellules. Nous calculons ensuite une densité d'obstacles pour chaque secteur en additionnant les poids de cellules qu'il contient. Les conflits d'affiliation cellulaire entre secteurs adjacents sont résolus par dichotomie. Représenter les poids des secteurs en histogramme permet de distinguer les directions avec des fortes densités d'obstacle de celles à faibles densités (cf. figure 3.43).

Une fois que ces directions de déplacement libre avec de faibles densités d'obstacles sont identifiées, un retour de force peut être utilisé pour aider les utilisateurs de fauteuil roulant. Notez qu'un filtre de lissage est nécessaire sur l'histogramme de densités pour éviter de grandes différences entre les secteurs voisins.

Nous mettons ensuite en œuvre un retour d'effort actif afin d'aider les utilisateurs de fauteuils roulants à conduire. Dans ce mode, l'algorithme d'assistance renforcera les actions de l'utilisateur par une force attractive vers la cible. Ceci est réalisé en sélectionnant dans l'histogramme la zone libre la plus proche de la destination de l'utilisateur. Cependant, si l'utilisateur se dirige vers des obstacles, il percevra des forces répulsives vers la direction libre la plus proche. Les effets de force sont soigneusement choisis pour permettre des mouvements en douceur et éviter les changements brusques de direction lors de la conduite. L'amplitude de la force est proportionnelle à la distance entre le fauteuil roulant et la cellule active la plus proche dans la direction de déplacement. Nous pouvons écrire que $\|\vec{F}\| = F_{cr}d_{i,j}$ où F_{cr} est un paramètre de réglage permettant d'obtenir les amplitudes de force maximales pour les cellules les plus éloignées de la grille, et $d_{i,j}$ est la distance à la cellule active en question. Dans le cas où aucune direction libre n'est trouvée, le joystick reste dans une position centrale mais permet toujours à l'utilisateur de se déplacer si nécessaire.

Expérimentations Dans cette étude, nous avons pour objectif d'analyser l'impact de l'assistance par retour de force sur les performances de conduite de l'utilisateur. Dans l'environnement de la figure 3.44, les cônes ont été installés de manière particulière : si l'aide par retour d'effort est utilisée, l'algorithme VFH est en mesure de piloter correctement le FRE sans commande de direction de l'utilisateur. Seule l'indication du sens de la marche avant est nécessaire.

Le protocole de test a été défini avec l'ergothérapeute responsable des enfants. Dans un premier temps, des parcours d'entraînement sont réalisés afin de familiariser les utilisateurs avec le joystick à retour de force mais aussi pour définir la vitesse maximale utilisable. La figure 3.45 présente la configuration de la station de simulation avec le joystick à retour de force. Pour une meilleure

5. Ces mesures sont généralement imprécises sur les fauteuils roulants électriques en raison des effets de patinage causés par la grande inertie du fauteuil lorsque le sujet est assis ci-dessus.

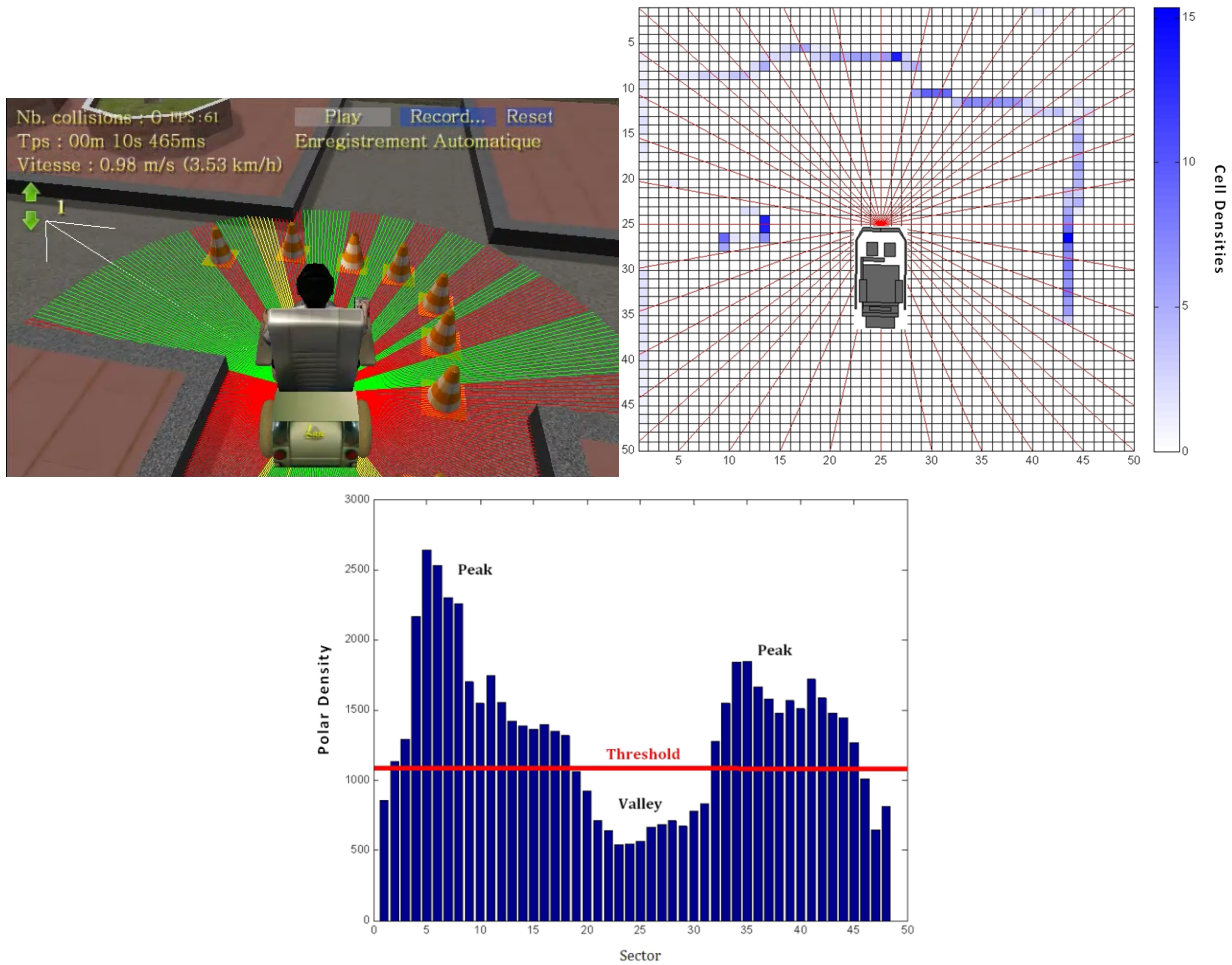


FIGURE 3.43 – Simulateur ViEW en mode «retour de force», grille virtuelle de représentation de l’environnement proche et histogramme de présence des obstacles

interaction avec le simulateur, nous escamotons le joystick du fauteuil roulant réel et le remplaçons par celui du simulateur. De cette manière, nous modifions très peu la position de conduite de l’utilisateur.

Dans un premier temps, chaque enfant doit réaliser plusieurs séries de 5 chemins dans l’environnement (figure 3.44) avec le retour de force activé. Dans une deuxième étape, la série de 5 chemins est exécutée sans retour de force. Pour être valides, les chemins doivent être réalisés sans collision. Pour tous les utilisateurs, la plage de vitesse maximale est la même pour les 2 étapes. Les données collectées concernent 5 enfants souffrant de différentes pathologies motrices (paralysie cérébrale, myopathie). Nous obtenons un total de 50 chemins utilisables pour le traitement.

Indicateurs de performances Afin de détecter les effets du retour de force sur la commande, nous avons sélectionné plusieurs indicateurs quantitatifs calculés à partir des données recueillies :

- calcul et affichage de la courbe moyenne des trajectoires. Ceci permet de représenter graphiquement la trajectoire implicite choisie par l’utilisateur lors de sa tâche de conduite.
- calcul et affichage des écarts-types des trajectoires. Ils représentent la dispersion autour de la courbe moyenne. Cela donne une indication sur la compétence et la constance de l’utilisateur lors du contrôle. Ces indicateurs seront calculés sur 3 parties différentes de la courbe : un premier slalom, la zone de virage et un second slalom. La définition de ces zones correspond à différents comportements de conduite.
- affichage du temps d’exécution.

Les autres indicateurs sont calculés à partir des données de contrôle du joystick :

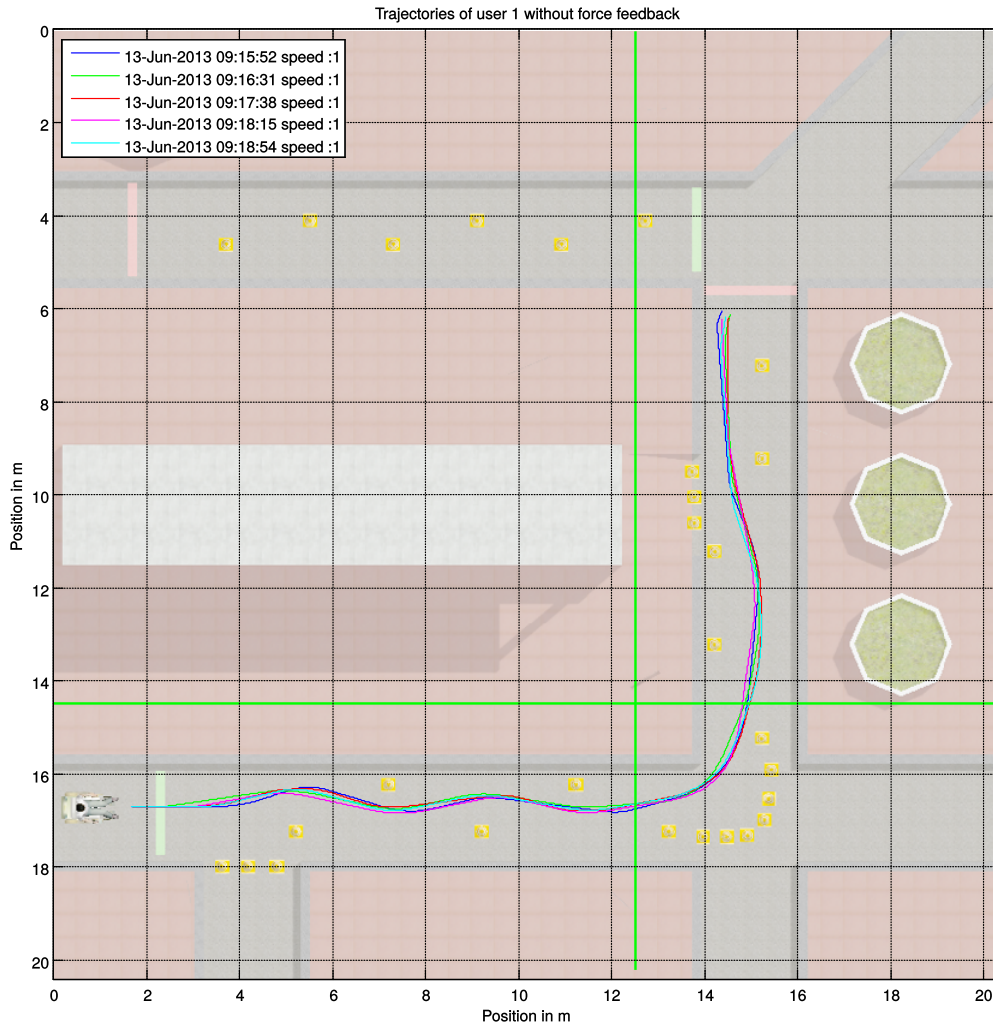


FIGURE 3.44 – Trajectoires reconstruites dans l’environnement de test

- amplitude moyenne de la commande par joystick.
- analyse de fréquence des données d’angle du joystick [79]. Cela conduit à détecter différents modes de contrôle. L’analyse spectrale de l’angle mesuré quantifie la fluidité de l’action sur le joystick.

Pour ce dernier indicateur, un problème peut apparaître lors de la transformation dans le domaine fréquentiel : nous avons parfois un échantillonnage de données non régulier dans notre simulation. Lorsque la cadence de la simulation diminue (dans le cas d’une scène 3D très complexe), les acquisitions ne sont plus régulières et la transformation de Fourier rapide standard n’est plus utilisable. Pour résoudre ce problème, nous pouvons réaliser une analyse spectrale sur ce type de données en utilisant la méthode de Lomb et son implémentation Matlab FastLomb [202]. Cet algorithme calcule les données uniquement aux temps réellement mesurés t_i et est donc capable de traiter des données non échantillonnées uniformément.

Tous les indicateurs de performance ont été calculés grâce aux données de 5 utilisateurs. Les résultats sont présentés ci-dessous.

Résultats La simple comparaison visuelle entre les trajectoires des utilisateurs avec et sans retour de force permet de noter que le retour de force stabilise les trajectoires autour d’une trajectoire optimale (figure 3.46). Les tracés avec retour de force semblent être très proches les uns des autres, alors que ceux sans retour de force présentent des courbes plus bruitées. Le retour de force semble «filtrer» la trajectoire résultante.



FIGURE 3.45 – Configuration de conduite pendant la simulation

Cette observation peut être vérifiée par le calcul des écarts-types std_x et std_y des courbes le long des axes X et Y . Par exemple, la figure 3.47 présente les écarts-types std_x le long de l'axe X pour l'utilisateur LI (avec et sans retour de force). Les 3 sections de la trajectoire, comme mentionné ci-dessus, sont matérialisées par des lignes vertes verticales et horizontales. Afin de présenter les résultats résumés, nous avons regroupé les deux paramètres std_x et std_y dans un seul paramètre, la moyenne de l'écart type de la distance inter-trajectoires définie par $\sqrt{std_x^2 + std_y^2}$. Les histogrammes de cet indicateur pour les trois sections sont présentés dans la figure 3.48.

On remarque que pour 2 utilisateurs (AN et LI), le retour d'effort permet de réduire de manière significative les variations de trajectoire. Pour l'utilisateur LO, les deux modes de contrôle ne peuvent pas être différenciés. Pour les utilisateurs LU et FR, l'impact du retour d'effort est négatif : il génère des écarts-types plus importants. Cela est probablement dû à la réticence de l'utilisateur à se laisser guider par le joystick. Ceci est confirmé lors du «débriefing» avec les utilisateurs par les ergothérapeutes. Par exemple, l'utilisateur LU indique qu'il doit lutter contre l'action du joystick.

La figure 3.49(a) présente les moyennes des temps de parcours de chaque utilisateur avec et sans retour de force. En général, ces temps sont réduits de manière significative grâce à la contribution du retour d'effort. La contribution reste toutefois dépendante de l'utilisateur. Cette observation est corroborée par une analyse statistique. Les deux distributions de données constituées des deux ensembles de temps d'exécution (avec et sans retour de force) parmi tous les utilisateurs ne sont pas distribuées normalement (ne suivent pas une loi normale). Ainsi, nous utilisons le test de Wilcoxon non paramétrique ($\alpha = 0.05$). La probabilité critique calculée (valeur p) de $4,21 \cdot 10^{-6}$ permet de valider le fait que le retour de force tend à diminuer les temps d'exécution.

Les histogrammes sur la figure 3.49(b) présentent, par utilisateur, les moyennes d'amplitude de la commande joystick avec et sans retour de force. Il est à noter que, pour la plupart des enfants, l'ajout du retour de force diminue ces amplitudes. Les données cumulées sur l'ensemble des utilisateurs ne

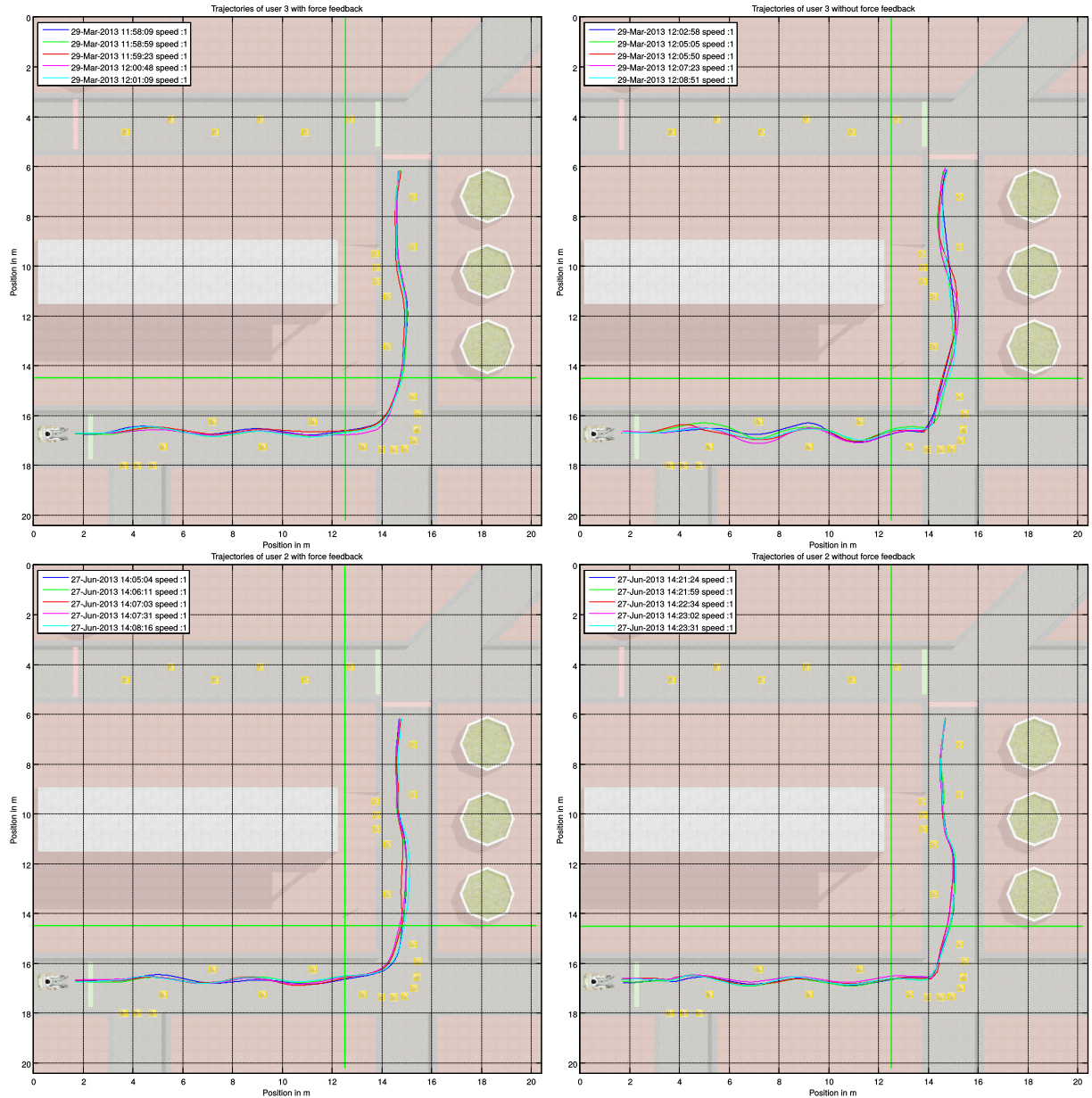


FIGURE 3.46 – Comparaison des trajectoires avec et sans retour de force pour deux utilisateurs ayant des comportements de conduite très différents

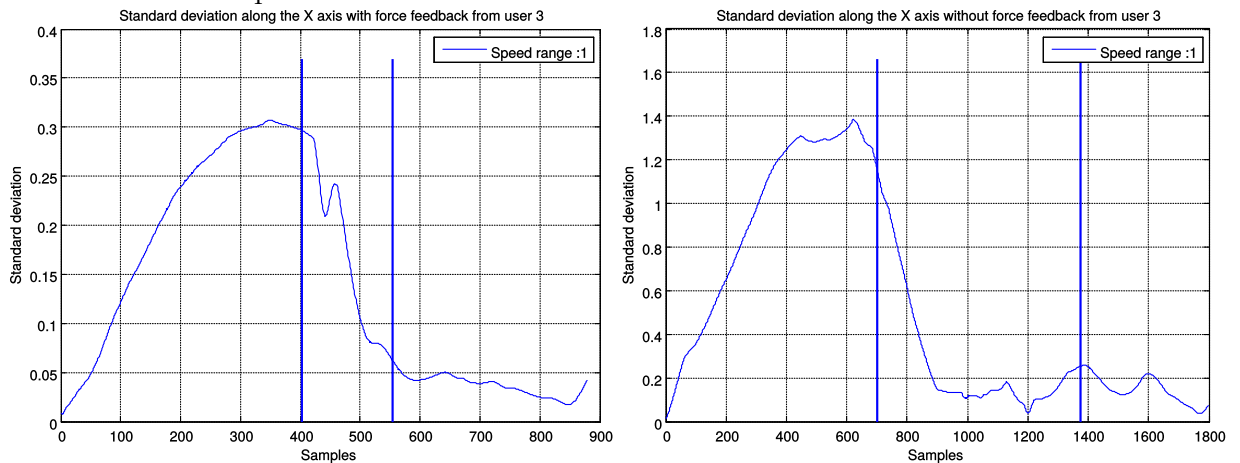


FIGURE 3.47 – Écart type std_x de la trajectoire le long de l'axe X pour l'utilisateur LI.

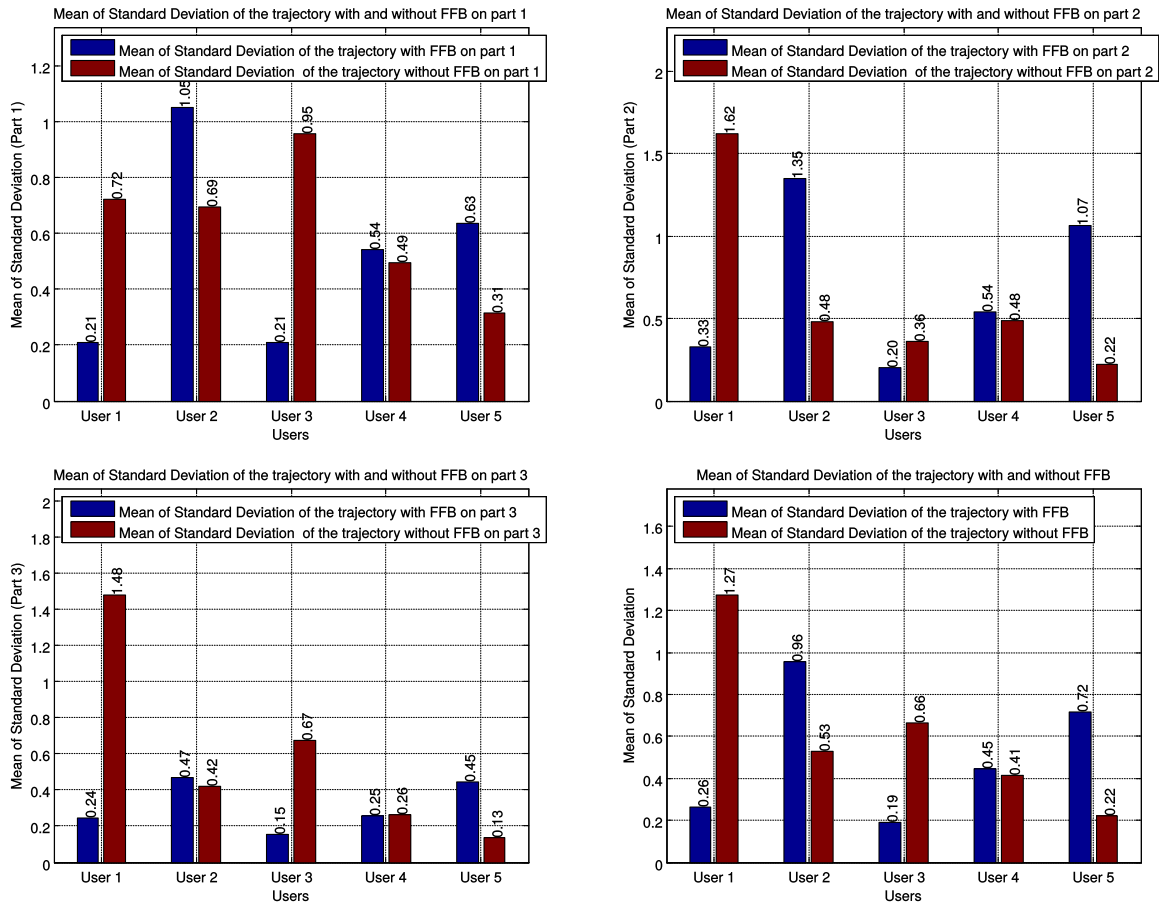


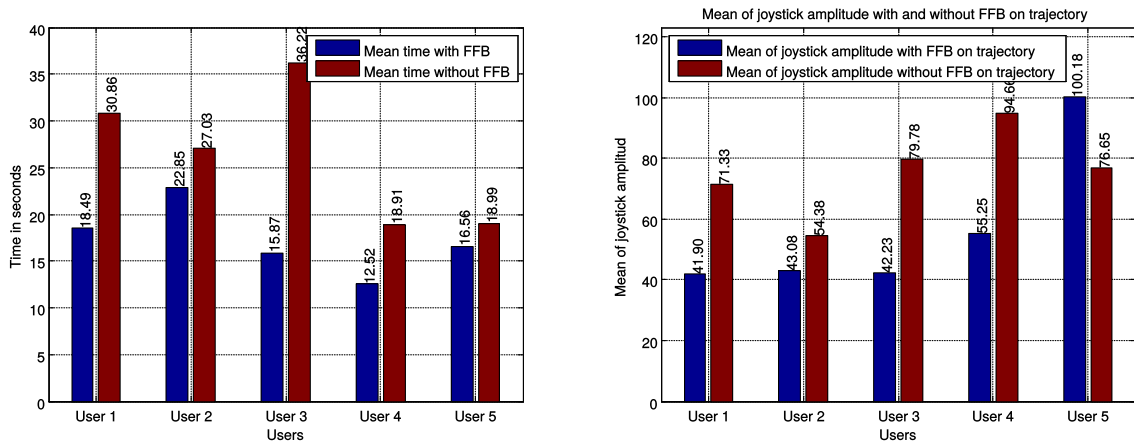
FIGURE 3.48 – Moyenne comparée, section par section et de manière globale, des écarts types de la trajectoire

sont pas normalement distribuées. De nouveau, nous utilisons le test de Wilcoxon ($\alpha = 0.05$) pour vérifier statistiquement cette assertion. La probabilité critique calculée (valeur p) de $2,1798 \cdot 10^{-6}$ permet de conclure que le retour de force diminue de manière significative la moyenne d'amplitude de la commande par joystick.

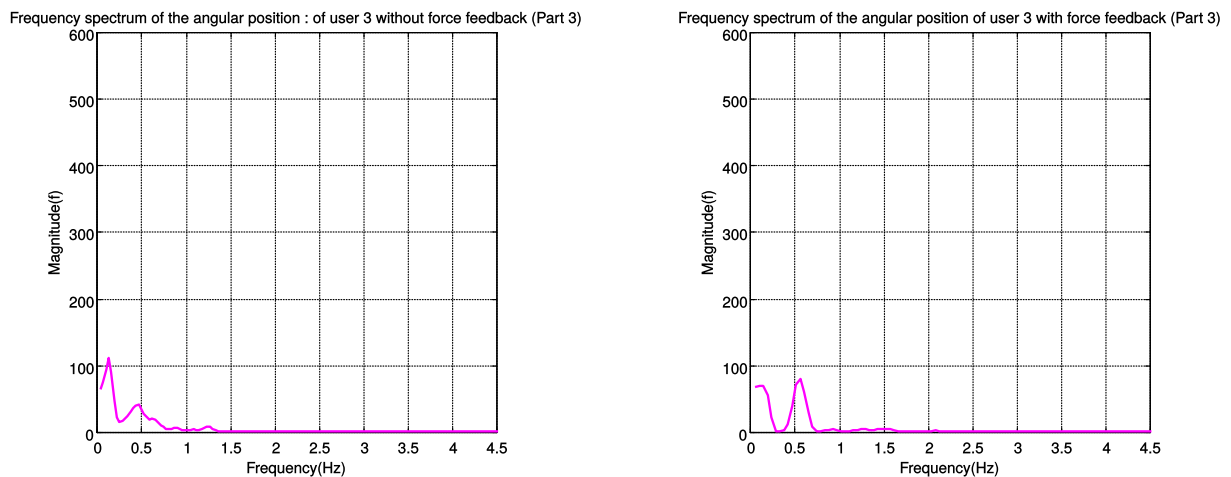
L'indicateur fréquentiel est lié aux variations angulaires de la commande sur le joystick. Pour la plupart des utilisateurs, la partie la plus importante du spectre est concentrée dans la plage $[0 - 1]$ Hz (figure 3.49(c) et 3.49(d)). Afin de résumer les résultats, nous calculons l'intégrale sur le périodogramme en utilisant l'équation 1 (avec $freq_max$ fixé à 1Hz) :

$$I_{freq_max} = \int_0^{freq_max} P_N(f) df \quad (3.4)$$

Les histogrammes sur la figure 3.50 présentent l'analyse fréquentielle de la position angulaire du joystick avec et sans retour de force en fonction des trois zones du chemin pour chaque enfant. Généralement, la présence du retour d'effort permet de diminuer l'indicateur fréquentiel I_{freq_max} ce qui correspondrait à une réduction des variations de commande angulaire, donc à une conduite plus souple du fauteuil roulant. L'agrégation des données (tous les utilisateurs et toutes les zones) ne fournit pas une distribution normale. Là encore, nous appliquons le test non paramétrique de Wilcoxon ($\alpha = 0.05$) pour comparer la conduite avec et sans retour de force. La probabilité critique calculée (valeur p) de 0,029 nous permet de valider la contribution du retour de force.



(a) Comparaison des moyennes de temps parcourus des utilisateurs (b) Moyennes des amplitudes de commande sur le joystick



(c) Exemple de spectre fréquentiel de l'angle du joystick sans retour d'effort (utilisateur LI, zone 3) (d) Exemple de spectre fréquentiel de l'angle du joystick avec retour d'effort (utilisateur LI, zone 3)

FIGURE 3.49 – Comparaison des moyennes de temps parcourus des utilisateurs, des amplitudes imposées au joystick et exemple de spectre fréquentiel de l'angle du joystick avec et sans retour d'effort

Conclusion À partir de cette étude, nous pouvons énoncer quelques considérations sur l'utilisation du retour de force dans la tâche de conduite pour les personnes ayant une déficience motrice. Les indicateurs temporels et fréquentiels appliqués aux données issues des 5 utilisateurs montrent que le retour d'effort agit généralement de manière positive sur leur contrôle : les temps d'exécution sont considérablement réduits et les utilisateurs fonctionnent avec des amplitudes de commande et des variations angulaires moins importantes sur le joystick.

Cependant, un autre indicateur, l'écart type des trajectoires, montre de fortes différences interindividuelles lors de l'utilisation du retour de force.

D'une manière générale, le retour haptique agit positivement sur leur contrôle du fauteuil : les temps de parcours diminuent significativement et les utilisateurs appliquent des amplitudes de commande et des variations angulaires moins importantes sur le joystick. Cependant, il existe de fortes différences interindividuelles de comportement de contrôle lors de l'utilisation du retour de force. On remarque que certains utilisateurs sont guidés par le joystick, alors que d'autres, au contraire, tentent de contrer son effet.

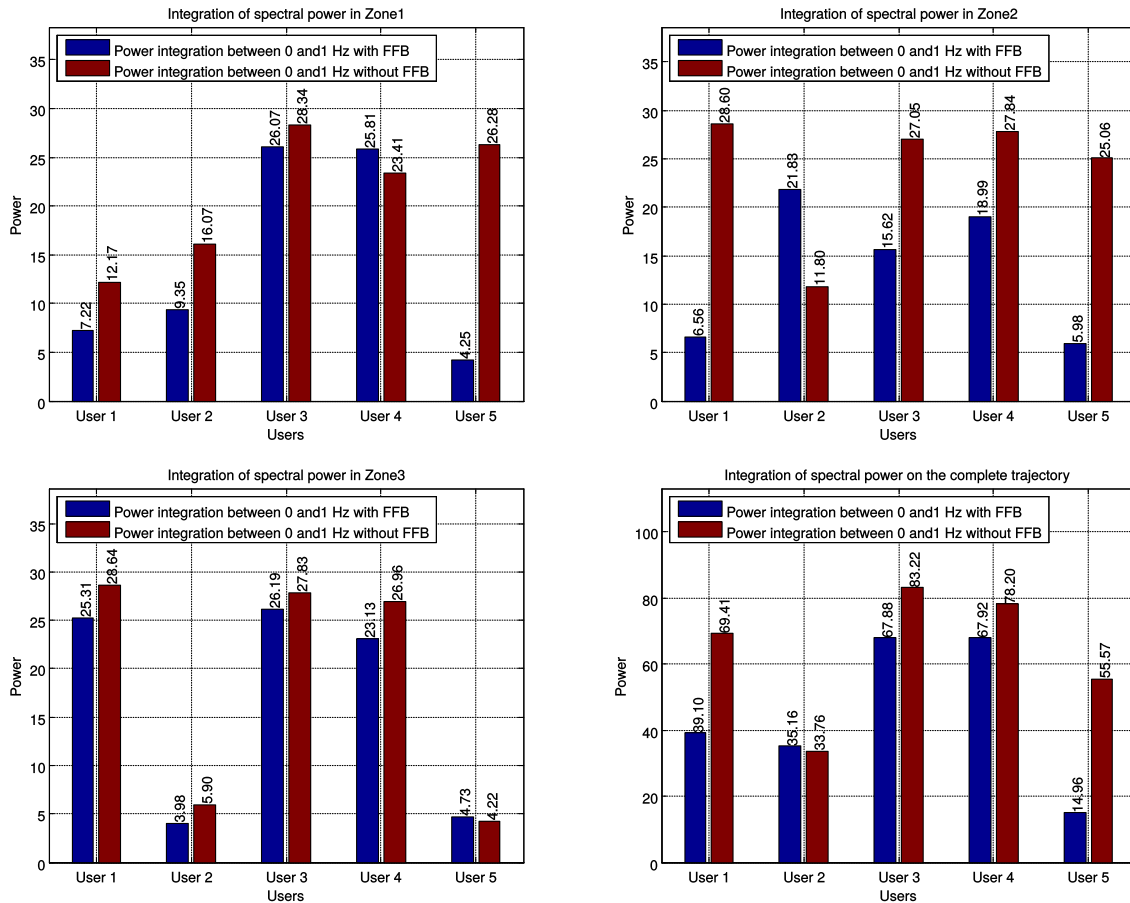


FIGURE 3.50 – Histogrammes d'intégration du spectre fréquentiel de l'angle sur l'intervalle [0-1] Hz

3.3.8.2 Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de SEP

Introduction Toujours dans ce cadre général de l'évaluation en simulation des performances de conduite en FRE, l'étude présentée ici porte sur des personnes atteintes de sclérose en plaques (SEP). Cette maladie est évolutive (succession de phases d'aggravation et de rémission) et présente des tableaux cliniques très variés. Des troubles de la marche sont fréquents et peuvent nécessiter l'utilisation de fauteuils roulants manuels ou électriques. Cependant la conduite de fauteuil électrique peut être perturbée par des problèmes de faiblesse ou de tremblement du membre qui contrôle le joystick ou des troubles cognitifs, notamment des difficultés attentionnelles (attention soutenue et attention divisée) et des difficultés de planification. Il apparaît alors important pour des raisons de sécurité d'évaluer régulièrement les capacités de pilotage de la personne atteinte de SEP. Un simulateur de conduite en fauteuil est dans ce contexte un outil d'une grande utilité en facilitant la réalisation d'expérimentations sûres, reproductibles et aux performances quantifiables de façon simple. L'objectif de cette étude est alors, à partir de la réalisation de parcours imposés en simulation, d'extraire des paramètres permettant d'évaluer la qualité de conduite de la personne. Ces travaux ont fait l'objet de la publication [182].

Méthodologie et procédure expérimentale Dans le cadre de cette étude nous avons installé notre simulateur ViEW au Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle de Fraiture en Condroz-Belgique (CNRF⁶). L'interface de commande humain-machine utilisée dans le présent travail est un joystick classique de contrôle de fauteuil électrique. Un environnement test reproduisant une partie

6. <http://www.cnrif.be/index.html>

du centre où ont eu lieu les expérimentations a été développé spécifiquement pour cette étude (cf. figure 3.51). Durant les expérimentations nous enregistrons les données suivantes : le temps écoulé depuis le début de la simulation, les positions successives du fauteuil virtuel, les actions de commande sur le joystick, les collisions et la gamme de vitesse sélectionnée.

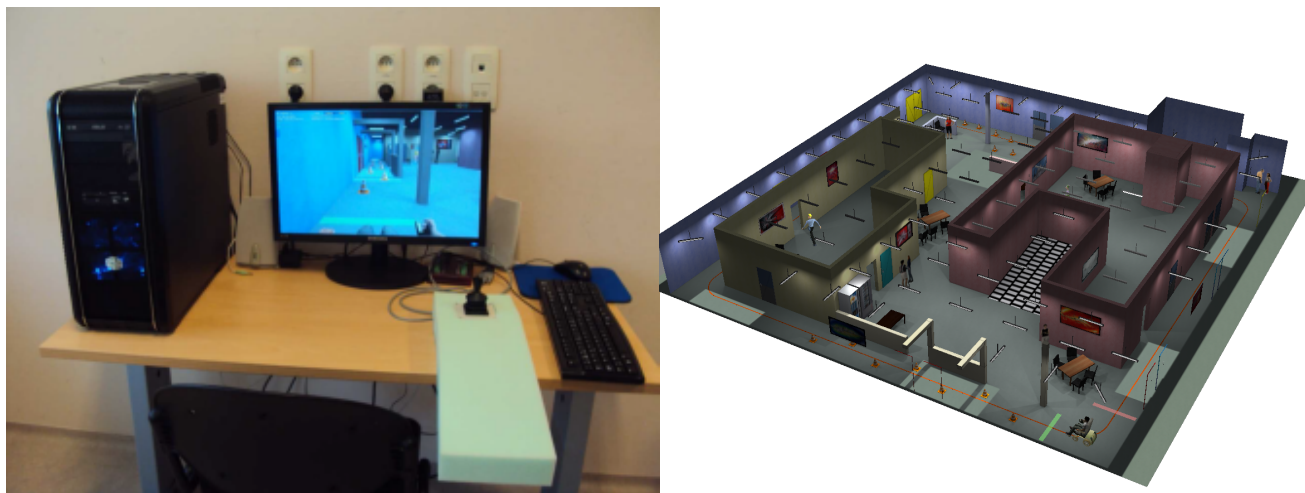


FIGURE 3.51 – Poste de simulation installé au CNRF et environnement dédié

Les expérimentations ont porté sur un échantillon de 21 personnes, 11 hommes et 10 femmes, atteintes de SEP réparties en 2 groupes. Le groupe 1 est constitué de personnes utilisant déjà un FRE depuis au moins 6 mois, le groupe 2 de personnes n'ayant jamais utilisé de FRE. Chacun de ces groupes est divisé en 2 sous-groupes : le sous-groupe A est constitué de patients ne souffrant pas de troubles cognitifs, le sous-groupe B de patients souffrant de troubles cognitifs. Le critère d'inclusion dans le sous-groupe B est d'avoir au moins 4 domaines déficitaires dans les Tests d'Évaluation de l'Attention (TEA [265]) sur 6 items testés : attention divisée, flexibilité, alerte phasique, balayage visuel, négligence, incompatibilité, champ visuel. La répartition de l'échantillon de personnes dans les sous-groupes est alors la suivante :

- Groupe 1 sous-groupe A : 6 patients ;
- Groupe 1 sous-groupe B : 4 patients ;
- Groupe 2 sous-groupe A : 6 patients ;
- Groupe 2 sous-groupe B : 5 patients.

Chaque personne de l'échantillon suit 6 séances d'expérimentation de 45 minutes au maximum, 3 en conduite réelle et 3 en conduite simulée. Chaque séance (fauteuil réel ou virtuel) est constituée d'une phase initiale de 5 minutes de familiarisation avec la conduite du véhicule, d'un « parcours de slalom » entre des cônes (uniquement pour les séances 1 et 3 en réel et virtuel) et d'un « parcours complet » comprenant : un slalom entre 7 cônes, 2 virages à droite, 3 virages à gauche, 4 passages de porte (2 de 90 cm de large, 2 de 80 cm, largeur du fauteuil : 67cm), 2 demi-tours à droite et 2 à gauche, 4 demi-tours libres, une entrée et une sortie dans un ascenseur sur la droite et sur la gauche, 2 marches arrières et 2 lignes droites. Le slalom initial suivi du 1er virage à droite (« parcours 1 ») est identique en réel et en virtuel. La suite du parcours est constituée des mêmes difficultés dans les deux environnements mais les distances à parcourir sont différentes. En réel l'encombrement humain et matériel y est variable selon les séances contrairement au parcours 1 réservé aux expérimentations.

Plusieurs biais expérimentaux sont à signaler avant d'analyser les résultats. En premier lieu le simulateur ViEW étant constitué d'un seul écran on ne peut donner à l'utilisateur une vision latérale aussi efficace qu'en pilotage réel, ce qui induit un nombre de collisions plus conséquent en virtuel qu'en réel. D'autre part les personnes du groupe 1 utilisant leur FRE depuis plus de 6 mois ont un apprentissage important de la conduite en fauteuil, niveau d'apprentissage qu'il n'était pas possible

Sous-groupes	Temps (parcours réel)	Temps (parcours virtuel)	Collisions (parcours réel)	Moyenne collisions (parcours virtuel)
1A	38s	89s	0.06	3.3
1B	46s	115s	0.22	2.4
2A	74s	68s	0.33	3.1
2B	84s	207s	0.53	7.4

TABLE 3.3 – Moyennes des temps et nombre de collisions pour le parcours 1

Sous-groupes	Temps (parcours réel)	Temps (parcours virtuel)	Collisions (parcours réel)	Moyenne collisions (parcours virtuel)
1A	378s	926s	0.3	19
1B	504s	1099s	1	35
2A	753s	890s	1.8	31
2B	1102s	1430s	4.5	51

TABLE 3.4 – Moyennes des temps et nombre de collisions pour le parcours complet

de reproduire en virtuel dans le temps de l'étude. Enfin la vitesse 1 (vitesse minimale) a été imposée en conduites réelle et simulée de façon à pouvoir comparer les parcours des différentes personnes du panel. Ce choix *a contrario* a pu biaiser certains comportements de conduite notamment pour les utilisateurs expérimentés de FRE habitués à des vitesses plus importantes.

Résultats Deux paramètres élémentaires ont tout d'abord été mesurés lors de chaque parcours, révélateurs de la performance globale de la personne : la durée globale du trajet et le nombre de collisions avec l'environnement. Ces résultats sont présentés dans le Tableau 3.3 pour le parcours 1 et dans le Tableau 3.4 pour le parcours complet sous forme de moyennes en réel et en virtuel calculées sur les 3 parcours réalisés par toutes les personnes d'un même sous-groupe. Pour le sous-groupe 2B des personnes ont échoué à réaliser certains parcours dans le délai imparti. Dans ce cas les performances correspondantes n'ont pas été comptabilisées.

En environnement réel sur le parcours 1, le temps moyen du sous-groupe 1A (conducteurs expérimentés avec peu de troubles cognitifs) est, sans surprise, le plus faible et le sous-groupe 2B (non-utilisateurs de FRE avec troubles cognitifs) le plus important. Le sous-groupe 1B (conducteurs expérimentés avec troubles cognitifs) s'avère plus performant que le sous-groupe 2A (non-utilisateurs de FRE avec peu de troubles cognitifs). On retrouve cette même hiérarchie de performance si on considère le paramètre du nombre de collisions. En environnement virtuel les meilleures performances en temps sont obtenues par le sous-groupe 2A suivi par le sous-groupe 1A. Cette hiérarchie inattendue est due à deux valeurs aberrantes de personnes du sous-groupe 1A lors de leur premier test, probablement dues à un défaut d'apprentissage. Les troubles cognitifs des personnes du groupe B se reflètent dans des temps plus importants que ceux du groupe A (1A versus 1B et 2A versus 2B). Ce n'est pas le cas pour le nombre de collisions de 1A vs 1B pour les mêmes raisons que précédemment. Pour le parcours complet en environnement réel les valeurs obtenues ne sont qu'indicatives du fait de la distance variable des trajets. On retrouve toutefois les mêmes tendances générales que pour le parcours 1, notamment une différenciation nette entre les sous-groupes de personnes avec ou sans troubles cognitifs (1A vs 1B, 2A vs 2B) que ce soit en temps de parcours ou en nombre de collisions. En environnement virtuel toujours pour le parcours complet, on constate également cette différenciation avec un nombre bien plus important de collisions dues pour l'essentiel au manque de vision latérale.

L'étude de la commande du joystick va nous permettre de définir des indicateurs quantitatifs de la conduite des utilisateurs. Dans cette partie nous sommes seulement intéressés à l'étude du parcours 1 (cf. figure 3.52) et nous utiliserons des indicateurs temporels et fréquentiels basés sur les données acquises lors de la simulation :

- l'angle et l'amplitude de la commande du joystick en calculant l'écart type et la moyenne sur les différents trajets effectués. Ces deux paramètres permettent de mettre en valeur les variations (oscillations) de la commande.
- une analyse fréquentielle des données d'angle pour détecter des modes de conduite différents et différencier des groupes d'utilisateurs. Ce type de méthode a été utilisé dans la section précédente. L'étude spectrale de l'angle du joystick mesuré quantifie la fluidité de l'action d'un utilisateur sur le joystick.

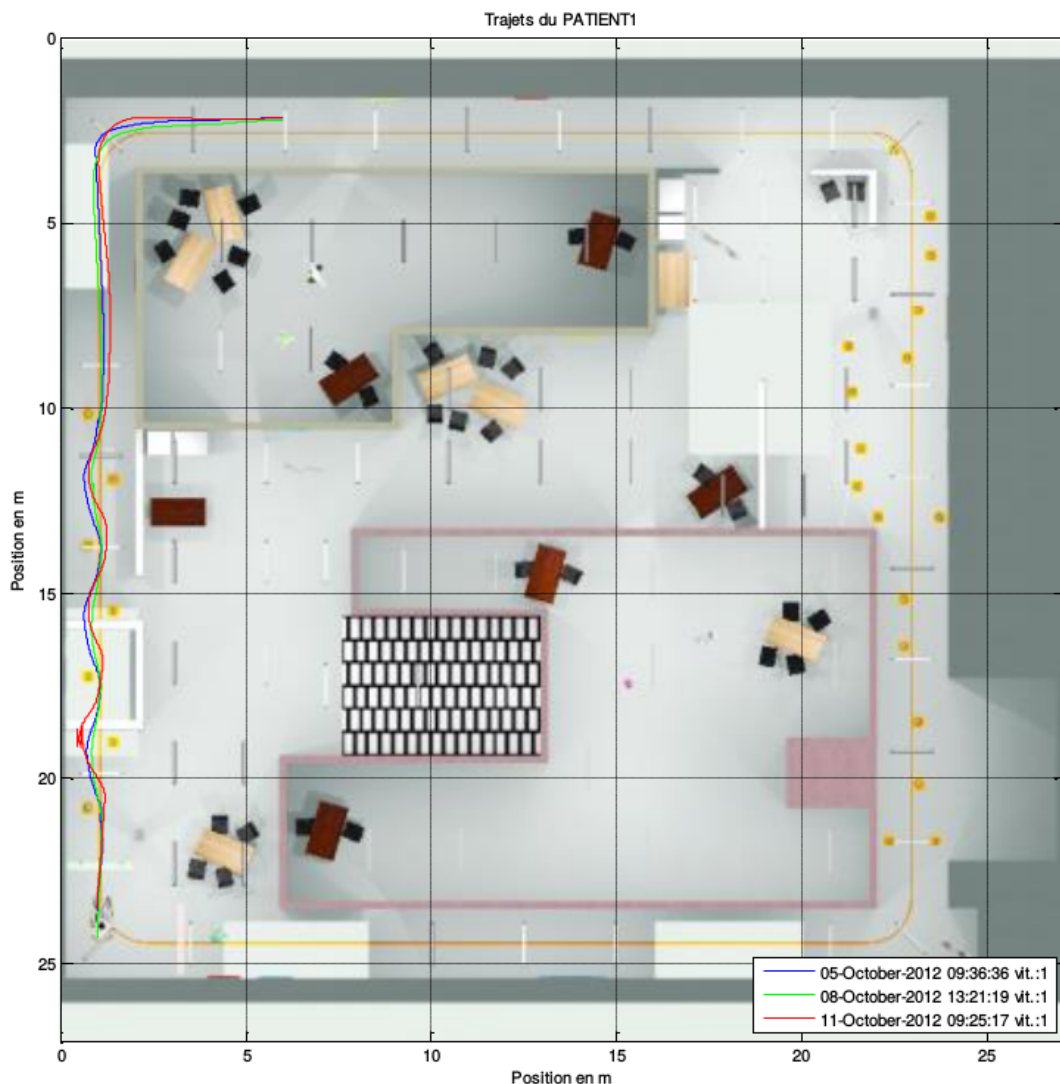


FIGURE 3.52 – Parcours 1 du patient 1

Les données d'angle et d'amplitude imposées au joystick peuvent être représentées de manière temporelle comme décrit dans la figure 3.53.

Ces deux premières figures montrent clairement, pour un même parcours, des actions très différentes sur le joystick. Ceci est en partie dû à l'effet des collisions, mais pour le patient 3, sur la seconde partie du parcours qui ne compte pas de collision, le mode de conduite reste identique. Afin de synthétiser les données des 22 patients, nous avons réalisé des moyennes sur l'ensemble des trajectoires de chaque utilisateur, puis sur chaque groupe d'utilisateurs pour les paramètres suivants : moyenne et écart-type

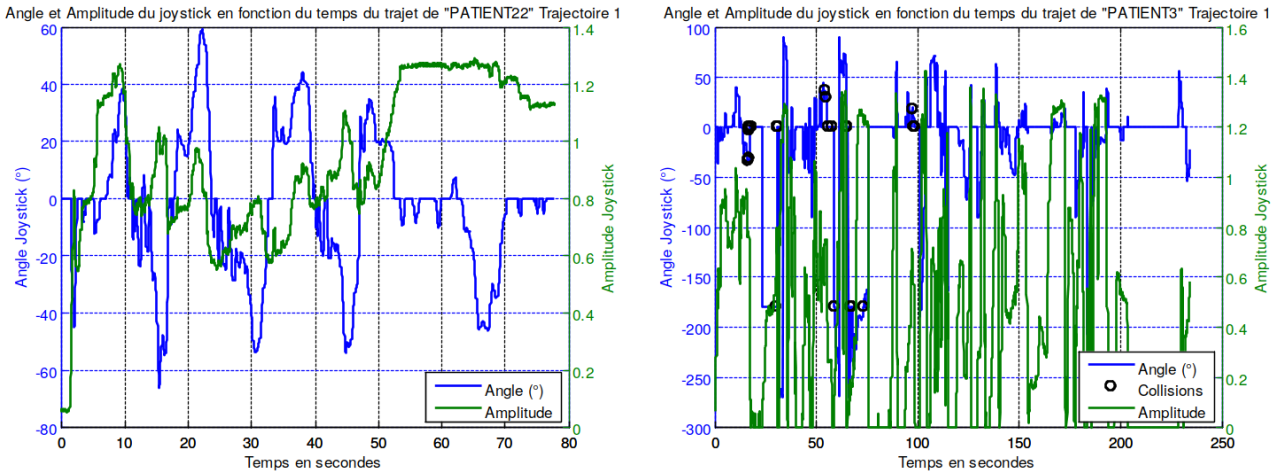


FIGURE 3.53 – Angle et amplitude du joystick pour le parcours 1 des patients 22 (Groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)

de l'amplitude, moyenne et écart-type de l'angle. L'ensemble des résultats est donné en figure 3.54 pour l'amplitude du joystick et en figure 3.55 pour l'angle.

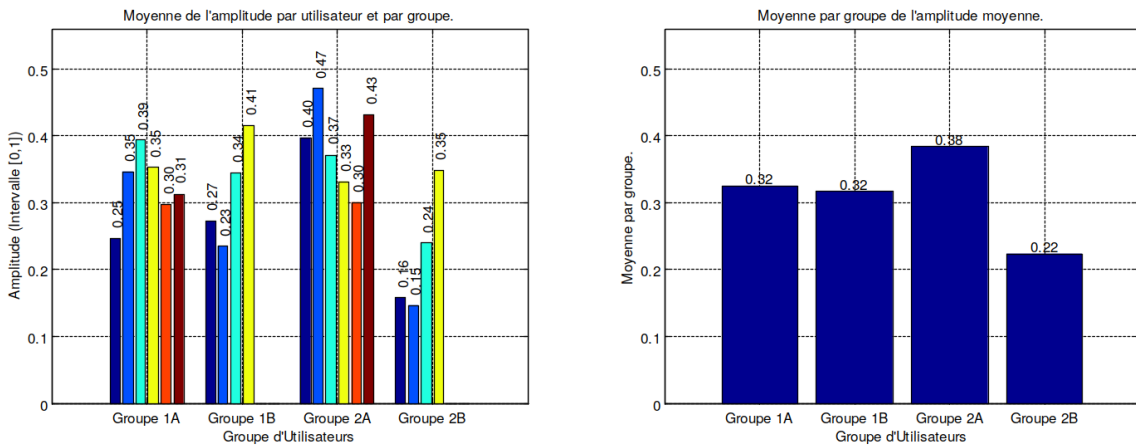


FIGURE 3.54 – Moyenne et écart-type de l'amplitude du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs

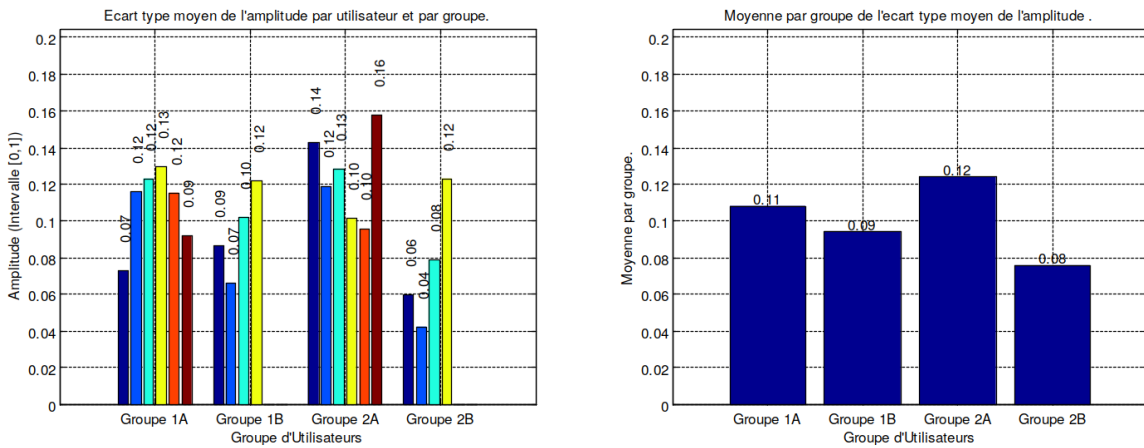


FIGURE 3.55 – Écart-type de l'angle du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs

La première chose remarquable est la forte disparité interindividuelle dans les groupes d'utilisateurs.

Nous avons cependant cherché à dégager une tendance en réalisant des moyennes par groupe sur chaque paramètre. En ce qui concerne l'amplitude imposée au joystick, on remarque peu de différence entre le groupe 1A (patients sans troubles cognitifs) et 1B (patients avec troubles cognitifs) en possession d'un FRE depuis au moins 6 mois. Cette différence est plus marquée sur le groupe 2 : il semble que les patients atteints de troubles cognitifs effectuent des amplitudes d'utilisation du joystick moins importantes que ceux qui n'en présentent pas. En ce qui concerne l'interprétation de l'écart type, il semble que les patients des groupes B opèrent sur le joystick des déplacements plus faibles autour de la valeur moyenne (elle aussi plus faible) que les patients des groupes A. Cela occasionne une vitesse de déplacement plus faible et des temps de parcours plus longs. Les figures affichant les moyennes sur les angles montrent des résultats similaires pour l'ensemble des groupes. En effet, pour un parcours identique, l'angle moyen du joystick est quasiment identique. Pour l'écart-type de l'angle, les conclusions sont les mêmes que celles de l'amplitude. Les patients des groupes B ont tendance à réaliser des changements de direction moins importants autour de la position moyenne que ceux du groupe A.

Du fait de l'échantillonnage non régulier des données nous utilisons, comme dans la section précédente, la méthode de Lomb et son implémentation Matlab FastLomb [202]. La figure 3.56, montre à titre d'exemple les spectres fréquentiels de parcours 1 des patients 22 (groupe 1A) et 3 (groupe 2B). De nombreuses différences entre ces deux courbes sont à noter. Pour l'utilisateur issu du groupe 1A, la courbe est lissée et ne présente que quelques pics fréquentiels, un principal en basse fréquence et trois beaucoup moins importants dans les fréquences supérieures. Le spectre de l'utilisateur du groupe 2B possède un maximum en basse fréquence mais aussi de nombreux pics d'amplitudes importantes dans les fréquences supérieures.

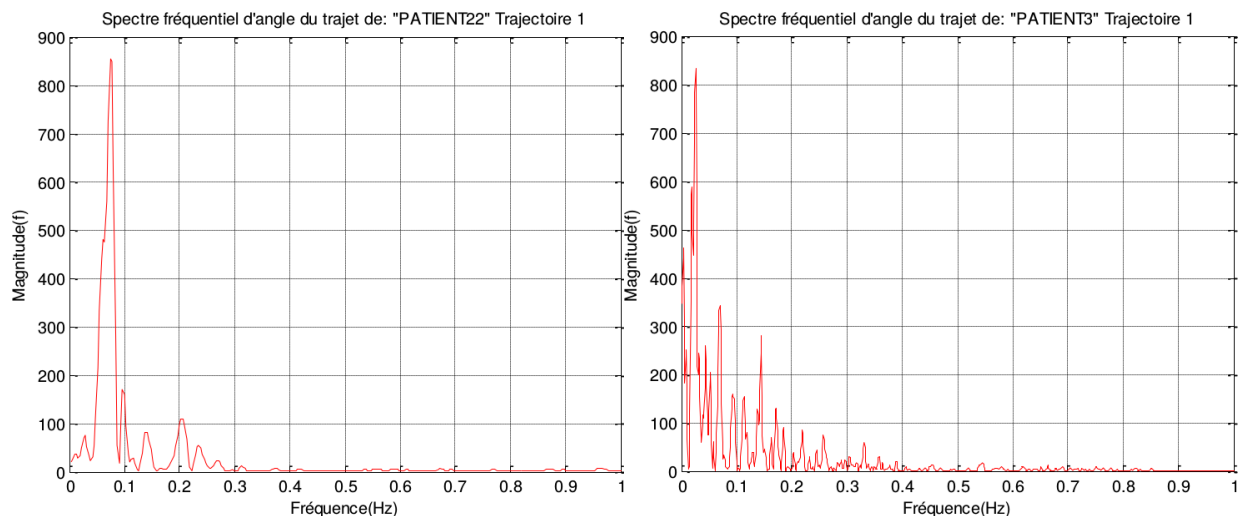
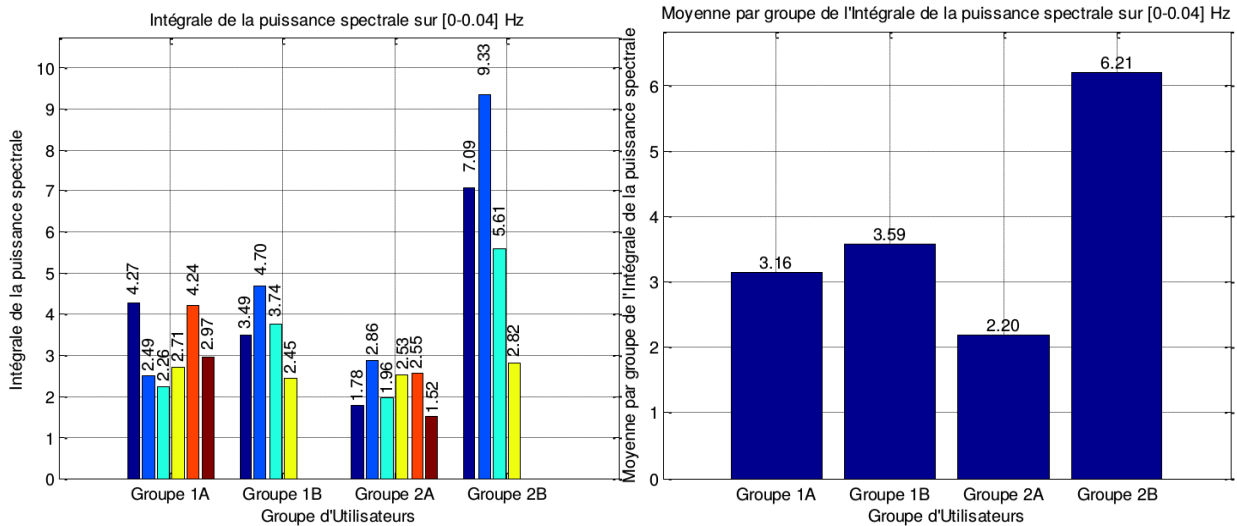


FIGURE 3.56 – Spectres fréquentiels sur l'intervalle [0Hz-1Hz] des parcours 1 des patients 22 (groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)

Afin de synthétiser ces résultats, nous calculons une intégrale sur le périodogramme à l'aide de la méthode décrite dans la section précédente et l'équation 3.4. La fréquence $freq_max$ a été déterminée empiriquement à 0.04 Hz. Ceci peut permettre de mettre en évidence un mode de contrôle du joystick. Une énergie importante dans cette bande de faibles fréquences montre que l'utilisateur ne réalise pas de changement de direction rapide sur le joystick. Cette valeur peut être utilisée comme un indicateur de conduite sans à-coup. La figure 3.57(a) présente l'intégrale de la puissance spectrale entre 0 et 0.04Hz sur l'ensemble des parcours de chaque utilisateur. La figure 3.57(b) présente ces mêmes données mais moyennées par groupe d'utilisateurs. Sur cette bande de fréquence, les disparités interindividuelles sont toujours présentes dans chaque groupe. L'indicateur permet toutefois de différencier très nettement le sous-groupe 2B des autres.



(a) Intégrale de la puissance spectrale de l'angle du joystick sur l'intervalle (0Hz-0.4Hz) par utilisateur et par groupe
 (b) Moyenne par groupe de l'intégrale de la puissance spectrale de l'angle du joystick sur l'intervalle (0Hz-0.4Hz)

FIGURE 3.57 – Intégrale de la puissance spectrale de l'angle du joystick sur l'intervalle (0Hz-0.4Hz) pour l'ensemble de utilisateurs des parcours 1

La question essentielle à laquelle cherche à répondre cette étude est de savoir si l'utilisation du simulateur ViEW peut permettre de repérer de façon objective des difficultés ou une impossibilité de conduire un FRE de façon sécurisée du fait de troubles cognitifs. On peut tout d'abord constater qu'une analyse des stratégies de conduite est tout-à-fait envisageable en simulation. Ainsi un comportement facilement observable, le demi-tour, s'est avéré similaire, quel que soit le groupe, en réel et en virtuel. Par ailleurs un certain nombre de données quantitatives ont été extraites des expérimentations. D'après les résultats présentés, il semblerait que, outre les paramètres élémentaires de temps de parcours et nombre de collisions, les écarts-types sur l'amplitude et l'angle de la commande joystick soient utilisables pour différencier les groupes A et B. On notera que les collisions engendrent des comportements parasites de la part de l'utilisateur et biaisent ainsi les analyses temporelles et fréquentielles. Cependant elles restent un très bon indicateur de la capacité de conduite. On pourrait alors reprendre l'ensemble de l'étude en n'incluant que les parcours sans collisions. Concernant l'analyse spectrale, le choix de la plage de fréquence a été réalisé empiriquement. Les patients atteints de troubles cognitifs concentre une plus grande puissance dans cette bande de fréquence que les patients des groupes A. Leurs mouvements principaux semblent être plus lents.

3.3.8.3 Évaluation des capacités de pilotage de personnes atteintes de PC

Dans une autre étude, décrite en détails dans [185], ViEW a été utilisé pour l'apprentissage de la conduite de FRE en simulation impliquant des sujets atteint de paralysie cérébrale. L'objectif est de définir une méthode pour évaluer en toute sécurité les compétences de conduite extérieure des patients du Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle. Un environnement virtuel a été spécialement conçu pour les besoins de cette étude et la simulation a été divisée en 7 niveaux de difficulté croissante comme décrit précédemment dans la section 3.3.6.1.

Nos objectifs sont donc d'évaluer les capacités de conduite en extérieur et de définir de nouveaux indicateurs objectifs de performances de conduite calculés à partir des données recueillies lors des séances d'entraînement en simulation. Ainsi l'utilisation combinée d'un simulateur et d'indicateurs de performances pourrait constituer un outil de prise de décision efficace pour les thérapeutes en

Patient	Age	Sexe	Pathologie	Type	GMFCS	MACS	Groupe Grille d'évaluation	Groupe Indicateurs de performance
0	8	M	CP	diplégie	3	3	A	NA
1	8	M	CP	diplégie	2	1	A	1
2	13	M	CP	quadriplégie	4	3	B	1
3	17	M	CP	quadriplégie	4	4	B	1
4	19	M	CP	quadriplégie	4	2	B	1
5	24	F	CP	quadriplégie	4	4	B	1
6	19	M	CP	quadriplégie	4	3	B	1
7	18	M	CP	quadriplégie	4	4	B	1
8	7	F	CP	diplégie	4	2	A	2
9	9	M	CP	diplégie	4	1	A	2
10	14	F	CP	quadriplégie	4	3	B	2
11	17	F	CP	quadriplégie	4	3	B	2

TABLE 3.5 – Caractéristiques de la population étudiée (CP : Cerebral Palsy (Paralysie Cérébrale), MACS : Manual Ability Classification system, GMFCS : Gross Motor Function Classification System, NA : Non Applicable)

réadaptation et les ergothérapeutes qui évaluent l'utilisation des FRE pour leurs patients.

Contexte de l'étude L'étude s'est déroulée au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle et a été motivée par le besoin pratique des ergothérapeutes : définir une méthode pour évaluer en toute sécurité les compétences de conduite extérieure de leurs patients. L'évaluation servirait de « permis de conduire » de FRE. Sur ce site très étendu, les patients doivent conduire leur FRE tout au long de la journée entre différents bâtiments (école, résidence, centre de réadaptation, cafétéria, etc.). L'environnement extérieur a été décrit précisément dans le paragraphe 3.3.6.1.

Population sélectionnée 12 participants (enfants et jeunes adultes) ont été sélectionnés pour participer à l'étude. La sélection des sujets est basée sur les critères suivants : âge (de 8 à 24 ans), sexe (masculin et féminin), pathologie (paralysie cérébrale CP), GMFCS [219] (Gross Motor Function Classification System : système de classification qui représente les capacités et les limitations des sujets en termes de fonction motrice) et MACS [8] (Système de classification des capacités manuelles décrivant comment les enfants atteints de paralysie cérébrale manipulent leurs objets en activités quotidiennes). Pour les deux systèmes de classification, il existe 5 niveaux définis allant de 1 (limitations faibles) à 5 (limitations sévères). La valeur maximale pour l'inclusion dans notre étude a été fixée à 4 pour MACS et GMFCS. Les sujets présentant des limitations sévères et des déficits moteurs ont été exclus de l'étude parce qu'ils ne pouvaient pas utiliser correctement le joystick. Le tableau 3.5 décrit les caractéristiques de la population sélectionnée. Nous avons ensuite divisé les participants en deux groupes : 4 sujets qui n'avaient jamais utilisé un FRE (groupe A), et 8 sujets ayant déjà des compétences dans la conduite en intérieur (groupe B). L'étude et les tests réalisés ont été validés par le comité d'éthique de l'Institut régional de réadaptation de Nancy (IRR).

Grille d'évaluation pour le comportement de conduite en extérieur Nous avons défini de nouveaux critères adaptés aux compétences requises. Ils reflètent l'évaluation de comportements spé-

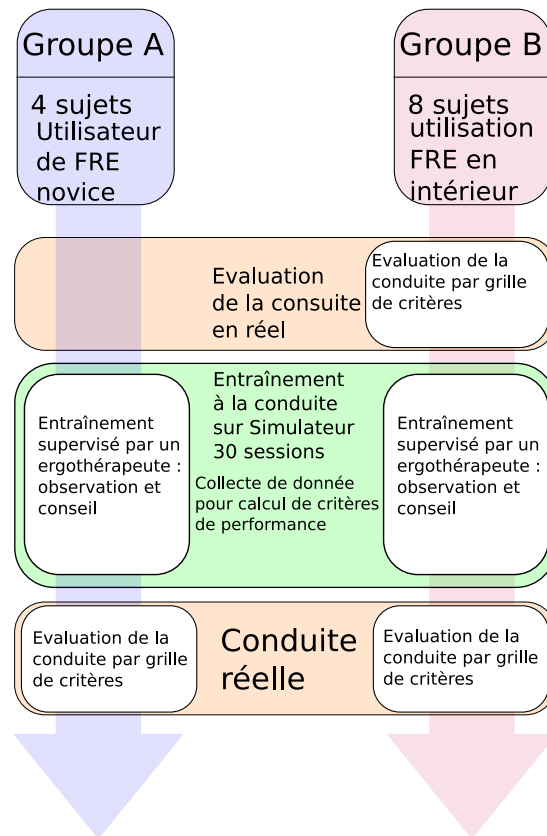


FIGURE 3.58 – Protocole d'étude

cifiques de conduite en extérieur (observation du code de la route) et tiennent compte du contexte environnemental. Ils sont regroupés dans une grille d'évaluation afin de créer un « permis de conduire ». Son obtention implique la validation de 10 critères clés (traversée, arrêt, sensibilisation aux éléments physiques de l'environnement etc.). Les 5 premiers critères sont indispensables pour valider l'évaluation de conduite. Chaque critère est marqué de 0 à 2 et représente trois niveaux d'acquisition de compétences : 0 non acquis, 1 en cours d'acquisition et 2 acquis. Pour le groupe B (utilisateurs expérimentés dans la conduite intérieure), une évaluation initiale de la conduite réelle utilisant ces critères a été effectuée pour montrer les différences avant et après les séances d'entraînement avec le simulateur. Seule l'évaluation finale a été réalisée pour le groupe A. Le protocole de l'étude est résumé à la figure 3.58.

Indicateurs de performance en conduite de FRE À partir des données brutes collectées lors de la simulation (positions du fauteuil roulant et actions sur le joystick), nous avons défini de nouveaux indicateurs quantitatifs pour déterminer la qualité de la conduite. Toutes les données ont été traitées à l'aide de Matlab. Parmi les indicateurs présents dans la littérature, nous avons sélectionné deux indicateurs paraissant pertinents :

- «Jerk» (troisième dérivée de la position, ou dérivée de l'accélération) ;
- amplitude moyenne des mouvements du joystick.

Le jerk est calculé comme la dérivée troisième de la position du FRE et représente un indicateur de confort [44]. Un confort maximum est corrélé aux faibles valeurs de jerk. En conséquence, nous avons émis l'hypothèse que les faibles valeurs de jerk reflètent des compétences plus élevées de conduite. L'amplitude moyenne sur le joystick reflète la capacité du sujet à manipuler efficacement le joystick. Des valeurs faibles conduisent à des vitesses globales plus faibles et inversement. Dans un sens plus général, ce critère reflète si le sujet est confiant et à l'aise lors de la conduite. Ces indicateurs nous



FIGURE 3.59 – Séance d'apprentissage avec le simulateur

ont permis d'évaluer les performances de conduite décrites dans la section résultats ci-après.

Protocole d'entraînement Le protocole d'entraînement en simulation a été intégré dans l'emploi du temps de rééducation des enfants (cf. figure 3.59). À raison de 2 séances par semaine, les patients ont suivi un maximum de 30 séances de 30 minutes en 6 mois. Les sujets ont reçu les instructions suivantes :

- compléter le parcours complet à chaque niveau ;
- respecter les critères d'évaluation fournis dans la section précédente ;
- passer au niveau suivant uniquement lorsque le niveau actuel a été complété sans erreurs/collisions.

Un ergothérapeute était présent pour surveiller les participants, suivre leur progression et donner des conseils, au besoin.

Analyses statistiques Toutes les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant Matlab. Nous avons commencé par appliquer le test d'hypothèse paramétrique Shapiro-Wilk de la normalité composite. Cependant, la distribution non-normale de nos données nous a empêché de mesurer l'écart-type. Ceci nous a conduit à utiliser le test non paramétrique de Wilcoxon pour explorer les différences entre nos groupes de participants (ou ensembles de données).

Résultats : Grille d'évaluation Parmi les quatre participants du groupe A (utilisateurs débutants), un des patients a abandonné le protocole après seulement trois séances en raison de sa déficience cognitive (sujet 0). Un deuxième participant est resté au premier niveau de formation tout au long de 30 séances. Les deux autres sujets ont réussi à terminer le cycle d'entraînement en 29 séances. Tous les participants du groupe B ont achevé le cycle de formation (nombre de sessions de 22 à 30). Cinq sujets ont atteint le niveau de difficulté final, tandis que les deux autres n'ont pas pu atteindre le niveau 2. Tous les participants du groupe B ont augmenté leurs scores après avoir terminé les séances d'entraînement : le gain moyen est de 27%, avec un minimum de 7% et un maximum de 48%. La même tendance peut être observée pour les compétences (1 à 5), essentielles à la conduite extérieure autonome des FRE. Parmi les 12 participants, cinq ont réussi l'évaluation finale pour l'obtention du «permis de conduire».

Résultats : Performance de conduite Dans cette section, nous analysons les données collectées à partir des entraînements en simulation impliquant 11 utilisateurs sur le premier niveau de difficulté

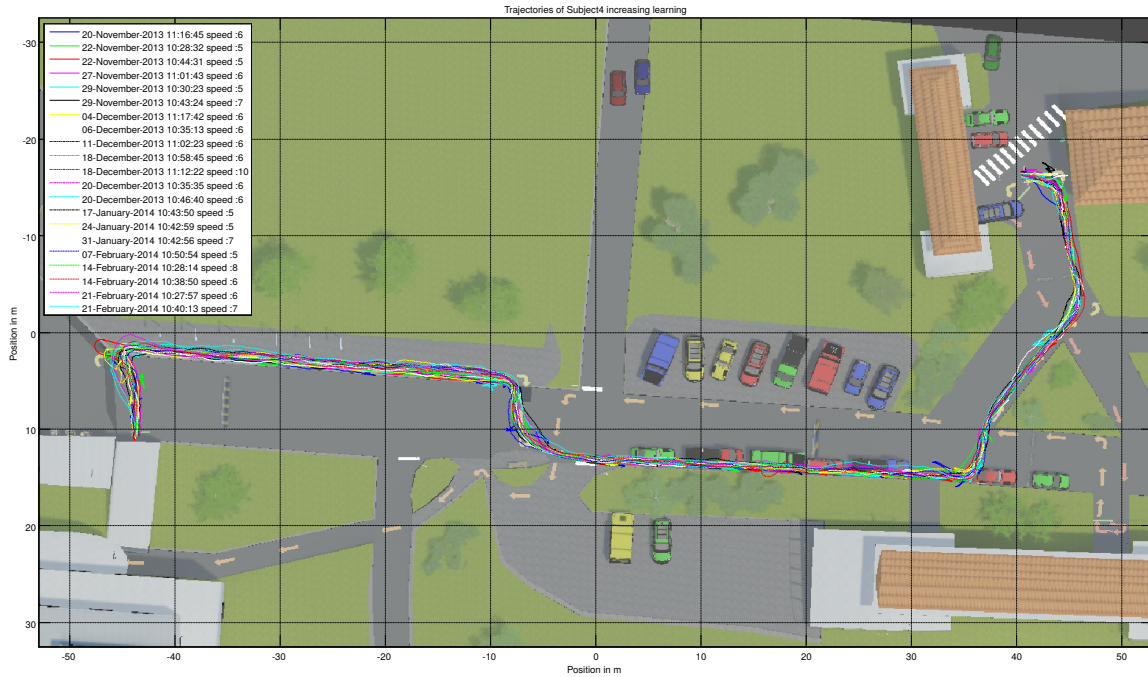


FIGURE 3.60 – Parcours réalisé par un sujet inexpérimenté (Sujet 4)

(N0). Selon le niveau des compétences des participants, le nombre de sessions requises pour atteindre le niveau N1 varie.

Les critères envisagés pour réaliser les groupes A et B, étaient fondés sur leur utilisation ou non d'un FRE. Nous avons ajouté deux nouveaux sous-groupes, groupe 1 et groupe 2, définis en fonction des compétences de l'utilisateur. Nous avons supposé que de bonnes compétences de conduite produisaient une trajectoire douce et précise le long d'un chemin imposé dans l'environnement virtuel. La figure 3.60 et la figure 3.61 montrent respectivement les trajectoires suivies par le sujet 4 du groupe 1 (inexpérimentés), et 11 du groupe 2 (expérimentés). L'ensemble des chemins réalisés par le sujet 11 est plus lisse et plus précis que ceux réalisés par le sujet 4. Ainsi les représentations visuelles des parcours réalisés a permis de définir le groupe 1, composé des utilisateurs 1 à 7, et le groupe 2, des utilisateurs 8 à 11 (voir tableau 3.5. Cette interprétation visuelle indiquant le niveau de compétences de conduite doit être corroborée en validant les deux indicateurs choisis précédemment.

Résultats : Indice de confort – Jerk Le tableau 3.6 présente la valeur de jerk moyen pour l'ensemble des parcours de chaque utilisateur. Le groupe 2 présente des valeurs de jerk plus faibles que le groupe 1. Notre analyse statistique a corroboré ces résultats. Comme les deux ensembles de valeurs de jerk (groupe 1 et groupe 2) représentent de petits échantillons de données, nous avons utilisé le test non paramétrique de Wilcoxon. Les trois probabilités critiques calculées (p -value) sont inférieures à $\alpha = 0.05\%$: 0.242 pour la section 1, 0.0061 pour la section 2 et 0.0121 pour la section 3. Cela nous a permis de valider l'hypothèse que le groupe 2 est composé de bons conducteurs : l'utilisateur produit moins de secousses pendant la conduite. Ceci conduit au fait que les courbes du groupe 2 sont plus lisses que celles du groupe 1 (voir Figure 3.60 et Figure 3.61).

Résultats : Amplitude moyenne du joystick Les données d'angle et d'amplitude imposées au joystick par l'utilisateur peuvent être représentées temporellement (cf. figure 3.62(a) et 3.62(b)). Ces figures montrent clairement, pour un même trajet, des actions très différentes sur le joystick par le sujet 4 et 11. Le sujet 4 réalise des actions saccadées, ce qui entraîne des changements constants dans l'amplitude du signal. Ce comportement conduit à des trajectoires non optimales. Le sujet 11

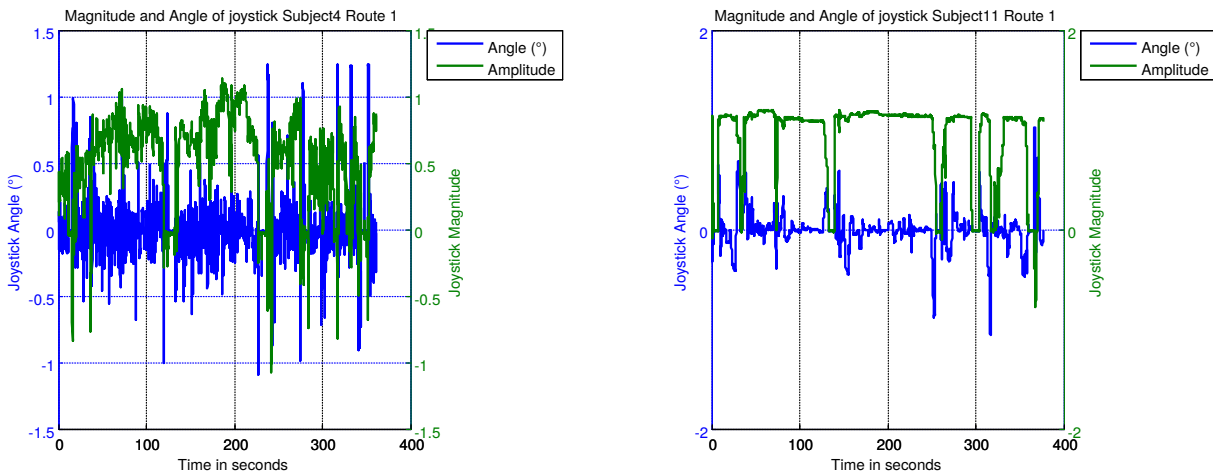


FIGURE 3.61 – Parcours réalisé par un sujet expérimenté (Sujet 11)

Sujet	Section 1		Section 2		Section 3	
	Moyenne	Écart Type	Moyenne	Écart Type	Moyenne	Écart Type
1	0.48	0.26	0.38	0.22	0.65	0.19
2	0.39	0.11	0.33	0.08	0.66	0.08
3	0.42	0.25	0.38	0.52	0.75	0.50
4	0.46	0.23	0.38	0.20	0.69	0.23
5	0.26	0.13	0.32	0.20	0.47	0.10
6	0.40	0.12	0.31	0.15	0.58	0.12
7	0.35	0.15	0.36	0.19	0.63	0.23
8	0.21	0.08	0.16	0.07	0.40	0.06
9	0.32	0.07	0.21	0.09	0.52	0.09
10	0.33	0.24	0.22	0.07	0.36	0.18
11	0.21	0.08	0.14	0.05	0.40	0.09
Moyenne Groupe 1	0.40	X	0.35	X	0.63	X
Moyenne Groupe 2	0.27	X	0.18	X	0.42	X
$p(0.05)$	0.0242	X	0.0061	X	0.0121	X

TABLE 3.6 – Jerk moyen pour l'ensemble des sujets sur les 3 sections

réalise des actions lisses sur le joystick et applique une amplitude maximale pour obtenir une vitesse maximale et réaliser des trajectoires lissées.



(a) Amplitude et angle du joystick (Sujet 4, Parcours 1) (b) Amplitude et angle du joystick (Sujet 11, Parcours 1)

FIGURE 3.62 – Amplitude et angle du joystick pour les sujets 4 et 11.

Afin de synthétiser les données des onze patients, nous avons calculé l'amplitude moyenne imposée au joystick. Ces résultats sont présentés dans le tableau 3.7 et montrent que les valeurs du groupe 2 sont supérieures à celles du groupe 1. Le groupe ayant les compétences les plus élevées n'a pas peur d'utiliser la vitesse maximale dans chaque plage de vitesse. Comme les deux distributions de données comprenant les deux ensembles de valeurs d'amplitude (groupes 1 et groupe 2) représentent de petits échantillons de données, nous avons utilisé le test non paramétrique de Wilcoxon. Les trois probabilités critiques calculées (p -value) sont inférieures à $\alpha = 0.05\%$: $p = 0.0061$ pour les 3 sections. Ceci permet de valider le fait que le groupe 2 composé de bons conducteurs impose des valeurs de commande en amplitude sur le joystick plus importantes. Ces résultats corroborent l'hypothèse selon laquelle l'indicateur d'amplitude reflète les compétences de conduite de l'utilisateur. Des valeurs élevées d'amplitude indiquent des valeurs de vitesse plus élevées. Au contraire, des valeurs plus basses de cet indicateur peuvent indiquer un contrôle inégal ou une vitesse lente.

Discussion La grille d'évaluation observe le comportement de conduite mais ne prend pas en compte la manière dont les actions sont réalisées et l'activité de conduite sur le joystick. Ainsi, l'analyse des trajectoires et des mouvements du joystick donne des indications sur la qualité du conduite des utilisateurs de manière complémentaire. Ici, nous avons défini deux nouveaux critères qui pourraient être fusionnés avec les critères utilisés précédemment [181] pour arriver à une meilleure estimation des compétences de conduite des utilisateurs. Un bon conducteur serait caractérisé par une amplitude élevée imposée au joystick et des valeurs de jerk plus faibles. La prise en compte de la performance individuelle du conducteur nous a donné une compréhension plus approfondie. Les bons conducteurs, par exemple, ont tendance à maintenir des indicateurs de performance constants tout au long de leurs différents tests, tandis que les indicateurs de performance des utilisateurs du groupe 1 montraient de fortes fluctuations au cours du temps. Nos résultats ont montré que seuls certains sujets du groupe 1 ont réussi à atteindre les niveaux de difficulté les plus élevés. Les sujets 1, 3 et 5 (sous-groupe 1) sont restés au niveau novice initial, alors que les sujets 2, 4, 6 et 7 (sous-groupe 2) ont pu progresser à plusieurs niveaux plus élevés. Cependant, nous n'avons pas pu identifier de distinctions claires entre les deux sous-groupes en utilisant les indicateurs établis.

Sujet	Section 1 Moyenne	Écart Type	Section 2 Moyenne	Écart Type	Section 3 Moyenne	Écart Type
1	0.71	0.54	0.73	0.53	0.69	0.56
2	0.74	0.49	0.68	0.48	0.77	0.60
3	0.74	0.57	0.84	0.38	0.78	0.61
4	0.62	0.48	0.64	0.54	0.70	0.56
5	0.77	0.53	0.71	0.55	0.82	0.58
6	0.65	0.50	0.67	0.50	0.78	0.60
7	0.78	0.55	0.72	0.54	0.72	0.52
8	0.94	0.51	0.97	0.42	0.97	0.45
9	0.91	0.50	0.94	0.43	0.89	0.49
10	0.92	0.49	0.95	0.41	1.00	0.43
11	0.87	0.42	0.86	0.40	0.83	0.50
Moyenne Groupe 1	0.71	X	0.71	X	0.75	X
Moyenne Groupe 2	0.91	X	0.93	X	0.92	X
$p(0.05)$	0.0061	X	0.0061	X	0.0061	X

TABLE 3.7 – Moyenne de l’amplitude du joystick pour l’ensemble des sujets sur les 3 parcours

Les performances de conduite de plusieurs sujets qui ont réussi à apprendre un bon comportement de conduite (et ont par la suite obtenu l’accès au niveau de difficulté suivant) n’étaient toujours pas optimales et présentaient même des défauts reflétés dans les indicateurs de contrôle de conduite. Ce n’est pas particulièrement surprenant en soi, car avancer vers un niveau de difficulté plus élevé n’était pas corrélé avec la qualité du contrôle, mais plutôt avec la grille d’évaluation définissant les compétences de conduite en plein air. Inversement, même si les indicateurs de contrôle pour tous les sujets du groupe 2 sont élevés, tous les participants n’ont pas réussi à apprendre un bon comportement de conduite (selon la grille d’évaluation), ce qui signifiait échouer aux tests de conduite. Une autre limite concerne la taille de notre échantillon de population, puisque seulement 12 sujets avec la même pathologie (paralysie cérébrale) étaient disponibles pour participer à cette étude pilote. Par conséquent, nos résultats ne peuvent être généralisés pour s’appliquer, par exemple, à d’autres pathologies. Cependant ils montrent qu’il existe un bon potentiel dans l’utilisation de ces critères pour caractériser les compétences de conduite. Mais en raison d’un nombre de sujets relativement réduit, une validation nécessiterait l’étude d’une plus grande population.

Conclusion Cette étude a permis de montrer que les indicateurs d’amplitude imposée au joystick et les valeurs de «jerk» permettaient de différencier des niveaux de compétences de conduite. Notre approche méthodologique d’évaluation est double : nous avons utilisé une grille d’évaluation pour valider les compétences de conduite en extérieur et utilisé des indicateurs de performance pour évaluer la qualité de maîtrise des utilisateurs de FRE. La nature complémentaire des données utilisant les deux approches nous a permis de comprendre plus précisément la nature du comportement de conduite et le processus d’apprentissage spécifique à la conduite des FRE.

3.3.9 Conclusion

Les premiers travaux réalisés ont permis de valider l’utilisation du simulateur dans le cadre de l’apprentissage et l’évaluation de la conduite de FRE en sécurité. Il nous a aussi permis de développer des exercices spécifiques pour l’expérimentation de nouvelles fonctionnalités. Ces premiers retours d’expérience nous ont permis de faire évoluer le simulateur en fonction des besoins exprimés par les

centres de réadaptation. Il nous a aussi permis de développer des environnements et des exercices adaptés aux spécificités des buts recherchés (évaluation d'une maladie dégénérative, évaluation d'un apprentissage). L'accès aux nombreuses données acquises nous a permis de dégager et valider un certain nombre de critères de performances issus de l'analyse des trajectoires et données joysticks par de méthodes statistiques et de traitement du signal. Afin d'analyser le comportement de l'utilisateur dans sa tâche de conduite, nous allons utiliser un modèle mathématique issu de la théorie du contrôle manuel pour modéliser le couple «Homme-Fauteuil» : le modèle OPCM (Optimal Control Preview Model).

3.4 Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-fauteuil roulant électrique

Une grande partie de ces travaux a été l'objet de la thèse d'Hicham Zatla : «Modélisation et analyse comportementale du système Pilote-fauteuil roulant électrique». *Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine - Metz, Décembre 2018*. Encadrement : Pr. G. Bourhis 33%, Y. Morère 33%, A. Hadj-Abdelkader 33% du 01/10/2014 au 11/12/2018.

Publication majeure : H. Zatla, Y. Morère, A. Hadj-Abdelkader, G. Bourhis, K. Demet, G. Guilmois, N. Bigaut, K. Cosnuau, Preview Distance Index for the Analysis of Powered Wheelchair Driving, IRBM (**Impact Factor : 0.897**), Available online 5 April 2018, ISSN 1959-0318, <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.03.001>. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031818300769>

3.4.1 Introduction

Toujours dans cet objectif principal qui consiste à mesurer la performance du couple pilote-véhicule, dans cette partie nous allons tenter de modéliser ce système homme-machine à l'aide de modèles issus de l'automatique. Les recherches existantes dans le domaine des fauteuils roulants sont essentiellement réalisées à l'aide d'approches expérimentales et rarement par des approches théoriques. Par contre dans les domaines de l'aviation et ensuite de l'automobile, les analyses théoriques ont été étudiées de manière plus importante et la modélisation du système pilote-véhicule est l'une des approches théoriques les plus utilisées pour analyser les caractéristiques des conducteurs. L'efficacité de ce type de méthode a été démontrée depuis des décennies et les modèles homme-machine ont été très utiles dans la détermination et l'analyse des caractéristiques de la conduite du pilote.

Notre objectif est d'analyser le comportement du pilote en fauteuil roulant de manière objective tout en extrayant des paramètres pertinents quantifiables à partir des trajectoires expérimentales enregistrées. Pour cela, la méthodologie choisie consiste à modéliser le système pilote-véhicule constitué de la personne handicapée et du fauteuil roulant électrique. Ce modèle pilote-fauteuil doit permettre de définir le mode de comportement optimal de la personne dans une situation de conduite donnée ce qui induit une méthode d'analyse objective du pilotage de fauteuil.

On se propose ici d'utiliser un modèle mathématique pour modéliser le couple pilote-fauteuil afin d'analyser le comportement de l'utilisateur dans une tâche de conduite. Pour cela nous allons ici utiliser 2 modèles issus de la théorie du contrôle manuel : le modèle *CrossOver* et le modèle *OPCM* (Optimal Control Preview Model).

Dans une première phase c'est le modèle *CrossOver* que nous appliquons à la modélisation du système Pilote-Véhicule (cf. section 3.4.2). Bien que ce modèle puisse décrire efficacement un opérateur humain pour une action de réjection de perturbations, il n'est pas adapté pour la modélisation

d'une tâche plus complexe comme la conduite de FRE qui est composée de plusieurs comportements de conduite. L'idée est donc d'utiliser d'autres modèles Homme-Machine, et notamment le modèle *OPCM* (cf. section 3.4.3) plus complet.

3.4.2 Le modèle CrossOver

3.4.2.1 Introduction

Cette théorie a été développée pour modéliser des systèmes dynamiques avec opérateur humain, tels que les véhicules. Parmi les premiers modèles, le modèle *CrossOver* est utilisé initialement pour modéliser la tâche de pilotage d'avion [174]. Il stipule qu'un pilote bien entraîné et concentré adapte son comportement en fonction du signal d'erreur (la différence entre l'entrée de référence et la position de l'élément contrôlé) afin de générer une action qui minimise cette erreur. Il est généralement utilisé pour des tâches de compensation.

3.4.2.2 Définition et Méthodes

Le modèle *CrossOver* peut être défini à partir du schéma de principe 3.63 : le pilote agit sur l'erreur $e(t)$ entre une entrée de commande désirée $u(t)$ et la sortie du système $s(t)$ en produisant sur l'interface de commande une entrée $c(t)$ vers l'élément contrôlé. Sa mission est de suivre la référence malgré les perturbations. Pour une tâche de compensation, seul le signal $e(t)$ est affiché. L'entrée de référence $u(t)$ (entrée de commande ou perturbation interne) est supposée de bande passante ω_i .

D'après [174], ce modèle postule qu'un pilote bien entraîné et concentré adapte son comportement de conduite de telle sorte que si $Y_p(\omega)$ est la fonction de transfert du pilote et $Y_c(\omega)$ celle de l'élément contrôlé, on ait :

$$Y_{OL}(j\omega) = Y_p Y_c = \frac{\omega_c e^{-j\omega\tau_e}}{j\omega} \quad \text{près de } \omega_c \quad (3.5)$$

ω_c (fréquence *CrossOver*) et τ_e sont fonctions des variables de tâches ; τ_e inclut les retards du processus et de l'opérateur et ω_c représente la fréquence de coupure du système homme-machine. On peut effectivement raisonnablement supposer que ce modèle est vérifié dans certaines situations de conduite du fauteuil, en environnement non-encombré en particulier, pour des pilotes n'ayant aucune difficulté à contrôler l'interface de commande.

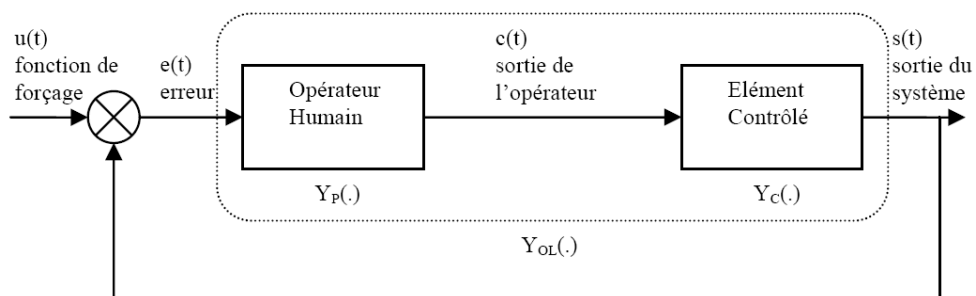


FIGURE 3.63 – Système Pilote-Machine

Pour nos expérimentations, il s'est avéré nécessaire de discrétiser les équations du modèle. En passant du domaine continu au discret, (3.5) devient :

$$Y_{OL}(z) = (1 - z^{-1}) z \left\{ \frac{Y_{OL}(p)}{p} \right\} = \omega_c t_e \frac{z^{-(t_d+1)}}{1 - z^{-1}} \quad (3.6)$$

Où t_e est la période d'échantillonnage, $t_d = \tau_e/t_e$ est le nombre d'échantillons représentant le temps de retard. Dans notre étude, la période d'échantillonnage est fixé à $t_e = 16\text{ms}$ (fréquence de trame/framerate de 60 images/s). La fonction de transfert en z en boucle fermée du schéma fonctionnel Fig. 3.63 :

$$Y_{CL}(z) = \frac{S(z)}{U(z)} = \frac{Y_{OL}(z)}{1 + Y_{OL}(z)} = \frac{\omega_c t_e z^{-(t_d+1)}}{1 - z^{-1} + \omega_c t_e z^{-(t_d+1)}} \quad (3.7)$$

Après transformation, le modèle discret obtenu est donné par l'équation suivante :

$$s(n) = \omega_c t_e u(n - (t_d + 1)) + s(n - 1) - \omega_c t_e s(n - (t_d + 1)) \quad (3.8)$$

Les paramètres ω_c et τ_e du modèle sont déterminés et validés expérimentalement pour chaque utilisateur par une méthode décrite en détail dans [176]. Le fauteuil électrique qui servira à nos expérimentations en situation réelle a été identifié, en première approximation, comme un système du second ordre. Dans le cas de la conduite, on peut considérer que ω_c représente les compétences du pilote en terme d'anticipation et τ_e la qualité de ses réflexes. Cette méthode consiste à faire réaliser une tâche de compensation d'erreur de trajectoire ($e(t)$ sur la figure 3.63) à l'utilisateur. Finalement le modèle est validé par comparaison entre une trajectoire réalisée manuellement et automatiquement par le modèle.

3.4.2.3 Mise en œuvre et Résultats

La méthodologie est la suivante : tout d'abord, un opérateur expérimenté effectue à basse vitesse une trajectoire que nous considérons comme optimale. Dans une seconde phase, des trajectoires expérimentales sont enregistrées lors de simulations de conduite réalisées par des personnes en situation de handicap ou valides. Pour analyser ces trajectoires nous cherchons les paramètres du modèle *Cross-Over* (fréquence ω_c , délai τ_e) qui permettent de les approcher au mieux. Nous essayons ensuite de déduire le comportement choisi par la personne dans une situation de conduite donnée (configuration de l'environnement et vitesse du fauteuil roulant).

Dans le protocole d'expérimentation Il est demandé à l'opérateur humain de s'efforcer d'annuler l'erreur $e(t)$ de la figure 3.63. Il s'agit donc d'une tâche de compensation. Les paramètres ω_c et τ_e du modèle ont été déterminés expérimentalement pour chaque individu par la méthode décrite dans [176].

Dans un premier temps, on réalise une trajectoire de référence dans l'environnement virtuel de test. Une trajectoire de référence est réalisée par une personne considérée comme expert. Des critères qualitatifs sont retenus pour évaluer la qualité de la trajectoire de référence : elle doit être fluide (curviligne entre les obstacles), sans à-coups et sans collisions avec les obstacles. Cet expert, est une personne ne souffrant pas de pathologie. Il possède une grande pratique de la conduite de FRE réel. Cette trajectoire sera considérée comme le signal d'entrée du système 3.63. On analyse cette trajectoire en la découpant en tronçons en relation avec le comportement de conduite de l'opérateur puis en calculant leurs différentes bandes passantes ω_i . Ensuite on en déduit ω_c et τ_e de notre modèle ce qui va nous permettre de calculer une trajectoire. Celle-ci pourra alors être comparée à une trajectoire d'un utilisateur.

La bande passante de la fonction de forçage est calculée en analysant, dans le domaine fréquentiel, l'allure de la trajectoire de référence (réalisée par notre expert). Les données de cette trajectoire sont considérées comme les échantillons du signal de référence $u(t)$. Le modèle pilote-véhicule est fonction du comportement de conduite du pilote, comportement qui dépend de la configuration locale de l'environnement. C'est pourquoi la trajectoire est scindée en plusieurs parties. La partition

est fonction de la stratégie de conduite adoptée par le conducteur qui dépend de la complexité de l'environnement et des différentes situations de conduite (passage de porte, passage étroit, etc.).

Les tronçons sont déterminés manuellement pour notre environnement (cf. figure 3.64). OA correspond au début du parcours en ligne droite, AB à une succession de passages étroits, BC à un changement de direction, CD à une succession de passages étroits et DE à la fin du parcours en ligne droite. La bande passante ω_i de chaque tronçon est déterminée par Transformée de Fourier, le résultat étant fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil. Il est ensuite possible de déterminer ω_c et τ_e paramètres du modèle *CrossOver* à partir de l'équation suivante issue de [174] :

$$\tau_e(Y_c, \omega_i) = \tau_0(Y_c) - \Delta\tau(\omega_i) \quad (3.9)$$

Nous avons utilisés pour nos calculs les paramètres $\tau_0(Y_c) = 0.520$ et $\Delta\tau(\omega_i) = 0.07\omega_i$ repris de [175].

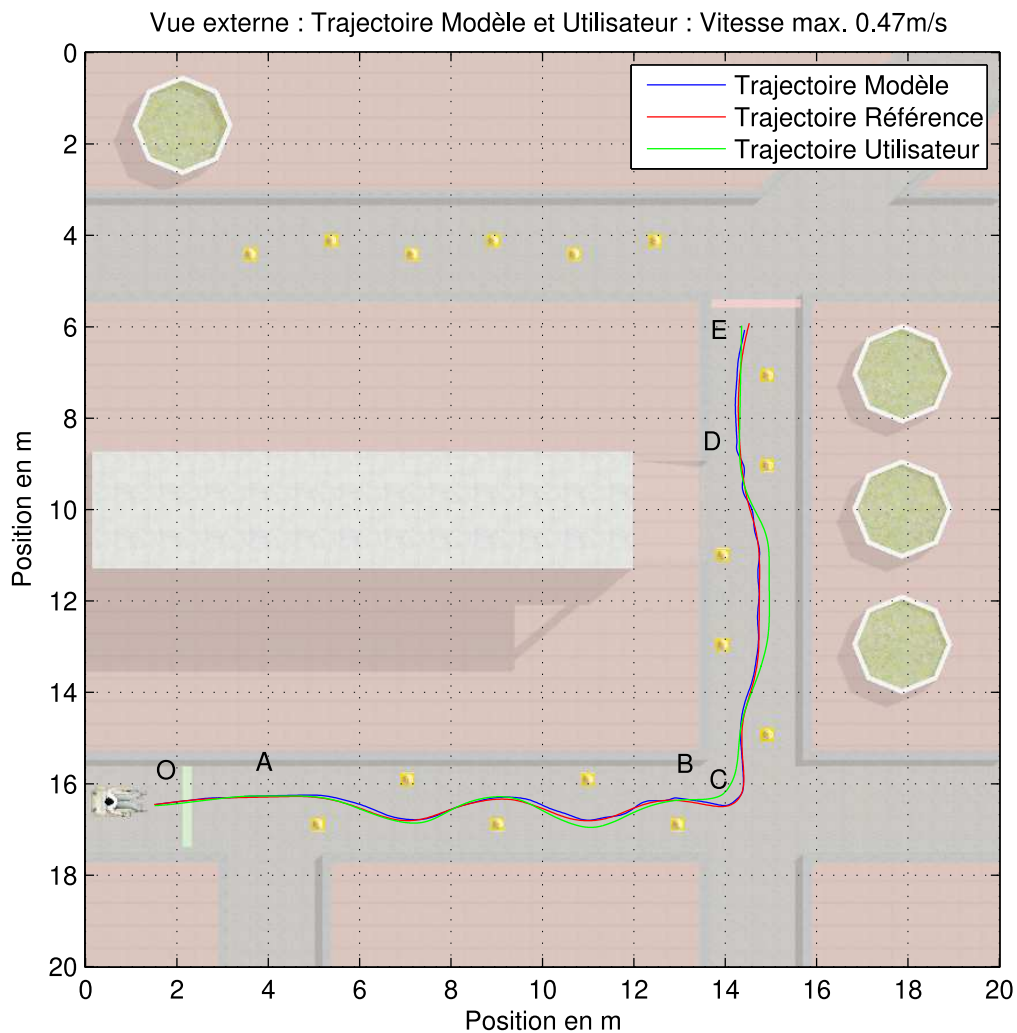


FIGURE 3.64 – Tracés des trajectoires de référence, du modèle *CrossOver* et d'un utilisateur dans l'environnement virtuel

Connaissant la bande passante de chaque tronçon, il est possible de déterminer les paramètres du modèle *CrossOver* à partir de l'équation 3.9.

Plusieurs essais ont été effectués avec des personnes valides à différentes gammes de vitesses allant de $0.47m/s$ (max.) à $1.41m/s$ (max.) et en utilisant les vues embarquée (3D) et externe (2D). Afin de ne pas perturber les utilisateurs lors de l'utilisation de la vue externe, l'environnement a été orienté (cf. figure 3.65) de manière à ce que son parcours soit globalement orienté vers l'avant.

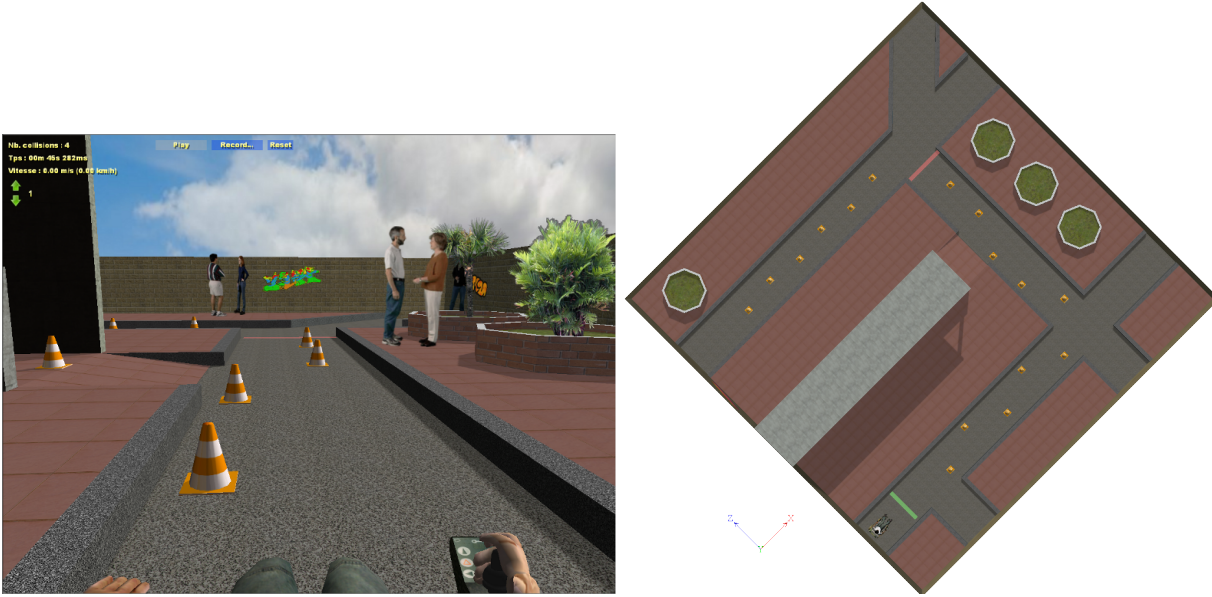


FIGURE 3.65 – Interface graphique du simulateur 3D : Vue embarquée (3D) et externe (2D)

Le tableau 3.8, présente les paramètres du modèle *CrossOver* associés aux différents tronçons. La trajectoire de référence choisie pour créer le modèle est présentée dans la figure 3.64. Elle a été réalisée en utilisant la vue embarquée (cf. figure 3.65) et une vitesse maximum de $0.47m/s$.

Vitesse max. $0.47m/s$							
Vue Embarquée				Vue Externe			
Portions	$\omega_i (rad/s)$	$\omega_c (rad/s)$	$\tau_e (ms)$	Portions	$\omega_i (rad/s)$	$\omega_c (rad/s)$	$\tau_e (ms)$
OA	0.06	3.3	515	OA	0.1671	3.3	508
AB	0.1241	3.3	511	AB	0.1225	3.3	511
BC	0.0637	3.3	515	BC	0.1114	3.3	512
CD	0.027	3.3	518	CD	0.0573	3.3	516
DE	0.058	3.3	515	DE	0.0557	3.3	516

TABLE 3.8 – Paramètres du modèle *CrossOver* vue embarquée et vue externe à la vitesse max. $0.47m/s$

Vitesse max. $1.41m/s$							
Vue Embarquée				Vue Externe			
Portions	$\omega_i (rad/s)$	$\omega_c (rad/s)$	$\tau_e (ms)$	Portions	$\omega_i (rad/s)$	$\omega_c (rad/s)$	$\tau_e (ms)$
OA	0.5924	3.3	478	OA	0.2728	3.3	500
AB	0.3406	3.3	496	AB	0.3279	3.3	497
BC	0.1289	3.3	511	BC	0.1385	3.3	510
CD	0.1426	3.3	510	CD	0.2123	3.3	505
DE	0.1404	3.3	510	DE	0.1028	3.3	512

TABLE 3.9 – Paramètres du modèle *CrossOver* vue embarquée et vue externe à la vitesse max. $1,41m/s$

La modélisation de la trajectoire de référence par un modèle va nous permettre de comparer objectivement les trajectoires réalisées à l'aide de la vue embarquée (3D) et externe (2D). Pour une vitesse donnée, il sera possible de déterminer quelle est la vue qui permet d'obtenir la trajectoire la plus proche du modèle.

Les figures 3.66 et 3.67 comparent les trajectoires réalisées par les utilisateurs à celles générées par le modèle *CrossOver* dans le cas d'une vitesse lente ($0.47m/s$) et une vitesse rapide ($1.41m/s$) pour les 2 vues.

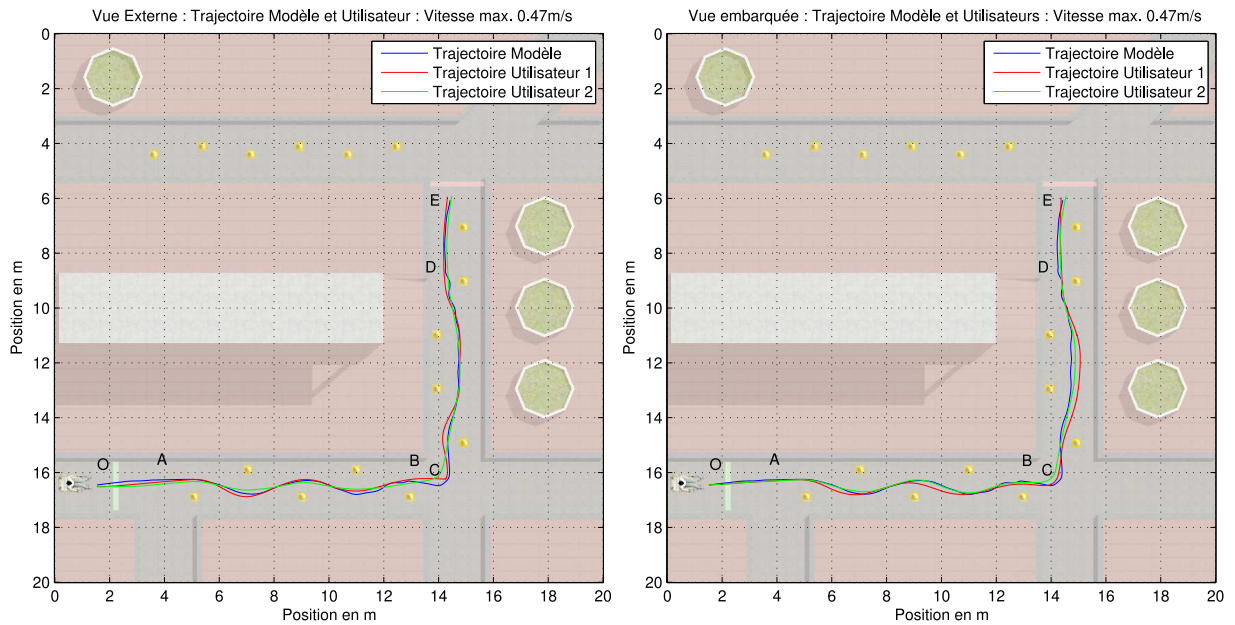


FIGURE 3.66 – Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par *CrossOver* pour une vitesse maximum de $0,47m/s$ pour les 2 vues

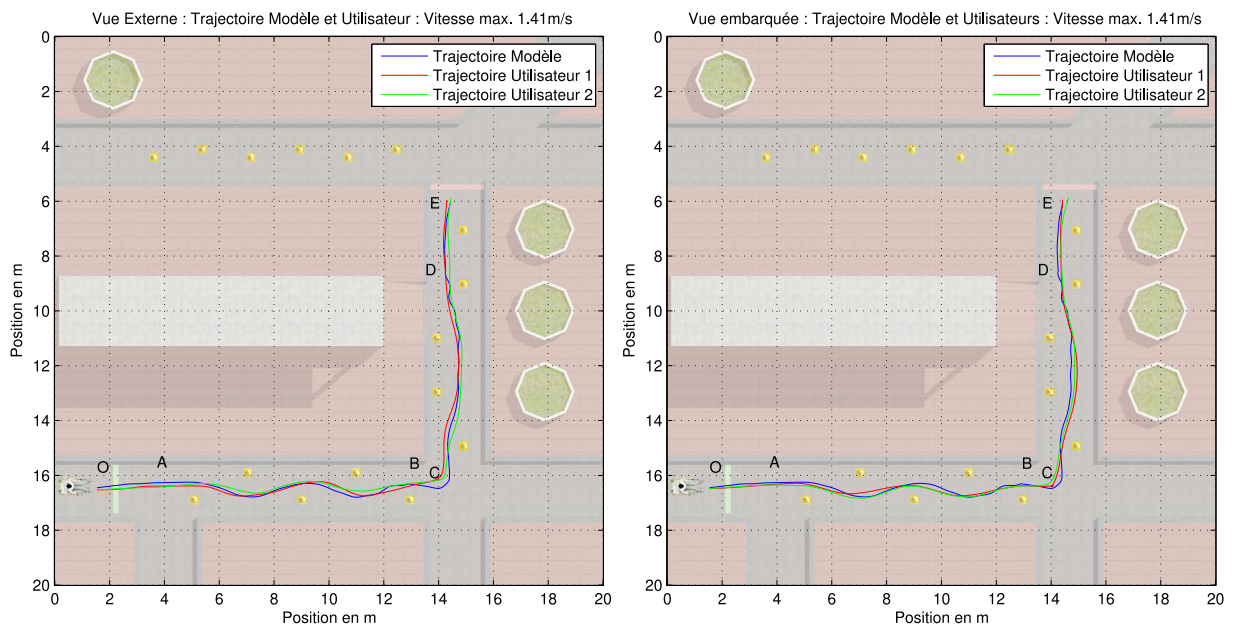


FIGURE 3.67 – Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par *CrossOver* pour une vitesse maximum de $1,41m/s$ pour les 2 vues

De manière qualitative, à la lecture des figures 3.66 et 3.67, on observe des écarts significatifs de trajectoire entre la vue embarquée (3D) et la vue externe (2D). On peut conclure que les modes de conduite semblent différer sensiblement entre les 2 types de simulation.

Par exemple, à faible vitesse, sur le tronçon *CD*, la vue embarquée présente une déviation latérale supérieure à celle de la vue externe. Ceci peut être expliqué par le fait que la vue externe permet de mieux positionner globalement le fauteuil dans l'environnement. De la même manière, à vitesse

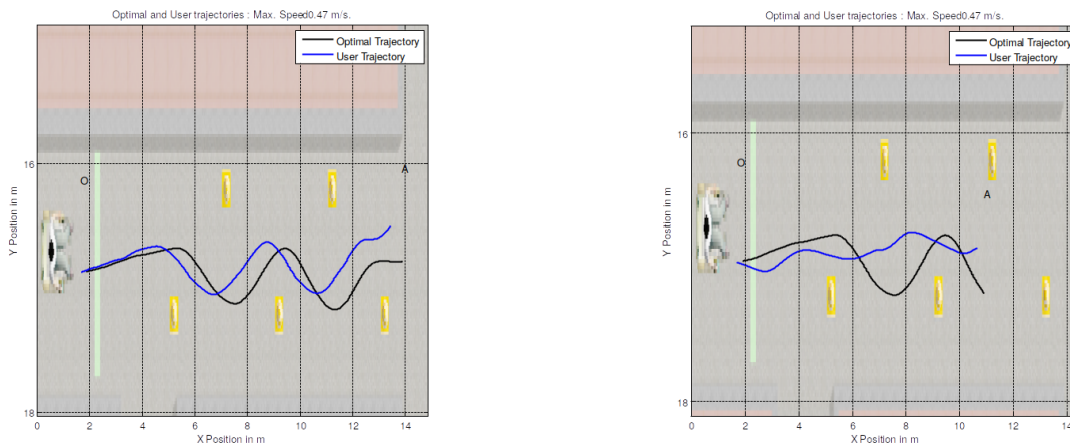
élevée, sur le tronçon AB la vue externe permet à l'utilisateur de couper les trajectoires curvilignes, alors qu'en vue embarquée, la vision rapprochée de l'environnement ne permet pas cette anticipation.

Cette première étude permet de modéliser le système pilote-fauteuil dans une tâche de conduite de type compensation. Le modèle *CrossOver* suppose que la seule information visuelle disponible pour le pilote est le signal d'erreur $e(t)$ représenté ici par la différence entre la trajectoire à suivre et la position réelle du fauteuil roulant. Elle a permis de détecter des différences de comportement de conduite entre la simulation 2D et la simulation 3D.

Cependant, dans le cadre de la conduite de FRE, ce type de modèle atteint vite ses limites. Nous allons décrire cela dans le paragraphe suivant.

3.4.2.4 Les limites de la modélisation «CrossOver»

Les résultats présentés dans cette section résultent de tests effectués sur des personnes handicapées dans le cas d'une nouvelle attribution de fauteuil roulant électrique. Ces tests ont été réalisés au CERAH par deux personnes présentant respectivement une dégénérescence cérébelleuse et une hémiplégie droite. Il leur a notamment été demandé de réaliser un slalom entre des cônes (cf. figure 3.68). Cet exercice est la reproduction en simulation d'un test réel effectué pour vérifier leurs compétences de conducteur. Les trajectoires des deux utilisateurs ont été enregistrées et nous essayons de les analyser en utilisant successivement le modèle *CrossOver*.



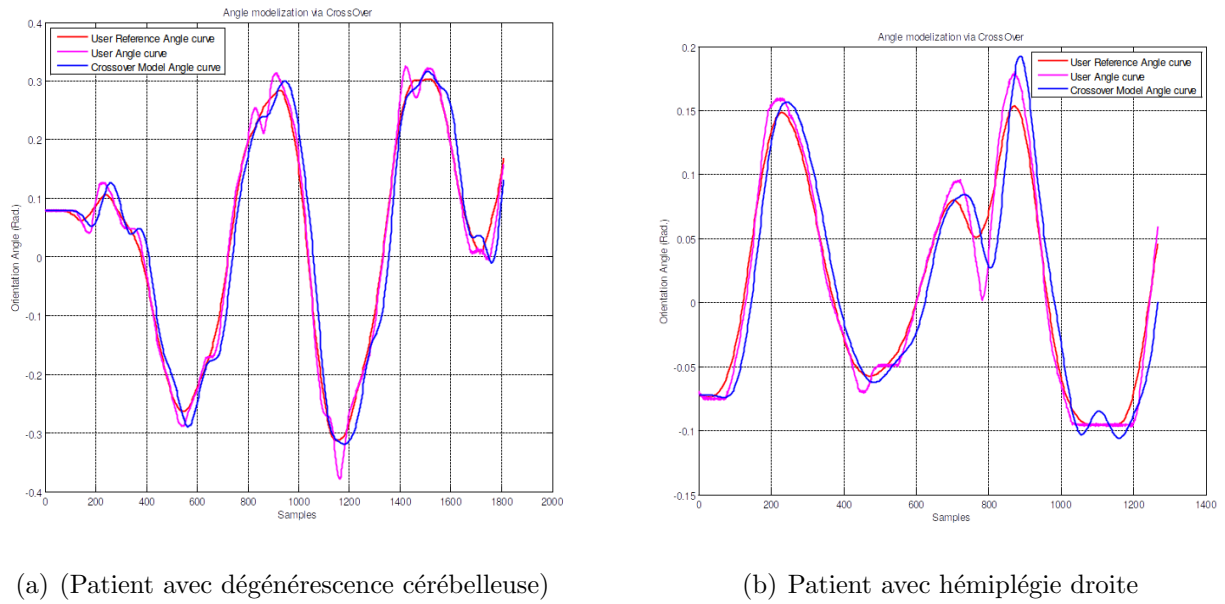
(a) (Patient avec dégénérescence cérébelleuse)

(b) Patient avec hémiplégie droite

FIGURE 3.68 – Trajectoires optimale et utilisateur

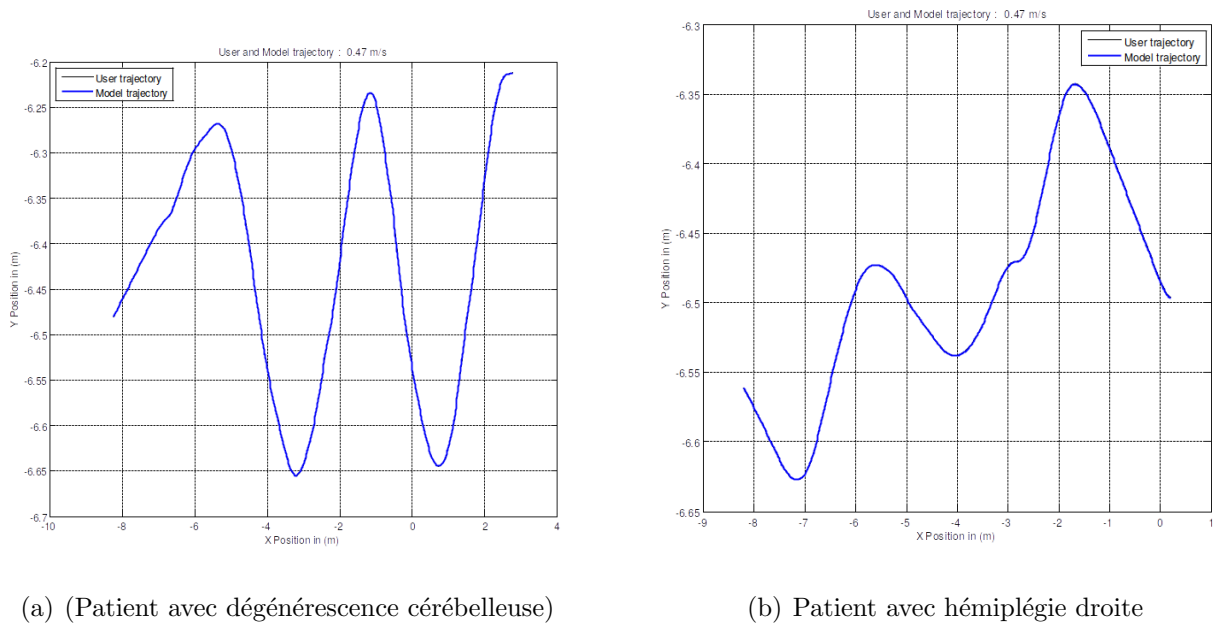
Les trajectoires des deux personnes en situation de handicap présentent des différences trop importantes par rapport à celle effectuée par l'expert. Nous utilisons ici, en tant que trajectoire de référence (trajectoire à suivre) du modèle, une version lissée de la courbe utilisateur. Nous partons du principe que les changements de direction rapides sont dus à des difficultés de conduite. La version filtrée de la trajectoire représente la nouvelle référence. Ensuite, nous utilisons une méthode d'optimisation pour trouver les paramètres ajustés du modèle qui minimisent l'erreur de sortie. L'optimisation est réalisée sous Matlab en minimisant l'erreur quadratique de l'orientation du FRE lors du parcours par une méthode des moindres carrés non linéaire. La figure 3.69 présente les trajectoires des angles d'orientation à partir de la référence (courbe lissée de l'utilisateur), de l'utilisateur et du modèle *CrossOver* optimisé. Les paramètres sont les suivants : $\omega_c = 3.32$ et $\tau_e = 468ms$ pour le premier sujet et $\omega_c = 3.33$ et $\tau_e = 468ms$ pour le second.

Les paramètres trouvés dans les deux cas sont identiques à ceux décrits dans la section précédente pour les personnes valides, mais dans ce cas, nous utilisons une trajectoire de référence basée sur

FIGURE 3.69 – Modélisation d'angle via le modèle *CrossOver*

la trajectoire de l'utilisateur. Le modèle *CrossOver* obtenu après optimisation n'est pas en mesure de modéliser avec précision la courbe d'angle de l'utilisateur. Ainsi, nous ne pouvons pas conclure précisément sur le comportement de conduite de l'utilisateur. Cependant, nous pouvons noter que ces comportements sont assez différents de ceux obtenus avec des personnes valides.

Sur ces mêmes données nous avons réalisé une modélisation par modèle *OPCM* et nous avons pu reconstruire de manière satisfaisante les trajectoires des utilisateurs (cf. figure 3.70). Les détails sont donnés dans [184].

FIGURE 3.70 – Modélisation des trajectoire par Modèle *OPCM*

Cependant, les paramètres du modèle *OPCM*, tels que la matrice des gains de retour d'état (cf. la section 3.4.3), sont très difficilement exploitables à cause de leurs dimensions importantes et changeantes. C'est pourquoi nous avons choisi d'étudier un des paramètres caractéristiques de ce modèle :

la distance de «preview» D_v , afin de voir s'il s'agissait d'un indicateur caractéristique de la conduite en FRE. Ceci est détaillé dans la section suivante.

3.4.3 Le modèle OPCM

3.4.3.1 Introduction

Dans le cadre de la modélisation des systèmes homme-machine, une avancée importante a été l'introduction des techniques de commande optimale. Le modèle OCM (Optimal Control Model) établi par Baron [135] les utilise. Il est composé de deux grandes parties : l'opérateur humain et la machine (figure 3.71). L'opérateur est lui-même divisé en trois parties principales : la perception visuelle, le traitement de l'information et l'action qui génère le mouvement musculaire appliqué à la machine. Celle-ci est composée d'un actionneur, d'un élément contrôlé et d'un afficheur avec une entrée de perturbation. Cependant, le nombre important de paramètres à régler empiriquement rend le modèle OCM difficile à mettre en œuvre.

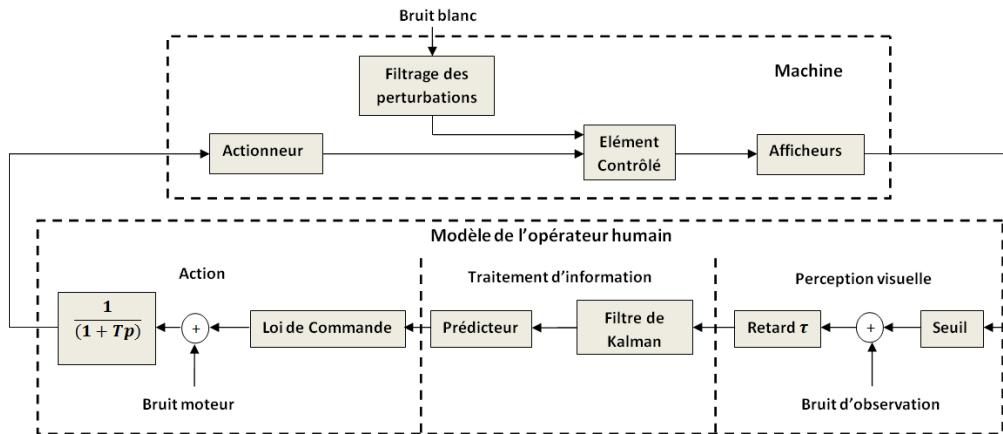


FIGURE 3.71 – Schéma du modèle OCM

Parmi les modèles de ce type, le modèle *OPCM* (Optimal Preview Control Model) proposé par Sharp [227] permet de modéliser l'opérateur comme un moyen d'acquisition des échantillons de la trajectoire visible devant l'utilisateur. Il est basé sur le paramètre de la durée anticipée devant le pilote («preview time») T_p dont on déduit la distance visible D_v . Ce modèle est très souvent utilisé pour modéliser le comportement de poursuite du pilote de véhicule.

3.4.3.2 Définitions et méthodes

Dans cette partie, nous allons utiliser le modèle *OPCM* pour valider le paramètre D_v comme indicateur de performance de conduite. Après une description du modèle *OPCM* on présentera la méthodologie expérimentale adoptée ainsi que les résultats obtenus sur un panel de 15 personnes valides.

Cette stratégie de contrôle consiste en l'utilisation de connaissances avancées sur les signaux de perturbation ou de référence afin d'améliorer la qualité de la poursuite ou le rejet de perturbations. Par exemple, les actions de contrôle d'un conducteur automobile sur une route simulent cette stratégie de commande. Si le conducteur peut observer une longue partie du parcours devant lui, alors il anticipera les changements de direction imposés par le tracé de la route. Le résultat est une bonne poursuite de trajectoire sans freinage ou action de contrôle excessives. Dans le cas contraire, si le conducteur suit le même chemin à la même vitesse mais avec une visibilité limitée, les actions de contrôle seront beaucoup plus sévères puisqu'il ne lui est pas possible d'anticiper les changements

de direction imposés par la route. Une telle activité de contrôle peut générer des saturations sur les actionneurs et deviennent des actions de compensation d'erreurs.

Les opérateurs humains sont capables de contrôler et de s'adapter à une large gamme de systèmes dynamiques dont font partie les véhicules, avec un contrôle par anticipation et prévision [173]. Notons que cette notion de contrôle par anticipation est très générale et possède plusieurs formulations théoriques, dont la plus utilisée est celle présentée et validée expérimentalement par [227] et son modèle *OPCM*. Dans la tâche de conduite de véhicule, le paramètre essentiel est la quantité d'information à traiter en bloc, représentée par un certain nombre d'échantillons de la trajectoire. Elle est fonction de la distance visible pour le conducteur D_v , de la vitesse de déplacement v et du temps d'échantillonnage choisi T_e . Cette distance visible dépend d'une part des variables environnementales (pluie, brouillard, etc.) et d'autre part de la complexité de la trajectoire. Le modèle *OPCM* est basé sur le temps «preview» T_p , qu'on peut définir comme la durée du parcours anticipé. T_p est déterminé en décomposant la distance visible en segments rectilignes S_r . Ils correspondent à une entrée de commande constante, ce qui donne $T_p = \frac{S_r}{v}$, (figure 3.72). En pratique T_p est un multiple du temps d'échantillonnage : $T_p = q T_e$, avec q le nombre d'échantillons visibles de la trajectoire de référence (figure 3.72, avec $q = 2$).

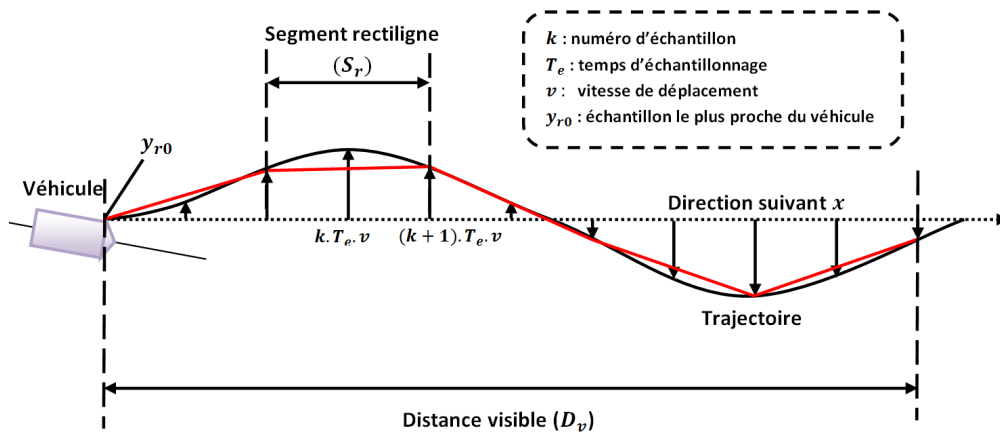


FIGURE 3.72 – Acquisition des données

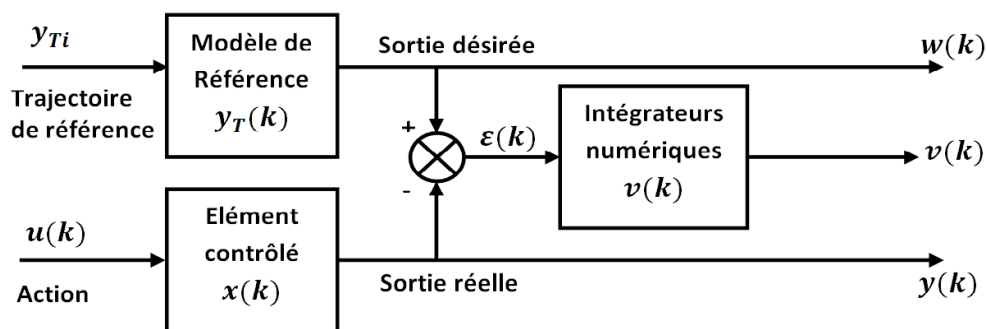


FIGURE 3.73 – Schéma fonctionnel du modèle OPCM

Le modèle *OPCM* est composé de trois éléments : l'élément contrôlé, le modèle de référence qui représente les échantillons de la trajectoire de référence pour une distance visible donnée et un intégrateur placé au niveau de la sortie d'erreur entre la trajectoire de référence et la position de l'élément contrôlé (figure 3.73).

La fonction principale de ce modèle est de minimiser l'erreur quadratique entre la trajectoire de référence et la position de l'élément contrôlé afin de garantir une bonne poursuite de trajectoire. La représentation d'état globale du modèle *OPCM*, en combinant les dynamiques du véhicule, la

représentation d'échantillons de la trajectoire visible et les états de l'intégrateur, est donnée par :

$$\left\{ \begin{array}{l} \begin{bmatrix} x(k+1) \\ v(k+1) \\ y_T(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 & 0 \\ -C_c & I & H \\ 0 & 0 & A_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} + \\ \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ B_T \end{bmatrix} y_{Ti} \\ \begin{bmatrix} y(k) \\ v(k) \\ w(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 & 0 \\ 0 & I & 0 \\ 0 & 0 & H \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} \end{array} \right. \quad (3.10)$$

Dans ce modèle, nous calculons la commande optimale à retour d'état qui minimise la fonction de coût suivante :

$$J = \sum_{k=0}^n Z^T(k) \cdot R_1 \cdot Z(k) + u(k)^T \cdot R_2 \cdot u(k)$$

où $Z = [x \ v \ y_T]^T$ est le vecteur d'état du système global d'ordre $(n + m + 2(q + 1) \times 1)$ avec x le vecteur d'état de l'élément contrôlé (FRE). Il contient les déplacements des roues droite et gauche ainsi que leurs vitesses. v est composé de l'erreur de sortie et de son intégrale. y_T contient les échantillons de trajectoire visible issus de la trajectoire de référence. Nous constatons que la taille du système global dépend du nombre d'échantillons visibles q . La commande optimale à retour d'état notée $u(k)$, est donnée par la forme :

$$u^*(k) = -K \cdot Z(k),$$

où $K = (R_2 + B^T P B)^{-1} B^T P A$, avec A et B sont les matrices d'état et d'entrée du système global (3.10) et P est la solution algébrique de l'équation discrète de Riccati :

$$P = A^T P A - A^T P B (R_2 + B^T P B)^{-1} B^T P A + R_1$$

On pourra se reporter à l'article [1] pour la description complète et détaillée du modèle. Le dernier paramètre restant à définir est la distance visible par le conducteur D_v .

3.4.3.3 Reconstruction de la distance visible

Afin d'obtenir une estimation de la distance D_v , nous avons utilisé un système de suivi du regard de marque Tobii et calculé la position du regard à l'intérieur de la scène 3D.

Un schéma explicatif est donné par la figure 3.74. L'utilisateur se place devant l'écran du simulateur à une distance V considérée constante (environ 60cm) et regarde «à l'intérieur» de la scène virtuelle. Le dispositif de suivi du regard permet de déterminer les positions de regard de chaque œil sur l'écran (cf. figure 3.75). La distance interoculaire étant plus importante que la distance séparant les positions des yeux détectées sur l'écran, il nous est possible de déterminer le point de convergence du regard dans la scène virtuelle et d'en déduire la distance D_v . En considérant la distance interoculaire E fixe (65mm), D_v est représentée par Zm , la profondeur du regard à l'intérieur de la scène, donnée par l'équation suivante :

$$Zm = \frac{P V}{E - P}$$

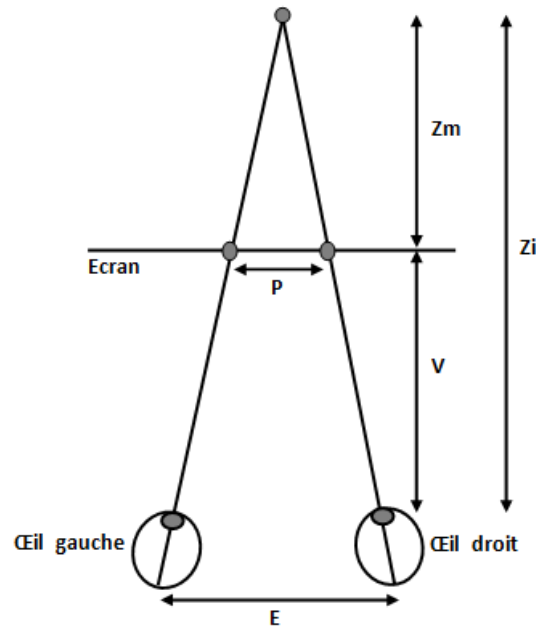
FIGURE 3.74 – Principe de mesure de la distance visible D_v 

FIGURE 3.75 – Suivi de regard en simulation

où P est la distance de convergence des yeux sur l'écran.

Dans certains cas, le système de suivi du regard peut perdre la localisation des pupilles de l'utilisateur (regard hors champ). La donnée Z_m n'est plus disponible. Afin d'assurer une continuité dans les calculs de la trajectoire par le modèle OPCM, nous avons estimé sa valeur par la moyenne des cinq valeurs précédentes.

3.4.3.4 Procédure expérimentale

Dans une première phase, un panel de 15 personnes valides ont effectué les tests. Le parcours dans l'environnement virtuel est décrit dans la figure 3.76. Il est découpé en 3 zones qui correspondent a priori à des comportements de conduite différents : slalom serré, virage puis slalom large. Les trois zones sont définies en figure 3.77(a) ($Z1$: tronçon AB, $Z2$: tronçon BC et $Z3$: tronçon CD). Le dispositif de contrôle du fauteuil est un joystick standard identique à ceux que l'on trouve sur les fauteuils roulants électriques du commerce afin de reproduire le même comportement haptique. L'utilisateur se déplace à l'intérieur de l'environnement en évitant les collisions et les marches arrière puisque ces singularités dans les trajectoires sont difficilement modélisables par les outils utilisés. Une

période de quelques minutes est donnée afin que les utilisateurs se familiarisent avec le simulateur. Ensuite les tests sont enregistrés pour l'étude. Chaque utilisateur réalise cinq essais pour chaque gamme de vitesse : de 0.52 m/s à 2.02 m/s. Les données récoltées sont alors traitées hors ligne afin de réaliser l'étude du paramètre D_v . La section suivante en présente les résultats.

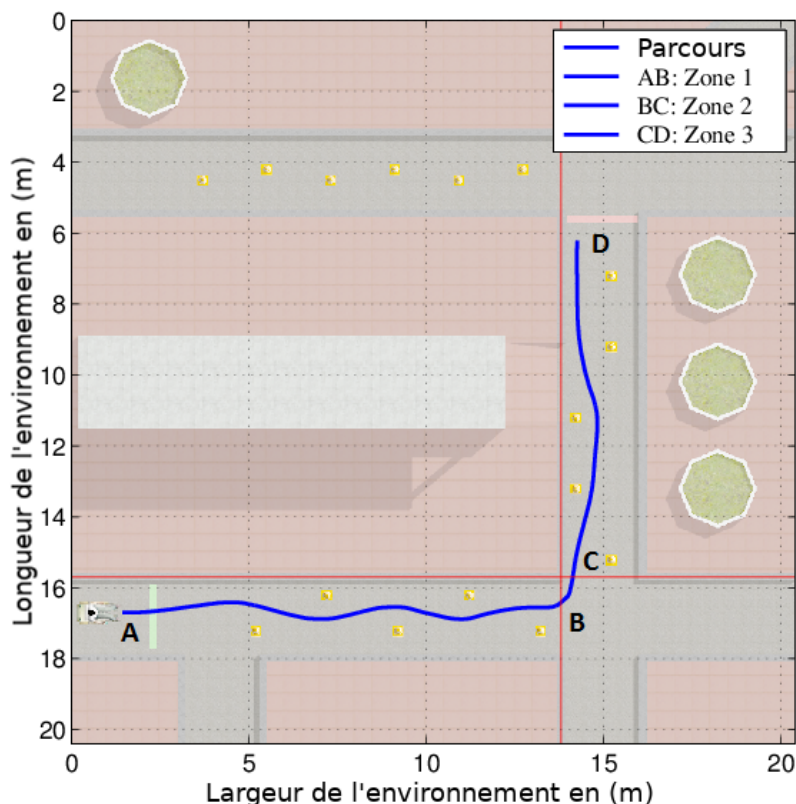


FIGURE 3.76 – Le parcours à suivre par l'utilisateur

La deuxième expérience a eu lieu au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle (54, France). Huit enfants avec différents types de handicaps (troubles praxiques et visuospatiaux, troubles d'apprentissage) ont été sélectionnés. Au cours de l'expérience, les sujets ont utilisé le même environnement virtuel et la même architecture de fauteuil roulant que ceux utilisés par les sujets valides. Pour la mesure de leur D_p , nous avons utilisé le même système de suivi du regard Tobii. Une période de 5 à 10 minutes a été donnée pour découvrir le simulateur. Chacun d'entre eux a fait au moins trois essais pour chaque vitesse de 0,82 à 2,02 m/s. La déficience visuelle couplée au port de lunettes correctrices de 3 sujets a conduit à des données inutilisables. Ils ont donc été exclus de l'étude. Le panel de sujets se compose de 2 filles et 3 garçons, droitiers et gauchers, âgés de 10 à 16 ans, et le tableau 3.10 décrit leurs types et niveaux de déficiences à l'aide des classifications MACS et GMFCS.

Sujet	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5
Droitier/ gaucher	gaucher	droitier	gaucher	gaucher	droitier
Age	15	16	14	10	10
FRE/ sans FRE	sans FRE	sans FRE	sans FRE	FRE	sans FRE
MACS	2	2	non MACS	2	non GMFCS
GMFCS	3	1	non MACS	1	non GMFCS
Trouble praxiques	oui	oui	sans	non	non
troubles visuo-spatiaux	oui	oui	sans	oui	oui

TABLE 3.10 – Les informations sur les sujets handicapés moteur

MACS (Manuel Ability Classification System) [67] Il s'agit d'un système de classification des activités manuelles quotidiennes élaboré par des professionnels canadiens et suédois. Ce système contient cinq niveaux. Il est destiné aux enfants paralysés cérébraux âgés de 4 à 18 ans, qu'ils soient légèrement handicapés ou dans l'impossibilité d'agir. Le MACS est un complément du système GMFCS ou d'autres systèmes utilisés dans le domaine du handicap. Il est basé sur les performances dans la manipulation des objets définis au cours des activités quotidiennes et dans l'espace de vie accessible de la personne. Les niveaux du MACS sont définis comme suit :

- (i) **Manipule les objets facilement et avec succès** : le sujet a des limitations dans l'aisance à exécuter des tâches manuelles qui requièrent de la vitesse et de l'exactitude. Par contre, n'importe quelle limitation dans les habiletés manuelles ne restreint pas l'autonomie dans les activités quotidiennes.
- (ii) **Manipule la plupart des objets mais avec une certaine diminution de la qualité et/ou de la vitesse de complétion** : certaines activités peuvent être évitées ou complétées mais avec une certaine difficulté ; des méthodes alternatives de performance peuvent être utilisées, mais les habiletés manuelles ne restreignent habituellement pas l'autonomie dans les activités quotidiennes.
- (iii) **Manipule les objets avec difficulté ; a besoin d'aide pour préparer et/ou modifier les activités** : la performance est lente et complétée avec un succès limité en ce qui concerne la qualité et la quantité. Les activités sont exécutées de façon autonome si elles ont été organisées préalablement ou adaptées.
- (iv) **Manipule une sélection limitée d'objets faciles à utiliser dans des situations adaptées** : le sujet exécute des parties d'activités avec effort et un succès limité. Le sujet nécessite un support continu et de l'assistance et/ou de l'équipement adapté, même pour une réalisation partielle de l'activité.
- (v) **Ne manipule pas les objets et a une habileté sévèrement limitée pour exécuter même des actions simples** : ce niveau nécessite une assistance totale.

GMFCS (Gross Motor Function Classification System) [259] Il s'agit d'un système de classification de la fonction motrice globale (GMFCS) pour la Paralyse Cérébrale basé sur les mouvements volontaires, en mettant l'accent sur la station assise, les transferts et la mobilité. Dans la définition de ce système de classification à 5 niveaux, le premier critère, qui permet la distinction entre les différents niveaux s'inspire des activités de la vie de tous les jours. Les différences sont basées sur les limitations ou restrictions fonctionnelles, l'appel aux aides techniques à la marche (comme un déambulateur, des cannes anglaises, ou des béquilles) ou à un appareillage de mobilité sur roues et non sur la qualité du mouvement. Les niveaux du GMFCS sont définis comme suit :

- (i) Marche sans restriction de mouvements ;
- (ii) Marche avec restriction de mouvements ;
- (iii) Marche avec aide technique à la marche ;
- (iv) Mobilité autonome avec restriction des mouvements ; peut utiliser une aide motorisée ;
- (v) Déplacement en fauteuil roulant manuel poussé par un adulte.

3.4.3.5 Résultats de la modélisation par OPCM

Nous exploitons les mesures de la distance anticipée pour les personnes valides et pour les personnes handicapées moteur. Nous commençons par les 15 sujets valides et nous analysons leur paramètre D_p par rapport aux différentes zones du parcours afin de vérifier si D_p peut être utilisé comme un

indicateur pour différencier les situations de conduite. Ensuite une analyse de D_p entre deux groupes d'utilisateurs sera établie.

3.4.3.5.1 Sujets valides Dans un premier temps le modèle *OPCM* est employé comme outil de validation pour l'étude du paramètre D_v . Nous utilisons les distances D_v reconstruites à l'aide du système de suivi du regard dans le modèle *OPCM* et vérifions qu'elles permettent une bonne modélisation des trajectoires pour l'ensemble des utilisateurs. Ainsi les trajectoires de la roue droite et de la roue gauche sont générées à l'aide des déplacements de références (réalisés par l'utilisateur) et la distance D_v . La figure 3.77 montre les trajectoires des roues droite et gauche calculées ainsi que les trajectoires expérimentales pour l'utilisateur 5 aux vitesses 0,52 m/s et 2.02 m/s. On constate que l'erreur entre la trajectoire générée par le modèle *OPCM* et la trajectoire réelle est très faible (de l'ordre de 1.10^{-4} %) pour les vitesses faibles. L'erreur est plus importante lors de l'augmentation de la vitesse de déplacement mais la modélisation reste correcte (erreur inférieure à $5,5 \cdot 10^{-3}$ %). Comme les trajectoires générées par l'*OPCM* convergent vers les trajectoires expérimentales, on en déduit que la distance visible D_v mesurée est suffisante pour assurer le bon contrôle du fauteuil roulant électrique. On peut alors en conclure que l'utilisateur possède un comportement de poursuite. Nous allons ensuite pouvoir analyser ce paramètre sur un parcours composé de 3 zones avec des difficultés différentes puis sur 2 groupes d'utilisateurs avec des niveaux différents de compétences de conduite afin de vérifier qu'il peut être utilisé comme indicateur de performances de conduite.

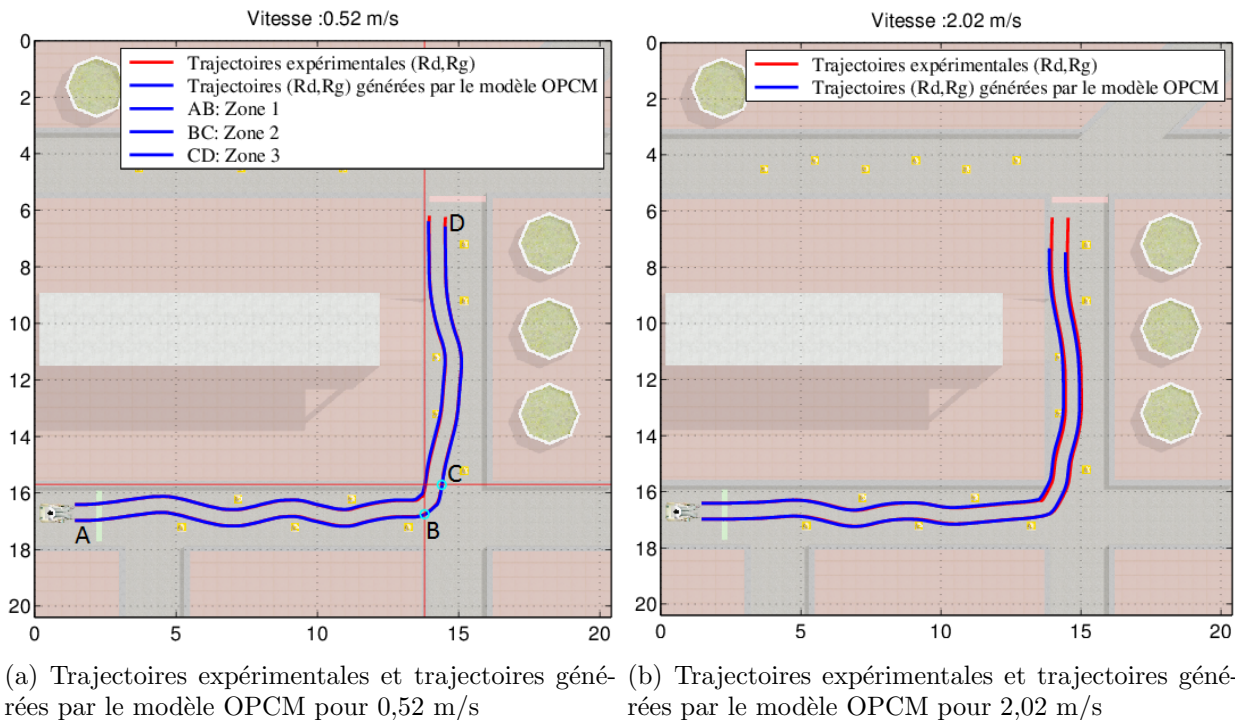


FIGURE 3.77 – Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle OPCM

Le paramètre D_v pour différencier les comportements de conduite Nous analysons maintenant les variations de la distance visible D_v pour l'ensemble des 15 utilisateurs sur le parcours de test. Afin de montrer l'influence du comportement de conduite sur le paramètre D_v , nous avons calculé les moyennes de ce dernier par zone pour déterminer s'il y a une différence significative et

v (m/s)	0,52	0,82	1,02	1,32
p	0,0013	0,001	0,0014	0,012

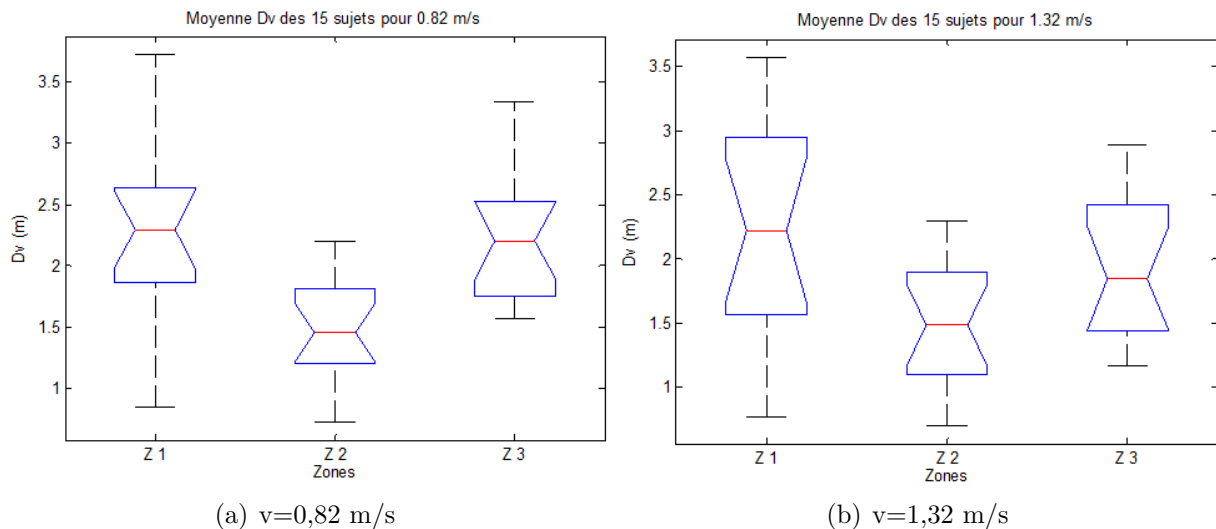
TABLE 3.11 – Test Anova moyenne D_v par zone pour $\alpha = 5\%$

v (m/s) (suite)	1,52	1,72	2,02
p (suite)	0,0255	0,0295	0,0167

Vitesses (m/s)	p(Z1-Z2)	p(Z1-Z3)	p(Z2-Z3)
0,52	0,0028	0,8155	$5.03 \cdot 10^{-4}$
0,82	0,0021	0,9686	$4.14 \cdot 10^{-4}$
1,02	0,0023	0,6047	$9.76 \cdot 10^{-4}$
1,32	0,0068	0,2584	$0.0346 \cdot 10^{-4}$
1,52	0.0067	0,6201	0.0432
1,72	0.0077	0,9770	0.0263
2.02	0.0038	0,5094	0.0242

TABLE 3.12 – Test de Student pour $\alpha = 5\%$

ainsi différencier les comportements de conduite (cf. figure 3.78). Le test d'Anova est significatif avec des valeurs de p très inférieures au seuil (cf. tableau 3.11).

FIGURE 3.78 – Moyenne D_v des 15 utilisateurs pour les trois zones pour $v = 0,82$ m/s et pour $v = 1,32$ m/s

Afin d'affiner le résultat nous utilisons le test de Student sur la distance D_v entre deux zones. Le tableau 3.12 montre qu'il existe une différence significative entre les zones Z1, Z2 (slalom serré et virage) et Z2, Z3 (virage et slalom large) mais pas dans le cas Z1, Z3 (slalom serré, slalom large). Du fait de la répétition du test, on ajuste le seuil ($\alpha_c \simeq 0.017$) à l'aide de la méthode de Bonferroni. On observe alors qu'à partir de la vitesse 1.52 m/s le résultat de $p(Z2-Z3)$ est faiblement significatif. Cependant, ces résultats tendent à montrer que la distance D_v est un paramètre permettant de différencier des comportements de conduite assez différents (virage et slalom). En effet cette distance diminue significativement dans la zone de virage, quels que soient les utilisateurs ou encore la vitesse

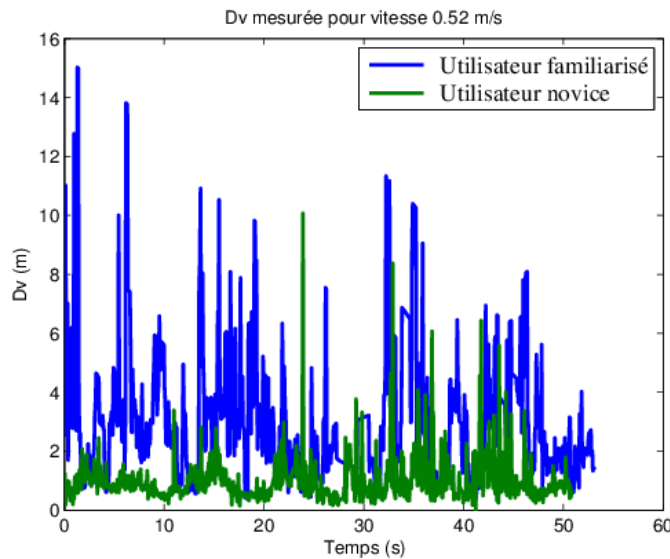
Zones	Zone 1	Zone 2	Zone 3
p	$7,16 \cdot 10^{-7}$	$1,85 \cdot 10^{-4}$	$2,03 \cdot 10^{-4}$

TABLE 3.13 – Test statistique de Student pour les groupes d'utilisateurs

à laquelle ils évoluent.

Dv pour l'évaluation des performances de conduite Une seconde analyse va nous permettre d'utiliser la distance D_v comme critère d'évaluation de performances. L'ensemble des utilisateurs a été divisé en 2 groupes de niveau : un premier groupe est composé des utilisateurs familiarisés qui ont déjà utilisé le simulateur ViEW dans de précédents tests et un second groupe composé d'utilisateurs novices. La figure 3.79 montre un exemple d'évolution du paramètre D_v pour deux utilisateurs de chaque groupe durant le parcours de test pour une vitesse de 0.52 m/s. Nous souhaitons vérifier que ce paramètre permet de différencier les 2 groupes et donc être un indicateur de l'expérience acquise par les utilisateurs lors d'un apprentissage.

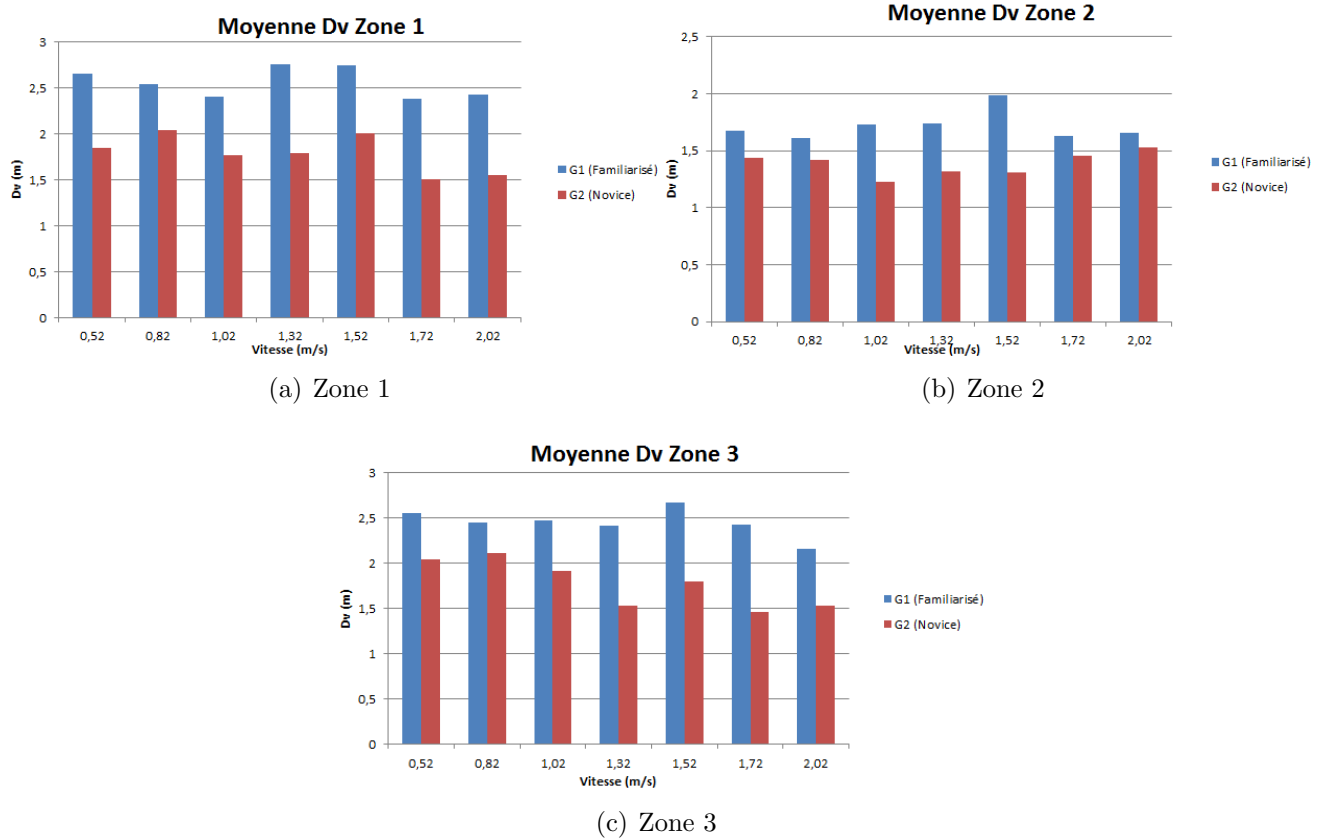
Pour cela, nous calculons les moyennes du paramètres D_v par groupe d'utilisateurs pour chaque vitesse sur les 3 zones du parcours. La figure 3.80 montre que le paramètre D_v a des valeurs plus importantes pour les groupes des utilisateurs familiarisés sur l'ensemble des 3 zones.

FIGURE 3.79 – D_v mesurée pour deux utilisateurs (familiarisé vs novice)

Cette observation est confirmée par un test statistique de Student. Le tableau 3.13 résume les résultats et montre clairement (p est inférieur au seuil $\alpha = 5\%$) qu'une différence significative existe entre les groupes familiarisés et novices.

Ainsi un utilisateur familiarisé est caractérisé par un paramètre D_v plus important indiquant qu'il porte son regard bien plus en avant qu'un utilisateur novice pour l'analyse du parcours à effectuer. Avec ce comportement de poursuite, il aura donc plus de temps pour anticiper ses changements de direction indiquant une meilleure maîtrise de la conduite. A contrario, une distance D_v plus faible pour un utilisateur novice reflète un comportement qui se rapproche d'un mode de conduite en compensation indiquant que la maîtrise de la conduite n'est pas acquise.

Il peut donc être intéressant d'étudier l'évolution de ce paramètre lors d'une phase d'apprentissage de la conduite en FRE. En effet l'augmentation globale de D_v au cours de l'apprentissage doit permettre de valider l'acquisition des compétences nécessaires à la conduite.

FIGURE 3.80 – Moyennes D_v des deux groupes pour différentes vitesses Zone 1, Zone 2 et Zone 3

3.4.3.5.2 Personnes handicapées moteur Bien que nous ayons exclu 3 sujets en raison de l'impossibilité d'acquiescer leur regard du fait de troubles visuels associés au port de lunettes correctrices, la deuxième expérience a toutefois montré que l'utilisation d'un dispositif de suivi oculaire pour mesurer le D_p avec des sujets présentant une déficience visuelle est possible (certains enfants avec déficience visuelle n'ont pas été exclus).

À partir du panel de 5 enfants, chaque étude de cas vise à illustrer l'intérêt du paramètre D_p pour l'analyse des performances de conduite des sujets par rapport à leurs profils. Pour chaque sujet, la moyenne de D_p a été calculée à chaque vitesse dans les trois zones de la trajectoire. En raison de contraintes de disponibilité des enfants, nous avons supprimé les tests pour 0,52 m/s qui prennent trop de temps à effectuer. Les figures 3.81(a), 3.81(b) et 3.81(c) montrent les moyennes de D_p à chaque vitesse pour les 5 sujets dans les différentes zones de trajectoire. Nous observons qu'il n'y a pas de tendance claire dans les variations de D_p comme on le trouve chez les personnes valides. Basé sur le résultat de la mesure de D_p pour les utilisateurs valides familiarisés et novices, nous analysons la qualité de conduite de chaque sujet par une étude de cas. En effet, le faible nombre de sujets et l'hétérogénéité de leurs déficiences motrices et sensorielles ne nous permettent pas de réaliser de tests statistiques.

Sujet 1 Comme le montre la figure 3.82, le sujet 1 conserve une valeur D_p assez stable (environ 3m) sur les 3 différentes zones tandis que les autres sujets valides, familiarisés ou novices, obtiennent des valeurs plus basses de D_p dans la zone 2 (virage à gauche) par rapport aux zones 1 et 3 (slaloms). Ses troubles visuospatiaux pourraient expliquer ces valeurs relativement stables. Ce fait peut être corrélé à la forme de ses trajectoires dans la zone 2 (voir figure 3.82) qui sont chaotiques et révèlent des difficultés à contrôler le FRE. Ceci est peut-être dû à son plus haut niveau de déficiences exprimées

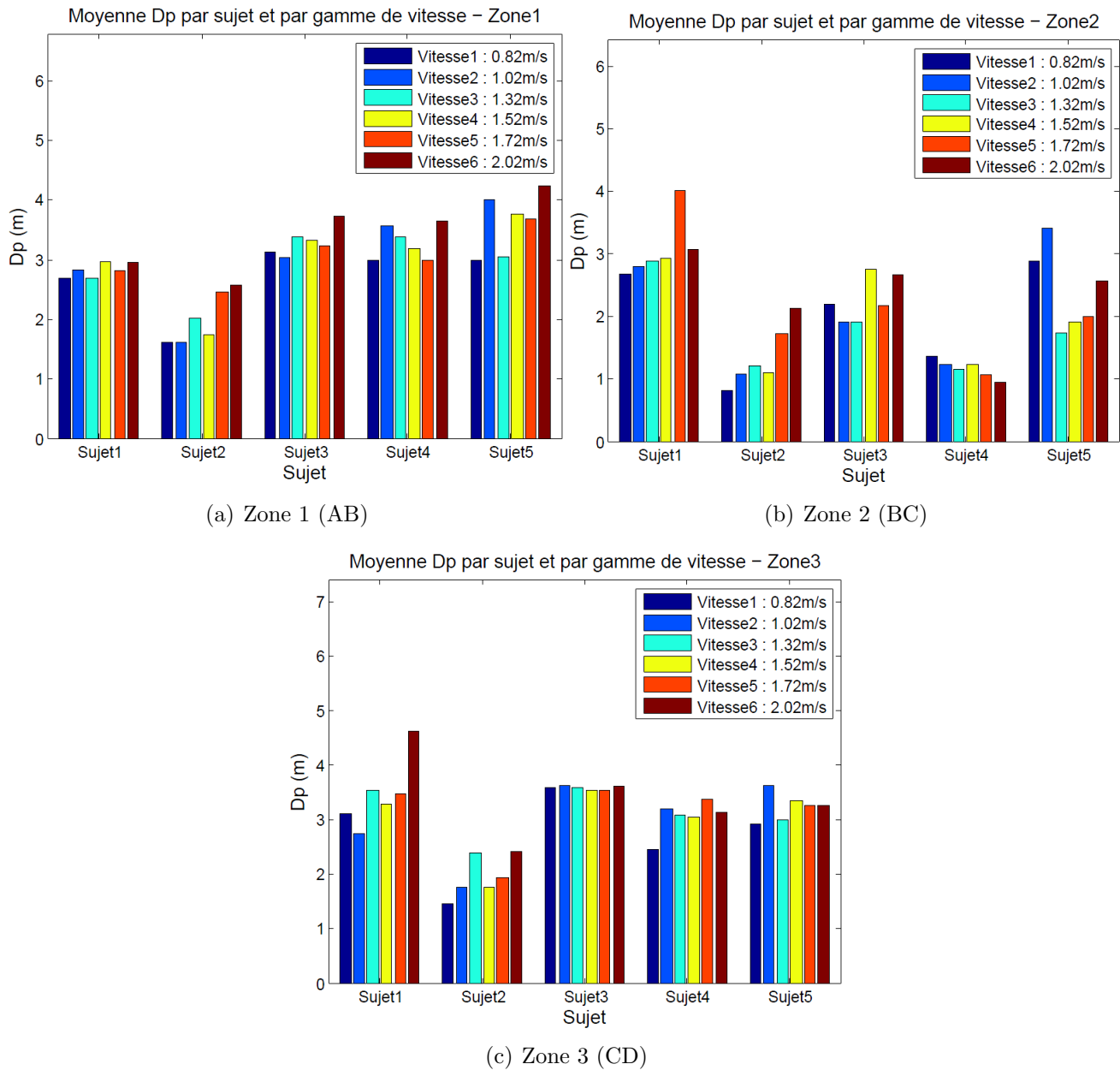


FIGURE 3.81 – Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 1 (AB), Zone 2 (BC) et Zone 3 (CD)

en MACS et en GMFCS qui l'empêchent d'agir en douceur et de manière fluide sur le joystick et ainsi de changer de direction et de vitesse facilement. Ses troubles visuospatiaux pourraient expliquer cette classification en tant qu'utilisateur novice même s'il conduit déjà un FRE (selon la classification obtenue par les personnes valides).

Sujet 2 Le sujet 2 obtient de très petites valeurs de D_p dans chaque zone (environ 2m pour les zones 1 et 3 et moins pour la zone 2). Ces valeurs sont inférieures à celles des novices valides (environ 3-4m pour les zones 1 et 3 et 3m pour la zone 2). Bien qu'il ait déjà conduit un FRE, il peut être considéré comme un pilote novice. Sur la figure 3.83, nous pouvons noter plusieurs écarts par rapport à une trajectoire moyenne qui reflète un comportement de conduite compensatoire. Ceci est confirmé par ses très faibles valeurs de D_p .

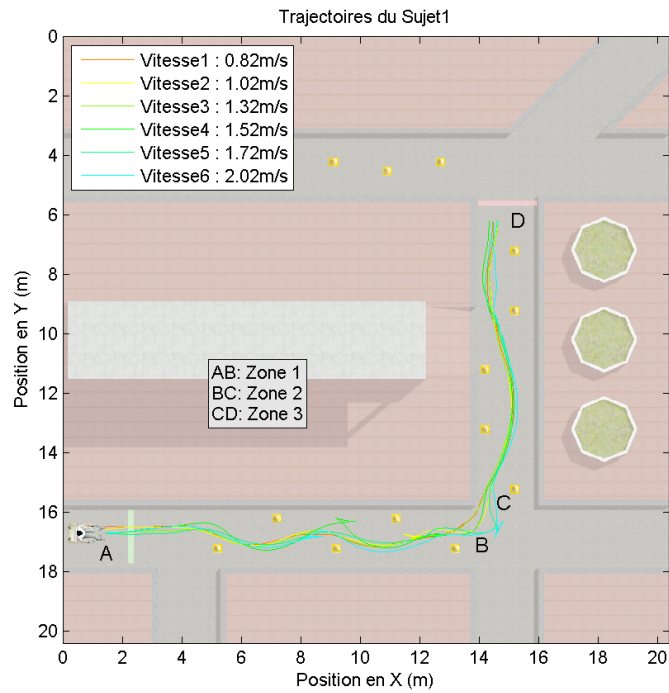


FIGURE 3.82 – Trajectoires générées par le sujet 1 pour différentes vitesses

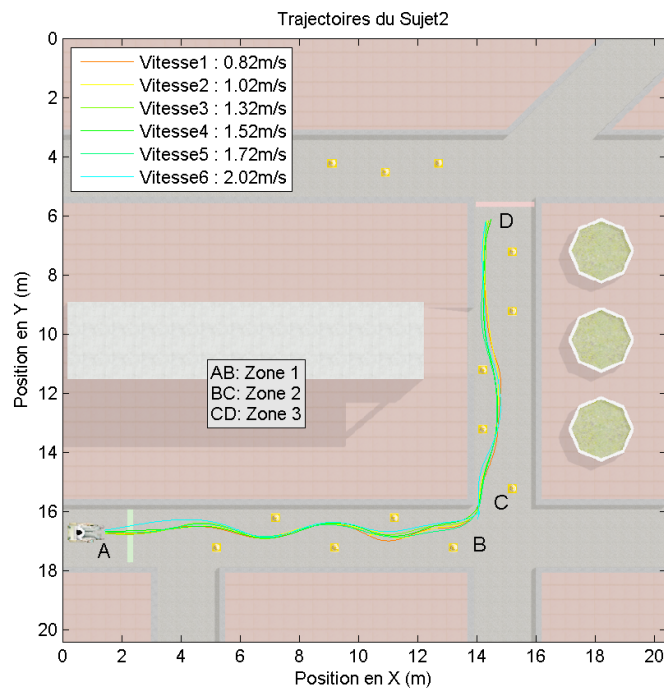


FIGURE 3.83 – Trajectoires générées par le sujet 2 pour différentes vitesses

Sujet 3 Le sujet 3 obtient des valeurs de D_p assez similaires aux pilotes valides novices qui le classent dans la même catégorie. Ses très faibles problèmes moteurs peuvent expliquer ce résultat (pas de classement MACS / GMFCS). Ses troubles visuospatiaux ne semblent pas affecter sa conduite. Ses trajectoires sont proches de la trajectoire moyenne.

Sujet 4 Contrairement au sujet 3, le sujet 4 n'a pas de problèmes visuels, mais présente des problèmes de troubles moteurs avec le classement MACS 2 et GMFCS 1. Ses valeurs D_p le classent parmi les novices. Nous pouvons noter que les valeurs de D_p dans la zone 2 sont très faibles (environ 1 mètre) par rapport aux utilisateurs valides novices. Cependant, ses trajectoires sont lisses sauf dans

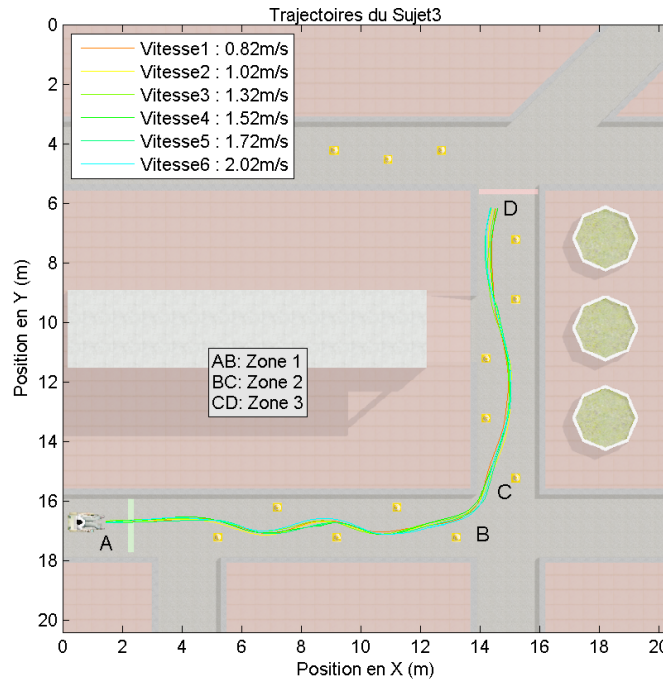


FIGURE 3.84 – Trajectoires générées par le sujet 3 pour différentes vitesses

la zone 2 (voir figure 3.85), où les écarts reflètent le comportement de compensation corroboré par les faibles valeurs de D_p .

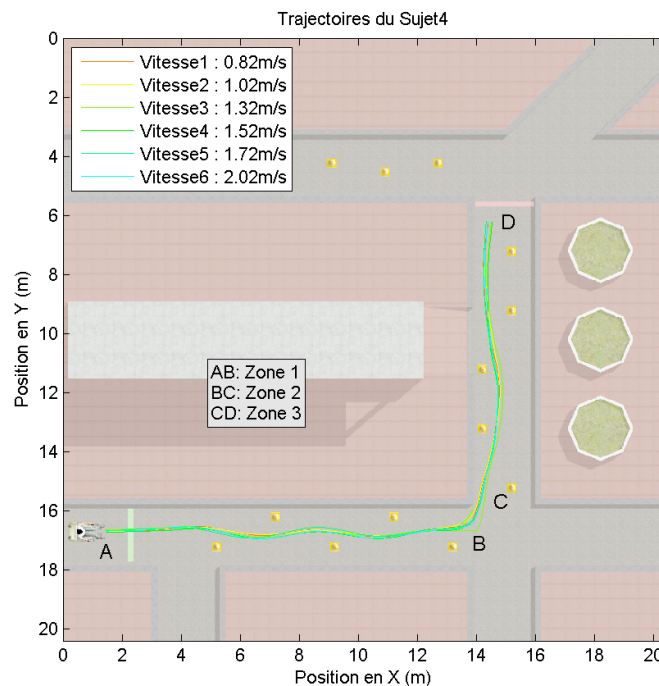


FIGURE 3.85 – Trajectoires générées par le sujet 4 pour différentes vitesses

Sujet 5 Le sujet 5 n'a que des troubles visuospatiaux (pas de problèmes moteurs) et n'a jamais conduit un FRE auparavant. Ses valeurs D_p le classent dans le groupe des novices avec des valeurs similaires aux personnes valides de cette classe. Ses troubles visuospatiaux ne semblent pas affecter sa conduite. La figure 3.86, montre les écarts des trajectoires par rapport à la trajectoire moyenne, où on voit que l'utilisateur trouve des difficultés dans le contrôle du FRE.

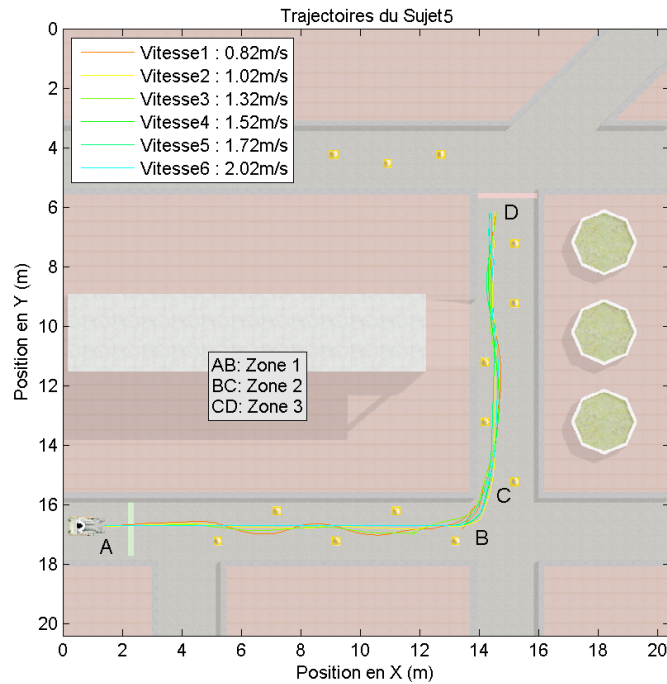


FIGURE 3.86 – Trajectoires générées par le sujet 5 pour différentes vitesses

3.4.4 Conclusion

Dans cette partie nous avons présenté un nouvel indicateur de performance de la conduite de FRE issu de la modélisation du système pilote-véhicule par le modèle OPCM. Un paramètre important de celui-ci est la distance visible D_v . Ce paramètre, reconstruit à partir de l'analyse du regard de l'utilisateur dans la scène 3D, a été analysé afin de déterminer s'il pouvait être utilisé comme indicateur de performance de conduite et plus particulièrement pour l'évaluation d'un apprentissage.

Les résultats présentés dans la section 3.4.3.5 montrent que la distance D_p peut différencier des situations de conduite assez différentes (virage et slalom). En effet, cette distance diminue de manière significative dans la région de virage, peu importe la capacité du sujet ou la vitesse de conduite. C'est un résultat auquel on pouvait s'attendre intuitivement. En revanche, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux types de slaloms qui correspondent à des comportements de conduite plutôt proches.

Lorsque nous avons divisé le panel en deux groupes de sujets familiarisés et novices, les résultats présentés dans la section 3.4.3.5.1 montrent clairement une différence entre ces groupes : un utilisateur familiarisé est caractérisé par des valeurs plus importantes de D_p . Ceci veut dire qu'il regarde beaucoup plus loin qu'un utilisateur novice pour l'analyse du chemin à suivre. Avec ce comportement de suivi de trajectoire, il aura plus de temps pour anticiper ses changements de direction indiquant ainsi un meilleur contrôle de la conduite. Dans le cas contraire, une distance D_p plus faible pour un utilisateur novice reflète un comportement qui est plus proche d'un mode compensatoire indiquant que le contrôle de conduite n'est pas encore totalement acquis. En effet, l'augmentation globale de D_p au cours de l'apprentissage doit permettre de valider l'acquisition des compétences de conduite nécessaires.

L'analyse de cas présentée à la section 3.4.3.5.2 pour les personnes handicapées moteur montre que l'utilisation de D_p a classé tous les utilisateurs dans le groupe des novices. Même les sujets qui conduisaient déjà un FRE dans la vie quotidienne sont classés dans la classe des novices. Cette classification (familiarisé/novice) n'est pas adaptée ou pas assez spécifique pour ce type de population. Comme le montre les figures 3.81(a), 3.81(b) et 3.81(c), le paramètre D_p se comporte différemment dans cette population. En conséquence, il devra, dans de futures expérimentations portant sur des

panels de plus grande taille, être mieux corrélé aux déficiences des sujets. En l'état il constitue cependant un critère aidant à l'analyse de la performance dans une situation donnée.

3.5 Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes

Après avoir évalué la personne en interaction avec le FRE, dans sa tâche de conduite, une piste de recherche intéressante est d'estimer l'état physiologique de la personne par l'intermédiaire de ses signaux physiologiques. Ceci permettrait d'analyser le couple pilote-fauteuil sous un nouvel angle. Ainsi à l'aide de tous les indicateurs calculés sur la base de ses actions, l'analyse de son regard et de ses données physiologiques, il sera possible d'obtenir une évaluation précise, objective et robuste des capacités de conduite de l'utilisateur et ainsi être capable de repérer d'éventuels problèmes lors de sa conduite. Ce dernier point sera détaillé dans l'une des perspectives de recherche dans le paragraphe 4.3.5.2.

Afin d'acquérir les connaissances et les compétences nécessaires au traitement des signaux physiologiques en vue de leur utilisation pour l'évaluation du pilote de FRE, nous avons participé à un projet plus large qui vise à la détermination du niveau de stress d'une personne en fonction de ses modifications physiologiques, psychologiques et comportementales.

Ce projet pluridisciplinaire au sein du laboratoire, nommé PsyPocket, a associée des chercheurs en neurosciences comportementales, en traitement du signal et en électronique. Il a bénéficié de soutiens financiers de la région Lorraine et de l'université de Lorraine. Nos travaux s'inscrivent dans ce projet et concerne la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes.

Ils ont été l'objet d'une partie de la thèse de Bô Zhang : «Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes.» *Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine - Metz, juillet 2017.* Encadrement : Pr. G. Bourhis 50%, Y. Morère 50%, du 01/10/2014 au 07/07/2017.

Publications Majeures : B. Zhang, Y. Morere, L. Sieler, C. Langlet, B. Bolmont and G. Bourhis, Reaction Time and Physiological Signals for Stress Recognition, *Journal of Biomedical Signal Processing and Control Elsevier*, (**Impact Factor : 2.783**), May 1, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.05.003>, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809417300885>,

Bo Zhang, Yann Morère, Loïc Sieler, Cécile Langlet, Benoît Bolmont and Guy Bourhis,, Stress Recognition from Heterogeneous Data, *Journal of Image and Graphics (Impact Factor : 0,16)*, Vol. 4, No. 2, pp. 116-121, December 2016. doi : 10.18178/joig.4.2.116-121, <http://www.joig.org/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=44&id=144>

3.5.1 Introduction

Dans la société moderne, le stress s'avère être un problème omniprésent [45]. En 2007, l'étude indiquait que le stress était le deuxième problème de santé lié au travail le plus répandu dans l'Union Européenne [75]. L'homme est soumis à de nombreuses modifications affectives susceptibles de modifier ses actions. Dans certaines circonstances ces modifications peuvent altérer le niveau de performance de l'individu voire le mettre en danger [20, 96, 118, 119]. Par conséquent, dans ce contexte, il est pertinent de chercher à évaluer le stress de la personne. Sur la base de cette idée, le laboratoire LCOMS a été proposé le projet Psypocket qui vise à concevoir un système portable capable d'analyser précisément l'état de stress d'une personne en fonction de ses modifications physiologiques, psychologiques et comportementales, puis de proposer des solutions de rétroaction pour réguler cet état (cf. figure 3.87).

L'objectif du projet Psypocket est d'apporter une aide individualisée dans la gestion des émotions de manière à maintenir un niveau de performance satisfaisant. Ce projet est basé sur la réalisation

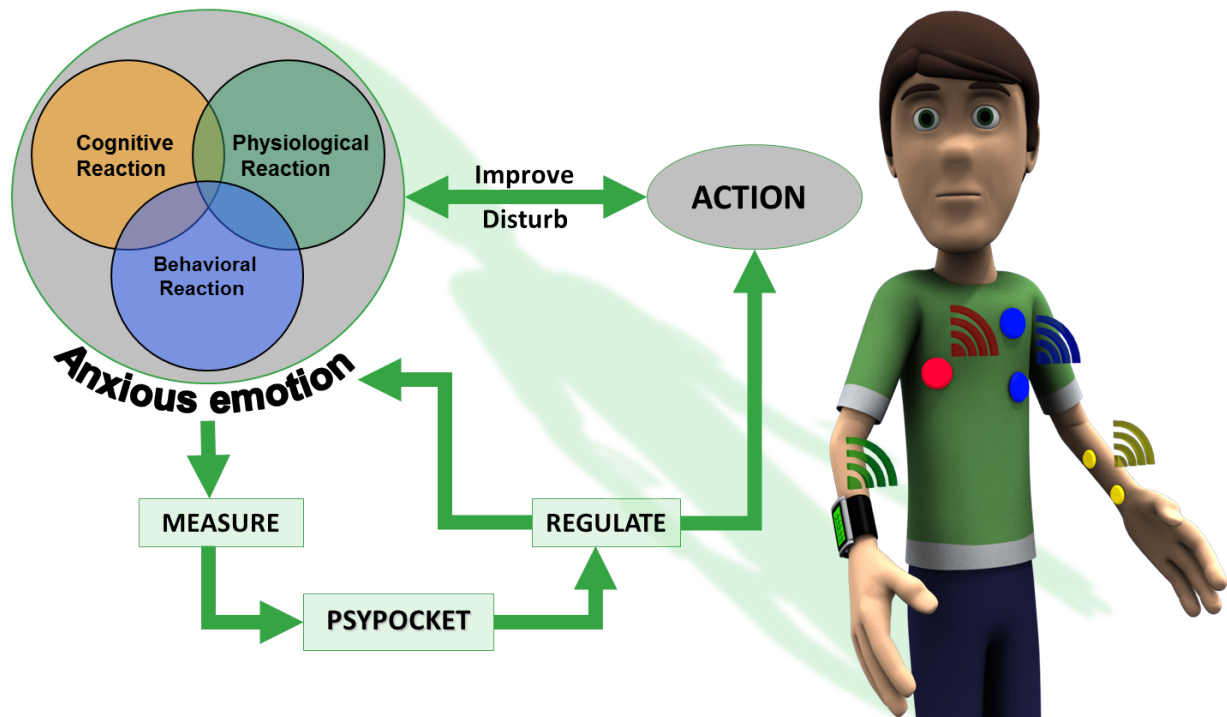


FIGURE 3.87 – Projet Psypocket

d'un dispositif portable qui, à partir de modifications physiologiques, psychologiques, comportementales, cognitives et/ou biomécaniques, renseignera finement sur l'état émotionnel ressenti et les conséquences attendues sur des niveaux de performances de complexité variable. Ce dispositif constituera une aide directe ou indirecte (gérée par un tiers) individuelle ou de groupe en informant sur l'interaction état émotionnel/performance pour ensuite proposer des solutions adaptées pour gérer l'état émotionnel auquel est confronté l'individu. Il pourra servir à des personnes soumises à des situations de stress (professionnelles, sportives...) ou d'urgence (spationautes, pompiers, militaires, alpinistes, plongeurs...) mais également à des gens qui présentent différentes pathologies (émotionnelles, parkinson, AVC...). Enfin ce dispositif pourrait également être utilisé dans la surveillance des personnes dans le cadre du maintien à domicile (personnes âgées, handicapées, etc.).

Des systèmes ambulatoires non invasifs ont été développés pour évaluer, à travers des mesures physiologiques, le stress de personnes menant des activités spécifiques ou présentant un état particulier. Citons par exemple le système Emosense [170] qui permet d'associer la géolocalisation de personnes aveugles au stress induit par les éléments urbains rencontrés ou le système iCALM [74] développé au MIT, qui permet de récupérer les émotions d'enfants autistes à partir de mesures ECG (électrocardiogramme) et électrodermales, mesurant ainsi leur réceptivité effective à des stimuli émotionnels. De manière générale, ces systèmes reposent uniquement sur des paramètres physiologiques. Dans ce contexte, notre objectif est de réaliser un prototype permettant l'évaluation fine d'un état d'anxiété par des mesures convergentes physiologiques (fréquence cardiaque, résistance électrodermale, tension musculaire, température...), comportementales (niveaux attentionnels, temps de réaction...), cognitives (capacités mnésiques, prise de décision...) et/ou biomécaniques (posture, positions articulaires...) afin d'apporter une aide individualisée et adaptée à la situation.

Dans ce cadre, nos travaux de recherche ont consisté à sélectionner les variables les plus pertinentes parmi celles citées ci-dessus en se basant sur les travaux déjà réalisés par l'équipe de chercheurs en neurosciences comportementales et sur les données de la littérature. Nous avons ensuite implémenté un système évolutif d'acquisition et de traitement de ces variables. Le système permet aussi de fusionner les données hétérogènes provenant des capteurs et des temps de réactions afin de déterminer

un état de stress.

Pour commencer, nous choisissons les modalités de la reconnaissance de stress parmi diverses expressions corporelles telles que les réponses physiologiques, les expressions faciales et la voix, et leurs potentiels pour évaluer le stress d'un individu. Après avoir écarté les moins fiables, notre choix s'est porté sur les réponses physiologiques contrôlées par le système nerveux qui sont spontanées. La personne a moins d'influence sur ces réponses, de sorte que les résultats de reconnaissance sont plus fiables. De plus, il existe une variété de capteurs pour enregistrer les signaux physiologiques et leur acquisition est moins affectée par les conditions environnementales comme l'éclairage. Ils sont considérés comme le meilleur candidat pour reconnaître l'état de stress individuel en temps réel. Par conséquent, les signaux physiologiques sont adoptés comme signaux d'entrée de notre système de reconnaissance.

Nous avons choisi l'électrocardiographie (ECG), l'activité électrodermale (AED) et l'électromyographie (EMG) comme signaux physiologiques d'entrée. Ils présentent en effet certains avantages par rapport à d'autres signaux physiologiques comme la respiration et l'électroencéphalographie (EEG). Pour surveiller la respiration, les sujets sont normalement obligés de porter une ceinture autour de leur poitrine. Dans les applications réelles, ceci les contraint dans leurs activités régulières. De même, l'interprétation du signal EEG est difficile en environnement ambulatoire. Il est en effet affecté par les activités corporelles normales comme les mouvements de la tête ou l'ouverture et la fermeture des yeux. Ceci est important puisque nous visons à concevoir un système capable de reconnaître les niveaux de stress dans la vie réelle. Les acquisitions de l'ECG, de l'EMG et de l'EAD doivent donc pouvoir être réalisées lorsque les sujets effectuent des activités régulières en ambulatoire.

D'autre part, des études dans la littérature montrent qu'il existe une corrélation significative entre le temps de réaction (TR - Reaction Time RT) et l'état de stress. Cela nous conforte dans l'idée que, non seulement les signaux physiologiques, mais aussi le temps de réaction peuvent être utilisés pour reconnaître le stress d'un individu. De plus, nous savons que pour la reconnaissance de stress à partir de signaux physiologiques, le sujet doit être en contact avec les électrodes des capteurs pour enregistrer des signaux. Par contre, l'enregistrement du temps de réaction n'est pas invasif puisque le sujet n'a pas besoin d'être en contact physique permanent avec des capteurs. Cet enregistrement non invasif peut être particulièrement intéressant dans le cadre d'une interaction homme-machine (IHM). Par exemple, lorsqu'un individu tape sur un clavier, son temps de réaction peut être directement déduit de la vitesse dactylographique. Par conséquent, il paraît pertinent d'adopter le temps de réaction pour reconnaître l'état de stress d'un individu. Cependant, peu d'attention a été accordée à l'utilisation de ce paramètre pour la reconnaissance du stress. Ainsi, dans nos travaux, nous adoptons également le temps de réaction comme signal d'entrée de notre système de reconnaissance.

3.5.2 Évaluation du stress

Traditionnellement, pour évaluer l'état affectif individuel, les personnes sont invitées à remplir un questionnaire standard (par exemple, Questionnaire sur le stress perçu «Perceived Stress Questionnaire» [50]) qui permet de quantifier le stress. En 2001, [197] a suggéré que la capacité à reconnaître les émotions devrait être dévolue à l'intelligence artificielle et a développé une machine capable de reconnaître l'état affectif humain en fonction des signaux physiologiques, ce qui ouvre une nouvelle voie pour évaluer l'état affectif individuel. Après cela, les chercheurs ont commencé à étudier le potentiel des signaux physiologiques pour la reconnaissance du stress. [215] a présenté la détection de stress en ligne en surveillant la variabilité de la fréquence cardiaque (VRC Variabilité Rythme Cardiaque/HRV Heart Rate Variability) d'un humain. Ils ont choisi les jeux vidéo pour générer du stress mental et une logique floue pour la détection du stress. Dans [102], les auteurs ont collecté et analysé les signaux physiologiques lors de tâches de conduite en conditions réelles afin de déterminer le

niveau de stress relatif du conducteur. Les méthodes proposées, basées sur la fonction discriminante linéaire, distinguent trois niveaux de stress du conducteur avec une grande précision. Sur la base de ces discussions, plusieurs systèmes de reconnaissance de stress ont été proposés. [74] a présenté le système iCalm. En utilisant un capteur portable et une architecture de réseau, iCalm pourrait fournir la surveillance à long terme du système nerveux autonome en enregistrant l'électrocardiographie (ECG) et l'activité électrodermale (EDA). [120] a présenté un système mobile utilisant les réseaux de capteurs sans fil. En analysant le VRC dans les domaines temporel et fréquentiel, le système a permis d'évaluer l'état normal ou stressé du patient. [180] a proposé un système permettant d'évaluer le stress du sujet par le biais de l'analyse des signaux d'ECG et de bioimpédance électrique thoracique (thoracic electrical bioimpedance TEB). Les signaux physiologiques ont été enregistrés à l'aide d'instruments portables personnalisés non invasifs et le traitement de l'évaluation a été mis en œuvre sur un smartphone Android.

Comme on peut le constater, ces systèmes existants n'adoptent que les signaux physiologiques pour la reconnaissance du stress. Toutefois, il convient de mentionner que les signaux physiologiques ne sont pas la seule source de données permettant de quantifier les réactions d'un individu. Intuitivement, nous pouvons observer que le temps de réaction personnel⁷ (RT Reaction Time) peut différer lorsqu'un individu est confronté à diverses situations. [29] a présenté le fait que les états d'humeur des grimpeurs peuvent changer lorsqu'ils sont exposés à une altitude élevée et que leurs performances en RT diffèrent également. [189] a étudié l'effet de l'anxiété et de l'intensité des facteurs de stress sur l'excitation et les performances motrices au cours d'une tâche de pincement. Ils ont constaté que l'excitation cognitive avait tendance à augmenter avec l'intensité du stress. Dans [53], l'auteur a étudié comment l'anxiété modifie l'équilibre des systèmes de contrôle de l'attention et peut influencer sur la performance d'une tâche motrice dirigée vers un objectif. Ils ont constaté qu'une anxiété élevée était associée à un temps de réaction plus lent. Les résultats de ces recherches nous permettent de penser que, non seulement les signaux physiologiques, mais aussi le temps de réaction peuvent être adoptés pour reconnaître l'état de stress d'un individu. Cependant, les systèmes existants n'utilisent pas pour l'instant le temps de réaction pour la reconnaissance du stress.

En outre, dans les systèmes mentionnés précédemment [74, 120, 180], un seul facteur de stress était utilisé pour générer le stress et la performance de reconnaissance présentée était donc uniquement liée à ce facteur de stress. Cependant, en réalité, il existe différents facteurs de stress [56]. Le système Psypocket étant destiné à être utilisé dans la vie réelle, il est conçu pour offrir de bonnes performances de reconnaissance face à différents facteurs de stress.

Sur la base de ces idées, notre objectif est de montrer les intérêts de la reconnaissance du stress à l'aide de signaux physiologiques et du temps de réaction. Pour cela, nous avons conçu les expériences en utilisant deux types de facteurs de stress (visuel et auditif) sur deux panels de sujets différents.

3.5.3 Expérimentation

Pour acquérir les signaux physiologiques liés au stress, nous avons proposé deux expériences différentes. Le protocole expérimental vise à obtenir différents états de stress du sujet participant en fonction de 3 sections prédéterminées (stress faible, stress moyen et stress important). La première expérience utilisait un stresser visuel (test de Stroop) pour induire du stress. Le test de Stroop [243] demande au sujet de nommer la couleur de police du mot lorsque la couleur et la signification des mots diffèrent (par exemple, le mot «jaune» écrit en vert au lieu de jaune). Ce test a été utilisé comme un facteur de stress physiologique efficace pour la reconnaissance du stress par de nombreux auteurs tels que [96]. La deuxième expérience a utilisé un stresser auditif (induction acoustique) pour déclencher le stress. La musique s'est avérée efficace pour susciter des émotions positives et

7. Dans la suite du document le temps de réaction personnel sera noté par l'abréviation **RT**

négatives dans les recherches de [131]. Ils ont observé des changements physiologiques à l'écoute de musique. Cela nous a donné l'idée que l'induction acoustique pouvait être un stimulus de stress dans un environnement de laboratoire contrôlé. Les détails de ces deux expériences sont décrits dans les paragraphes suivants. Vingt-deux étudiants (âgés de vingt à vingt-deux ans) de l'Université de Lorraine ont participé à nos expériences et ont été divisés en deux groupes. Le premier groupe de dix étudiants de sexe masculin a participé à l'expérience de stresser visuel et le deuxième groupe de douze étudiantes a participé à l'expérience de stresser auditif.

Une plateforme expérimentale a été conçue pour l'acquisition de données (cf. figure 3.88). Un écran ainsi qu'un joystick sont placés devant le sujet pour le test de Stroop. Le sujet peut manipuler le joystick dans quatre directions ainsi que le bouton d'action situé sur le dessus du joystick. Deux LED ont été placées sous l'écran pour le test de RT. Le système BIOPAC™, composé des capteurs physiologiques et d'amplificateurs, a été utilisé pour enregistrer les signaux physiologiques. Trois capteurs physiologiques ont été utilisés : EDA, ECG et électromyographie (EMG). Les électrodes du capteur EDA ont été fixées à l'index et au majeur de la main gauche et le signal ECG a été enregistré avec le capteur ECG à trois électrodes placé sur la poitrine. Le capteur EMG était placé sur le trapèze (épaule). Les trois signaux physiologiques ont été numérisés à une fréquence d'échantillonnage commune de 2KHz. Au cours de l'expérience, le sujet était assis dans son fauteuil, portait un casque et tenait le joystick en main.

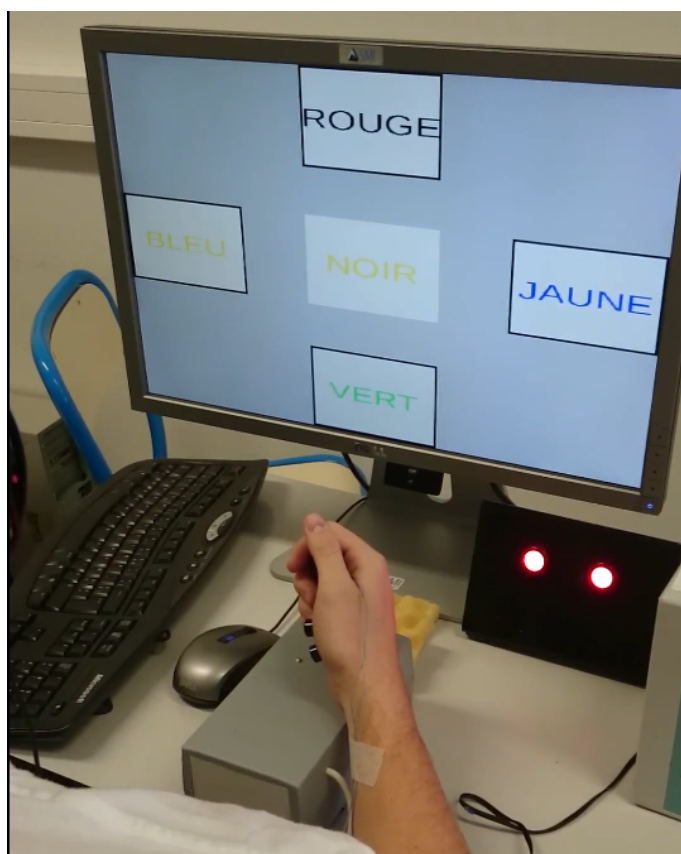


FIGURE 3.88 – Plateforme expérimentale pour l'acquisition des données

L'expérience avec le stresser visuel comprend trois sections (cf. figure 3.89). Il commence par la section 1 composée de 100 essais de RT consécutifs. Dans un test de RT, lorsque les voyants (initialement éteints) sont allumés, le sujet doit appuyer sur le bouton situé en haut du joystick pour répondre. Le RT, qui correspond à l'intervalle de temps entre le moment où les voyants sont allumés et le moment où le sujet clique sur le bouton, est calculé et enregistré. Les sections 2 et 3 sont les sections de test de Stroop et chaque section est composée de 300 essais consécutifs. Nous

avons conçu un environnement interactif informatisé pour le test de Stroop. Dans chaque test, une interface utilisateur graphique est affichée à l'écran. Un mot est écrit au centre de l'interface, entouré de quatre boutons (cf. figure 3.90). Le mot est le nom d'une couleur en français et les boutons sont également étiquetés avec des noms en français de couleurs différentes. Le sujet doit choisir le bouton avec l'étiquette qui correspond à la couleur de police de ce mot. Le choix du bouton est réalisé en utilisant le joystick pour valider la réponse. Si cette dernière est incorrecte, le sujet entendra un bourdonnement dans le casque. De plus, si le sujet ne répond pas dans un délai de 2,5s, l'écran passera automatiquement à l'essai suivant. Les tests de Stroop de la section 2 sont sans interférence, ce qui signifie que le mot est écrit dans la couleur indiquée par son nom (par exemple, le mot «jaune» est écrit en couleur jaune). Les tests de Stroop de la section 3 sont avec interférence, c'est à dire que le mot est écrit dans une couleur non indiquée par son nom (par exemple, le mot «jaune» est écrit en vert au lieu de jaune). En outre, les tests de RT apparaissent de manière aléatoire dans les sections 2 et 3. Ainsi, il y a 100 tests de RT dans la section 2 et 100 tests de RT dans la section 3. La durée de la section 1 est de quatre minutes. La section 2 dure neuf minutes et la section 3, treize minutes. La durée de la section 3 est plus longue que celle de la section 2, car le test de Stroop avec interférence est beaucoup plus compliqué que celui sans interférence, et les sujets ont besoin de plus de temps pour donner leur réponse.

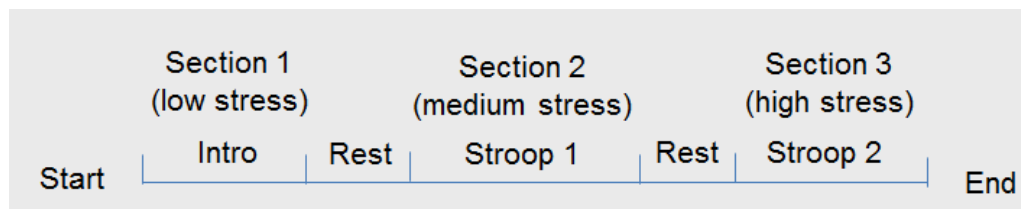


FIGURE 3.89 – Ordonnancement de l'expérience de stress visuel.

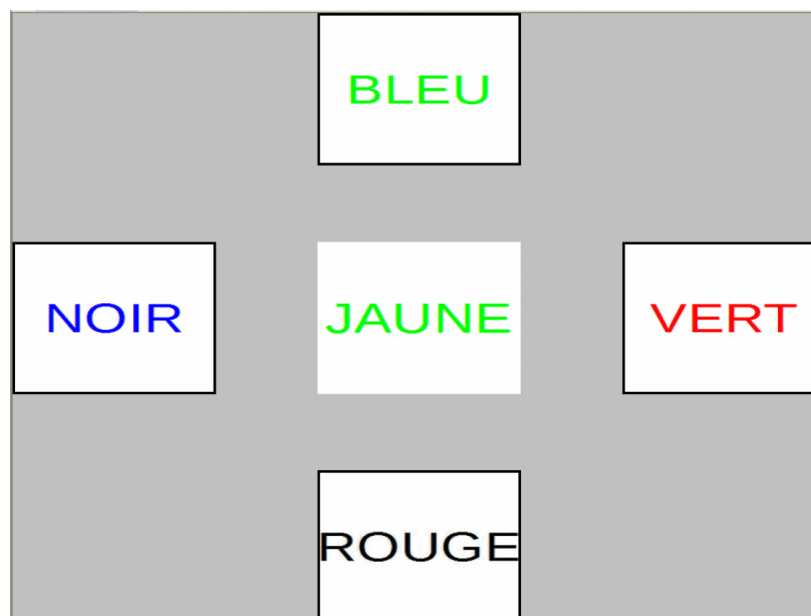


FIGURE 3.90 – Exemple d'un test de Stroop

Comme on peut le constater, les tests de RT sont une tâche assez simple comparée aux tests de Stroop. En outre, le test de Stroop avec interférence est beaucoup plus compliqué que le test sans interférence et suscite donc un stress plus important pour le sujet [264]. Par conséquent, on suppose que le sujet est dans un état de stress plus élevé dans la section 3 que dans la section 2, et également dans un état de stress plus élevé dans la section 2 que dans la section 1. Lorsqu'une section est terminée, le sujet est invité à se détendre pendant une minute avant le test de la section suivante.

L'expérience sur le facteur de stress auditif comprend également trois sections (Fig. 3.91) et chaque section comprend 100 tests de RT consécutifs. L'expérience commence par la section 1. Au cours de cette section, aucun son n'est émis dans le casque. Dans la section 2, le sujet entend les sons ambiants positifs dans le casque, tels que de la musique agréable et des applaudissements, et dans la section 3, il entend les sons ambiants négatifs, par exemple des hurlements horribles. La durée de chaque section est de quatre minutes. Les sons ambiants négatifs provoquant un stress plus fort sur le sujet [131], il est supposé être dans un état de stress plus élevé dans la section 3 que dans la section 2 et également dans un état de stress plus élevé dans la section 2 que dans la section 1. Lors de cette expérience, le sujet est également invité se détendre pendant une minute à la fin d'une section. Par commodité, dans l'expérience de stress visuel et l'expérience de stress auditif, nous appelons les trois niveaux de stress : stress élevé (section 3), stress moyen (section 2) et stress faible (section 1).

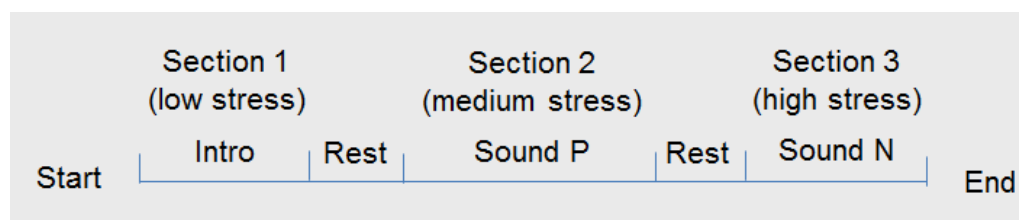


FIGURE 3.91 – Ordonnancement de l'expérience de stress auditif.

3.5.4 Méthodologie

Le système final vise à utiliser les données de sources hétérogènes pour la reconnaissance du stress. Pour le moment, les signaux physiologiques (ECG, EMG et EDA) et RT sont utilisés comme entrées du système. Dans un premier temps, nous discutons de la reconnaissance du stress en utilisant des signaux physiologiques et RT, puis dans une seconde partie nous discutons de la stratégie de reconnaissance en fusionnant les résultats de la classification des signaux physiologiques et de RT.

3.5.4.1 Reconnaissance du stress par signaux physiologiques

La structure globale de la reconnaissance du stress à partir de signaux physiologiques est illustré dans la figure 3.92.

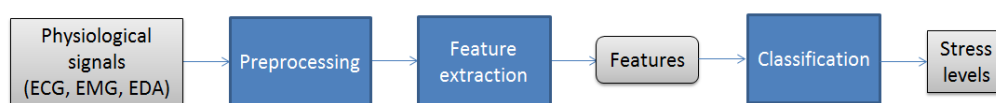


FIGURE 3.92 – Schéma fonctionnel de la reconnaissance du stress à l'aide de signaux physiologiques.

Après le prétraitement, les séries temporelles brutes de signaux physiologiques sont transformées en caractéristiques, car les algorithmes de classification standard ne peuvent pas être appliqués directement aux signaux bruts de séries temporelles. Ensuite, ces fonctions informatives ont été utilisées comme entrées d'un classifieur. Nous avons choisi les machines à vecteurs de support (SVM) pour la classification et les sorties du classifieur SVM correspondent aux niveaux de stress.

Les machines à vecteurs de support (SVM) [253] est un algorithme de classification supervisée. Il est largement utilisé pour résoudre le problème de la reconnaissance des formes, comme la reconnaissance sonore [221], la reconnaissance d'activité humaine [13], etc. Dans [264], les auteurs ont présenté leurs recherches sur la reconnaissance du stress en utilisant quatre signaux physiologiques lorsque l'utilisateur interagissait avec l'ordinateur. Un test de Stroop rythmique «sur ordinateur» a été conçu pour générer un stress émotionnel. Trois algorithmes de classification (Naïve Bayes Classifier, Decision

Tree Classifier, et SVM) ont été appliqués pour la reconnaissance du stress. Les auteurs ont comparé les précisions de classification de ces algorithmes et ont constaté que SVM apportait la plus grande précision de classification. Par conséquent, SVM a été utilisé comme algorithme de classification pour la reconnaissance du stress dans notre étude.

Le classifieur SVM considère que chaque donnée est un point dans son espace de fonctions et il est possible de trouver une fonction discriminante dans un espace de caractéristiques de grande dimension pour séparer les points de données liés aux différentes classes. Dans nos travaux, nous avons utilisé le SVM avec un noyau gaussien [46] pour la classification. L'utilisation du noyau Gaussien nécessite la détermination du paramètre de coût C et du paramètre de noyau γ . Pour cela une recherche empirique de paramètre a été utilisée pour définir les optimisations de C et de γ [221]. Les variables C et γ ont été évaluées dans une plage allant de 2^{-2} à 2^2 . Nous avons entraîné le SVM avec l'algorithme d'optimisation séquentiel minimal [199] et le jeu de paramètres (C, γ) susceptible de générer la plus grande précision de classification. Ainsi, avec le jeu de paramètres optimisé (C, γ) , le modèle SVM entraîné peut être utilisé pour prédire le niveau de stress en fonction des caractéristiques d'entrée de la fenêtre glissante. Le noyau gaussien a été adopté car il a été démontré qu'il apportait des performances similaires ou meilleures que les noyaux linéaires ou polynomiaux lorsque le jeu de paramètres (C, γ) était bien sélectionné [54].

De plus, puisque le projet vise à analyser l'état de stress d'un individu en fonction de ses modifications physiologiques, cognitives et comportementales, un classifieur SVM dépendant du sujet [42] a été utilisé dans notre étude. Cela signifie que le SVM est entraîné et évalué en utilisant les données collectées depuis un même sujet.

Pré-traitement La première étape consiste à filtrer les signaux physiologiques afin d'éviter les artefacts. Le signal EMG a d'abord été filtré avec un filtre coupe-bande de 50Hz pour éliminer le bruit de la ligne d'alimentation et un filtre passe-bas dans lequel la fréquence de coupure est de 500Hz. Les enregistrements EMG du muscle trapèze étant souvent contaminés par le signal ECG [167], nous avons ajouté un filtre Butterworth passe-haut à 30 Hz à l'EMG pour éliminer les contaminations ECG. Il convient de mentionner que le signal ECG nécessite un traitement supplémentaire, car nous devons générer des caractéristiques informatives à partir de la série chronologique HRV [131] pour la classification. Pour obtenir une série chronologique HRV à partir d'un signal ECG continu, l'algorithme Pan-Tompkins, [191], a été utilisé pour détecter le QRS complexe (cf. figure 3.93) de l'ECG afin de déterminer l'intervalle de pic R . L'intervalle de temps entre deux battements de cœur s'appelle l'intervalle de battement (inter-beat interval-IBI). L'IBI peut être calculé en observant l'intervalle de temps entre deux pics R consécutifs en détectant le complexe QRS , utilisé pour mesurer le rythme cardiaque et déterminer la variabilité du rythme cardiaque (VRC / Heart Rate Variability HRV).

Les séries chronologiques interpolées du HRV avec une fréquence de ré-échantillonnage de 8Hz ont été utilisées pour l'extraction de ces caractéristiques.

Extraction de caractéristiques Les caractéristiques informatives ont été générées à partir des signaux filtrés EMG, EDA et HRV. Ces signaux ont été divisés en segments de taille prédéfinie (appelés fenêtres glissantes) et des fonctions informatives ont été générées pour chaque fenêtre glissante. Dans notre étude, les signaux physiologiques de chaque section ont été divisés en segments se chevauchant à 50%. C'est-à-dire que les signaux physiologiques sont traités dans la fenêtre glissante qui se chevauchent à 50%. Ainsi, pour l'expérience de stresser visuel, nous avons obtenu sept fenêtres glissantes pour la section 1, dix-sept fenêtres glissantes pour la section 2 et vingt-cinq fenêtres glissantes pour la section 3. Pour l'expérience de stresser auditif, nous avons obtenu sept fenêtres glissantes pour chaque section. Chacune de ces fenêtres glissantes a été conçue pour représenter une période de

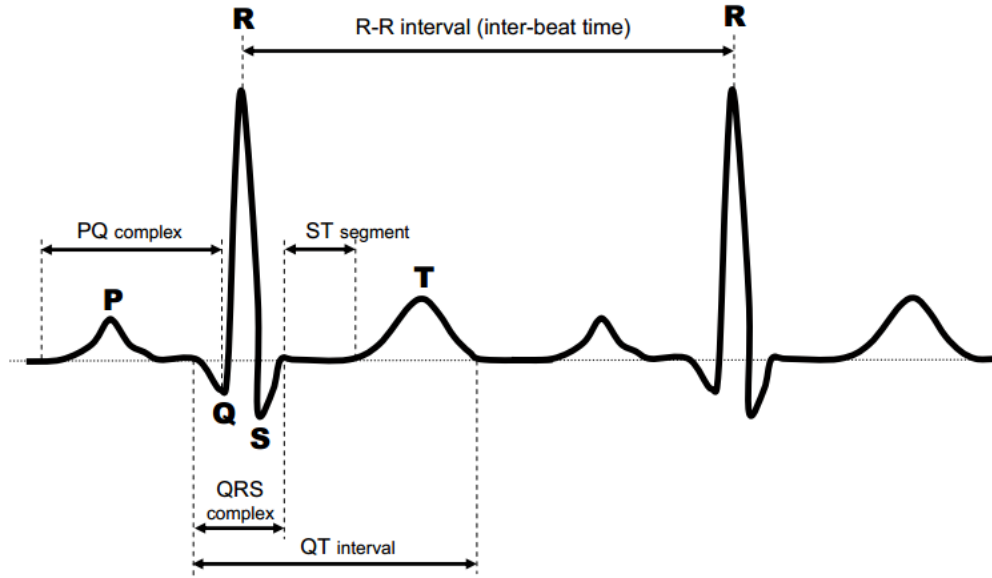


FIGURE 3.93 – Un électrocardiogramme normal.

faible stress (section 1), de stress moyenne (section 2) et de stress élevée (section 3).

Les fonctions informatives sont les fonctions statistiques utilisées à l'origine pour analyser l'état physiologique affectif [197]. Elles peuvent être calculées en ligne, ce qui constitue un avantage pour la reconnaissance en temps réel. Supposons que le signal physiologique soit désigné par x et x_n représente la valeur du n -ième échantillon du signal dans la fenêtre, où $n = 1, \dots, N$. Le tableau 3.14 répertorie les fonctionnalités informatives utilisées dans notre recherche où AD est l'abréviation de «Absolute Difference» (valeur absolue de la différence). Une fois que les caractéristiques de toutes les fenêtres glissantes ont été calculées, elles ont ensuite été normalisées dans la plage de $[0, 1]$, comme indiqué dans la formule 3.11.

$$\hat{y} = \frac{y - \min(y)}{\max(y) - \min(y)} \quad (3.11)$$

où y représente une caractéristique informative et $\max(y)$ et $\min(y)$ sont les maximum et minimum de y sur toutes les fenêtres glissantes.

Classification SVM Après l'étape de normalisation $\max - \min$, nous avons effectué la classification SVM. Les entrées du classifieur SVM étaient les caractéristiques informatives normalisées $\max - \min$ d'une fenêtre glissante. La sortie du classifieur SVM était un niveau de stress (faible, moyen, élevé) et cette fenêtre glissante était étiquetée avec ce niveau de stress. Ceci a été effectué sur toutes les fenêtres glissantes, puis nous avons calculé la précision de la classification. Celle-ci a été évaluée à l'aide de la validation croisée quintuple [46].

3.5.4.2 Reconnaissance du stress par RT

Nous avons analysé le temps de réaction RT enregistré pour déterminer si une différence de RT existe lorsque le sujet est soumis à des états de stress différents. Pour atteindre cet objectif, nous avons proposé une méthode de reconnaissance de stress par RT. La structure globale est illustrée en figure 3.94. Les tests de RT apparaissant dans la fenêtre glissante sont enregistrés et les fonctions informatives de RT sont générées pour chaque fenêtre. Dans notre étude, les RT de chaque section sont traités dans la fenêtre glissante qui se chevauchent à 50%. Les caractéristiques informatives sont la moyenne et l'écart type (std) des RT des tests enregistrés dans la fenêtre glissante. Par exemple,

Caractéristique informative	Formule
Moyenne : μ_x	$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n$
Écart type : σ_x	$\sigma_x = \left(\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (x_n - \mu_x)^2 \right)^{\frac{1}{2}}$
Première AD : δ_x	$\delta_x = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} x_{n+1} - x_n $
Seconde AD : γ_x	$\gamma_x = \frac{1}{N-2} \sum_{n=1}^{N-2} x_{n+2} - x_n $
Première AD normalisée : $\bar{\delta}_x$	$\bar{x}_n = \frac{x_n - \mu_x}{\sigma_x}$
	$\bar{\delta}_x = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} \bar{x}_{n+1} - \bar{x}_n $
Seconde AD normalisée : $\bar{\gamma}_x$	$\bar{\gamma}_x = \frac{1}{N-2} \sum_{n=1}^{N-2} \bar{x}_{n+2} - \bar{x}_n $

TABLE 3.14 – Caractéristiques informatives pour la reconnaissance du stress à partir d'un signal physiologique

supposons qu'une fenêtre glissante dure une minute et que trente essais de l'expérience auditive se déroulent au cours de cette minute. Ainsi, les valeurs moyenne et écart-type des RT de ces trente tests sont calculées comme les caractéristiques de RT pour cette fenêtre glissante. Ensuite, une fois que les caractéristiques de toutes les fenêtres glissantes ont été calculées, elles sont également normalisées sur l'intervalle $[0, 1]$ (cf. équation 3.11). Les caractéristiques normalisées de la fenêtre glissante ont été utilisées comme entrées du classifieur SVM et sa sortie est un niveau de stress pour cette fenêtre glissante.

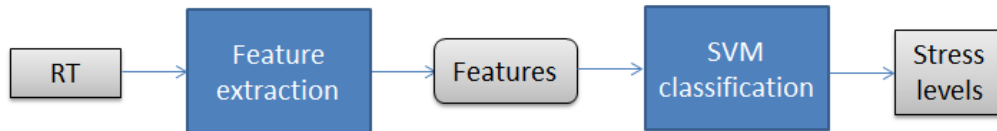


FIGURE 3.94 – Schéma de principe de la reconnaissance de stress en utilisant le temps de réaction (RT).

3.5.4.3 Fusion de décision

Les auteurs de [193] ont montré que, dans un environnement bruyant, l'approche multimodale peut conduire à des performances de reconnaissance non seulement meilleures, mais également plus robustes. Sur la base de cette idée, nous avons proposé l'approche de la fusion décisionnelle pour la reconnaissance du stress en utilisant trois signaux physiologiques et le RT. La structure générale de cette approche est illustrée à la Fig. 3.95. Les signaux physiologiques synchronisés (ECG, EMG et EDA) et les tests RT sont enregistrés sur les fenêtres glissantes. Supposons que la longueur d'une fenêtre glissante est d'une minute. Ainsi, la première fenêtre glissante enregistre les signaux physiologiques et les tests RT apparaissant au cours de cette minute d'expérimentation. Ensuite, les signaux physiologiques et le RT sont traités. Chaque signal physiologique donne son résultat de classification de sortie (un niveau de stress étiqueté) en utilisant la méthode présentée dans la figure 3.92 et le RT donne son résultat de classification de sortie en utilisant la méthode présentée dans la figure 3.94. Enfin, les résultats de classification sont traités avec la stratégie de fusion de décision pour donner un résultat final de la classification. La fenêtre glissante correspondante est marquée avec le niveau de stress ainsi classifié.

Dans notre recherche, la fusion de décision est réalisée par la méthode de vote [169]. Son principe étant simple à mettre en œuvre, cette méthode est largement utilisée comme approche de fusion. Par exemple, dans [263] les auteurs l'ont utilisée pour combiner les résultats de la classification du mouvement des sourcils dans le visage, la hauteur et de l'énergie dans la prosodie. Le résultat a montré une amélioration de 7,5% de la précision de la classification par rapport à la meilleure performance unimodale. [127] a adopté la méthode de vote pour traiter le problème de la détection de cible par un réseau de capteurs sans fil. En appliquant la fusion par décision de vote, le capteur local a corrigé sa décision en utilisant les décisions des capteurs voisins, permettant ainsi d'atteindre un taux de détection d'objectif nettement plus élevé. Par ailleurs, dans [139], les auteurs ont analysé le comportement et les performances de la méthode de vote pour la reconnaissance de formes et a suggéré que cette méthode était aussi efficace que des systèmes plus complexes pour améliorer les résultats de la reconnaissance. Ainsi, nous avons adopté la méthode de vote pour la fusion de décision.

Le principe de la méthode de vote est le suivant. Supposons qu'il existe m sources et k classes. Chaque classe est associée à la fonction indicateur d'une source :

$$I_i^j = \begin{cases} 1 & \text{if } S_j(x) = i \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (3.12)$$

où $S_j(x) = i$ indique que, en fonction du résultat de la classification de la source S_j , l'observation x est affectée à la classe C_i . Ensuite, nous écrivons la fonction indicateur de la combinaison de sources :

$$I_i^G(x) = \sum_{j=1}^m I_i^j(x) \quad (3.13)$$

Enfin, la classe la plus votée est déclarée comme étiquette de classe finale. Dans le cas où m est pair et $\frac{m}{2}$ sources votent pour la classe C_{i1} et les autres $\frac{m}{2}$ votent pour la classe C_{i2} , nous allons ajouter une classe incertaine. L'observation x est marquée comme cette classe incertaine.

En attendant, pour évaluer la contribution du temps de réaction RT dans l'étape de la fusion de décision, nous avons également calculé la précision de la classification de la fusion de trois signaux physiologiques pour la reconnaissance du stress. Dans ce cas, la branche de classification SVM utilisant RT indiquée dans la figure 3.95 a été annulée et la fusion de décision a été traitée en adoptant les résultats de classification de trois signaux physiologiques. En outre, nous savons que pour enregistrer le signal EMG du muscle trapèze, les électrodes du capteur doivent être fixées à l'épaule du sujet. De même, pour enregistrer le signal ECG, les électrodes doivent être attachées au thorax. Cependant, en réalité, il n'est pas toujours possible de poser les électrodes des capteurs sur le sujet. Puisque notre système est destiné à être utilisé dans la vie réelle, nous avons également considéré la situation dans laquelle le signal EDA est la seule source physiologique disponible pouvant être utilisée. Le signal EDA est couramment utilisé car les électrodes du capteur sont simples à fixer. Nous avons alors analysé les performances de la reconnaissance du stress par la fusion du signal EDA et du RT. Dans ce cas, nous avons conservé la branche de la classification SVM utilisant le RT et la branche de la classification SVM utilisant le signal EDA comme illustré dans la figure 3.95 et la fusion de décision a été traitée en adoptant les résultats de la classification de sortie de ces deux branches. Les précisions de classification des approches de fusion décisionnelle proposées ont également été évaluées à l'aide de la méthode de validation croisée quintuple.

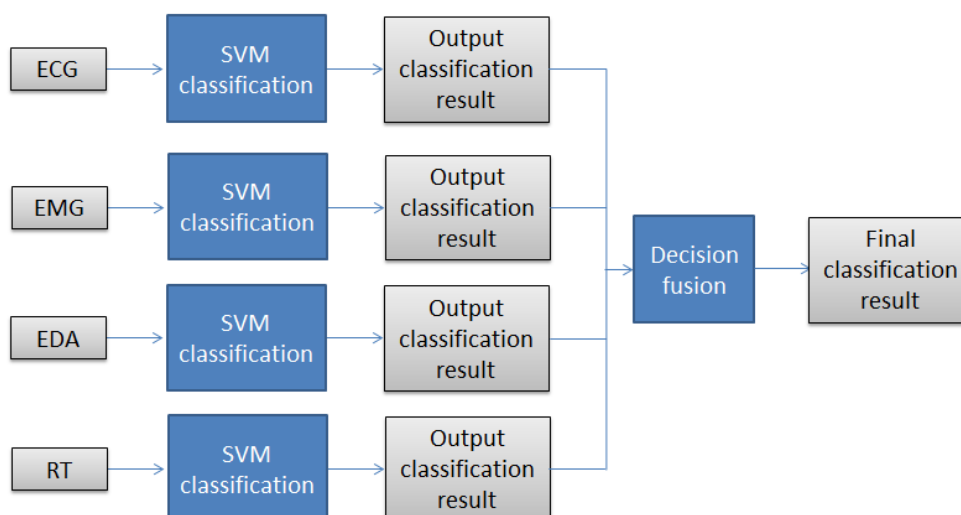


FIGURE 3.95 – Schéma de principe de la fusion de décision utilisant trois signaux physiologiques et le temps de réaction (RT).

	EDA	EMG	HRV	RT
sujet 1	92.8%	92.8%	85.7%	92.8%
sujet 2	78.5%	100.0%	85.7%	100.0%
sujet 3	85.7%	78.5%	no	78.6%
sujet 4	85.7%	85.7%	85.7%	100.0%
sujet 5	85.7%	85.7%	78.5%	100.0%
sujet 6	100.0%	78.5%	85.7%	71.4%
sujet 7	no	92.8%	80.0%	78.6%
sujet 8	100.0%	78.5%	100.0%	92.8%
sujet 9	92.8%	100.0%	100.0%	100.0%
sujet 10	100.0%	100.0%	92.8%	71.4%

TABLE 3.15 – Précisions de classification de la méthode SVM pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)

3.5.5 Résultats

Voyons dans un premier temps les performances de la reconnaissance du stress en utilisant les signaux physiologiques et le RT. Nous évaluerons ensuite les précisions de classification pour le stresser visuel, puis pour le stresser auditif.

3.5.5.1 L'expérience du stresser visuel

Pour commencer, nous avons analysé les performances du classifieur SVM pour la reconnaissance du stress à partir d'un signal physiologique ou RT enregistré dans l'expérience du stresser visuel. Le tableau 3.15 rassemble les précisions de classification lorsque la reconnaissance a été effectuée entre les niveaux de stress faible et élevé. Les précisions du HRV pour le sujet 3 et de l'EDA pour le sujet 7 n'ont pas été calculées car ces signaux n'ont pas été enregistrés par le système BIOPACTM pendant l'expérience. De même, le tableau 3.16 montre les précisions de classification pour la reconnaissance entre les niveaux de stress moyen et élevé.

Sur la base de ces calculs de précisions dans les tableaux 3.15 et 3.16, nous pouvons constater que le classificateur SVM proposé est efficace pour la reconnaissance de stress pour les signaux physiologiques utilisés. Par exemple, dans le cas où le classifieur SVM a été entraîné aux caractéristiques informatives du signal EDA, la précision de la classification pour la reconnaissance entre les niveaux de stress faible et élevé est supérieure à 85,7% pour huit sujets. Dans le même temps, nous avons constaté que la distinction entre la période de faible stress et la période de stress élevé était meilleure. En outre, lorsque le classificateur SVM a été entraîné avec les moyennes et les valeurs d'écart-type du RT, les précisions de classification sont supérieures à 92,8% pour six sujets. Cependant, lorsque la classification est effectuée sur les périodes de stress moyen et élevée, le classifieur SVM utilisant le RT, n'apporte pas de performances supplémentaires.

Ensuite, nous avons analysé les performances de la reconnaissance du stress en utilisant la méthode de fusion par décision. Trois modèles de fusion ont été analysés :

- la fusion de trois signaux physiologiques ;
- la fusion de trois signaux physiologiques et du RT ;
- la fusion du signal EDA et du RT.

Le tableau 3.17 rassemble les précisions de classification des trois modèles de fusion. La précision de la

	EDA	EMG	HRV	RT
sujet 1	85.3%	79.4%	97.0%	76.5%
sujet 2	76.5%	97.1%	85.3%	76.5%
sujet 3	79.4%	97.0%	100.0%	64.7%
sujet 4	79.4%	82.4%	91.1%	85.3%
sujet 5	85.3%	100.0%	79.4%	64.7%
sujet 6	86.6%	83.3%	83.3%	80.0%
sujet 7	91.2%	91.2%	85.7%	58.8%
sujet 8	94.7%	89.5%	100.0%	71.1%
sujet 9	71.1%	76.3%	97.3%	68.4%
sujet 10	100.0%	94.1%	97.1%	52.9%

TABLE 3.16 – Précisions de classification de la méthode SVM pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)

fusion du signal EDA et du RT pour le sujet 7 n'a pas été calculée à cause du problème d'acquisition décrit ci-avant. Nous avons observé que la précision de la classification pour la fusion de trois signaux physiologiques est supérieure à 85,7% pour tous les sujets. En outre, comparée à la fusion de trois signaux physiologiques, la fusion de trois signaux physiologiques et du RT a permis d'obtenir une précision de classification supérieure pour six sujets et d'obtenir la même précision pour trois autres sujets. Dans le même temps, la précision de la fusion du signal EDA et du RT a été comparée au cas où seul le signal EDA était utilisé pour la reconnaissance (cf. tableau 3.15). La fusion du RT a permis d'obtenir une précision de classification plus élevée pour quatre sujets et d'obtenir la même précision pour deux sujets.

Le tableau 3.18 résume les précisions de classification des trois modèles de fusion. Pour la fusion de trois signaux physiologiques, la précision de la classification est supérieure à 83,3% pour tous les sujets. En outre, par rapport à la fusion de trois signaux physiologiques, la fusion de trois signaux physiologiques et du RT a permis d'obtenir une précision de classification plus élevée pour un sujet et des précisions identiques pour les autres sujets. En comparant la fusion du signal EDA et du RT avec le cas où seul le signal EDA était utilisé pour la reconnaissance (voir le tableau 3.16), nous avons observé que la fusion de RT induit une meilleure précision de la classification pour trois sujets.

3.5.5.2 L'expérience du stresser auditif

Dans un premier temps, nous avons analysé les performances du classifieur SVM à partir d'un signal physiologique ou RT enregistré dans l'expérience du stresser auditif. Le tableau 3.19 répertorie les précisions de classification lorsque la reconnaissance a été effectuée entre les niveaux de stress faible et élevé. La précision du HRV pour le sujet 10 n'a pas été calculée, car son signal ECG était fortement contaminé par du bruit. En conséquence le complexe QRS n'a pu être ni observé ni localisé. Le tableau 3.20 répertorie les précisions de classification pour la reconnaissance entre les niveaux de stress moyen et élevé.

La précision de la classification SVM en fonction des signaux physiologiques énumérés dans les tableaux 3.19 et 3.20 ne sont généralement pas mauvais. Par exemple, dans le cas où le classifieur SVM a été entraîné aux caractéristiques du signal EMG, la précision de la classification pour la reconnaissance entre les niveaux de stress faible et élevé est supérieure à 80,0 % pour sept sujets. La précision de la classification SVM donnée par le RT est supérieure à 90,0 % pour six sujets lorsque

	3 Signaux Physiologiques	RT & 3 Signaux Physiologiques	RT & EDA
sujet 1	85.7%	100.0%	92.8%
sujet 2	92.8%	100.0%	92.8%
sujet 3	85.7%	85.7%	85.7%
sujet 4	85.7%	92.8%	100.0%
sujet 5	85.7%	92.8%	92.8%
sujet 6	85.7%	85.7%	85.7%
sujet 7	90.0%	90.0%	no
sujet 8	92.8%	100.0%	92.8%
sujet 9	92.8%	100.0%	100.0%
sujet 10	100.0%	92.8%	85.7%

TABLE 3.17 – Précisions de la fusion de décision pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stressueur visuel)

	3 Signaux Physiologiques	RT & 3 Signaux Physiologiques	RT & EDA
sujet 1	88.2%	88.2%	85.3%
sujet 2	88.2%	88.2%	85.3%
sujet 3	94.1%	94.1%	76.5%
sujet 4	88.2%	91.2%	85.3%
sujet 5	91.2%	91.2%	79.4%
sujet 6	83.3%	83.3%	83.3%
sujet 7	91.2%	91.2%	85.3%
sujet 8	94.7%	94.7%	89.4%
sujet 9	89.5%	89.5%	73.7%
sujet 10	94.1%	94.1%	82.3%

TABLE 3.18 – Précisions de la fusion de décision pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stressueur visuel)

	EDA	EMG	HRV	RT
sujet 1	85.7%	85.7%	92.8%	100.0%
sujet 2	85.7%	100.0%	83.3%	78.5%
sujet 3	100.0%	92.8%	85.7%	78.5%
sujet 4	85.7%	71.4%	78.5%	92.8%
sujet 5	64.2%	78.5%	100.0%	78.5%
sujet 6	78.5%	78.5%	78.5%	78.5%
sujet 7	71.4%	100.0%	85.7%	100.0%
sujet 8	64.3%	71.4%	92.8%	85.7%
sujet 9	71.4%	100.0%	90.0%	78.5%
sujet 10	90.0%	80.0%	no	90.0%
sujet 11	78.6%	78.6%	64.3%	100.0%
sujet 12	64.3%	92.8%	92.8%	100.0%

TABLE 3.19 – Précisions de classification du SVM pour un stress faible vs. élevé (expérience du stresser auditif)

la reconnaissance est effectuée entre des niveaux de stress faible et élevé et supérieure à 85,7 % pour six sujets entre des niveaux de stress moyen et élevé. Cela montre que le RT est une source efficace pour la reconnaissance du stress lorsque celui-ci est induit par la voie acoustique.

Ensuite, nous avons analysé les performances de la reconnaissance du stress en utilisant la méthode de fusion par décision. Les trois modèles de fusion mentionnés précédemment ont été utilisés.

Le tableau 3.21 répertorie les précisions de classification des trois modèles de fusion. Nous avons observé que les précisions de classification pour la fusion de trois signaux physiologiques sont supérieures à 78,5% pour tous les sujets. En outre, par rapport à la fusion des trois signaux physiologiques, la fusion des trois signaux physiologiques et du RT a permis d'obtenir une précision de classification plus élevée pour sept sujets et des précisions identiques pour les autres sujets. Ensuite, les précisions de la fusion du signal EDA et de RT ont été comparées au cas où seul le signal EDA était utilisé pour la reconnaissance (cf. tableau 3.19). Nous avons observé que la fusion du RT apportait une meilleure précision de classification pour neuf sujets et obtenait la même précision pour deux sujets.

Voyons maintenant les résultats de la reconnaissance entre le niveau de stress moyen et élevé en utilisant la fusion de décision.

Le tableau 3.22 répertorie les précisions de classification des trois modèles de fusion. Pour la fusion des trois signaux physiologiques, à l'exception du sujet 6 (précision de classification de 71,4%), la précision de la classification est supérieure à 78,5%. En outre, par rapport à la fusion de trois signaux physiologiques, la fusion des trois signaux physiologiques et du RT a permis d'obtenir une précision de classification plus élevée pour cinq sujets et une précision identique pour les autres sujets. En comparant la fusion du signal EDA et du RT avec le cas où seul le signal EDA était utilisé pour la reconnaissance (cf. tableau 3.20), nous avons observé que la fusion du RT induisait une meilleure précision de la classification pour huit sujets.

3.5.6 Discussion

Le classifieur SVM proposé a obtenu les précisions de classification encourageantes. Non seulement les signaux physiologiques, mais aussi le RT se sont révélés efficaces pour reconnaître l'état de stress

	EDA	EMG	HRV	RT
subject 1	85.7%	71.4%	78.5%	85.7%
subject 2	71.4%	100.0%	100.0%	78.5%
subject 3	100.0%	92.8%	85.7%	71.4%
subject 4	85.7%	100.0%	85.7%	92.8%
subject 5	78.5%	92.8%	78.5%	71.4%
subject 6	71.4%	78.5%	57.1%	64.3%
subject 7	57.0%	100.0%	90.0%	92.8%
subject 8	71.4%	71.4%	71.4%	78.5%
subject 9	85.7%	85.7%	90.0%	78.5%
subject 10	92.8%	78.5%	no	85.7%
subject 11	57.1%	85.7%	85.7%	100.0%
subject 12	57.1%	78.5%	85.7%	92.8%

TABLE 3.20 – Précisions de classification du SVM pour un stress moyen vs. élevé (expérience du stresser auditif)

	3 Signaux Physiologiques	RT & 3 Signaux Physiologiques	RT & EDA
sujet 1	92.8%	100.0%	100.0%
sujet 2	92.8%	92.8%	85.7%
sujet 3	92.8%	92.8%	92.8%
sujet 4	85.7%	92.8%	92.8%
sujet 5	85.7%	85.7%	78.5%
sujet 6	78.5%	85.7%	85.7%
sujet 7	85.7%	100.0%	85.7%
sujet 8	78.5%	92.8%	78.5%
sujet 9	90.0%	90.0%	80.0%
sujet 10	90.0%	90.0%	90.0%
sujet 11	78.5%	85.7%	85.7%
sujet 12	92.8%	100.0%	85.7%

TABLE 3.21 – Précisions de la fusion de décision pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stresser auditif)

	3 Signaux Physiologiques	RT & 3 Signaux Physiologiques	RT & EDA
sujet 1	85.7%	92.8%	92.8%
sujet 2	92.8%	92.8%	78.5%
sujet 3	92.8%	92.8%	92.8%
sujet 4	85.7%	92.8%	92.8%
sujet 5	85.7%	85.7%	71.4%
sujet 6	71.4%	71.4%	71.4%
sujet 7	85.7%	92.8%	85.7%
sujet 8	78.5%	78.5%	78.5%
sujet 9	90.0%	90.0%	90.0%
sujet 10	85.7%	85.7%	85.7%
sujet 11	85.7%	92.8%	78.5%
sujet 12	85.7%	92.8%	85.7%

TABLE 3.22 – Précisions de la fusion de décision pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stresser auditif)

d'un individu. Par conséquent, nous pouvons dire que la reconnaissance du stress à partir de données hétérogènes est réalisable. De plus, nous savons que pour enregistrer les signaux physiologiques, le sujet doit être en contact physique avec les électrodes des capteurs physiologiques. Cela peut entraîner plusieurs problèmes. Premièrement, les sujets peuvent se sentir mal à l'aise lorsqu'ils sont attachés aux électrodes des capteurs. Deuxièmement, l'enregistrement par les électrodes est normalement sujet à des artefacts de mouvement (ce que nous avons également observés pendant nos acquisitions). A contrario, l'enregistrement du RT est non invasif car le sujet n'a pas besoin d'être en contact physique avec les électrodes adhésives. Il peut être utilisé dans le cadre d'applications utilisant une IHM (Interaction Homme-Machine, HCI Human Computer Interaction). En conséquence, nous pensons que pour le système de reconnaissance de stress, il est très utile d'adopter le RT.

Par rapport aux performances réalisées à l'aide d'un seul signal physiologique ou du RT, les performances de reconnaissance peuvent être améliorées par l'approche de la fusion de décision. Nous avons constaté que la fusion des trois signaux physiologiques conduisait à de meilleures performances de reconnaissance par rapport à l'utilisation d'un seul signal. De plus, lorsque nous avons fusionné les trois signaux physiologiques et le RT, une amélioration des précisions de classification a été observée. Nous pensons donc que pour assurer de bonnes performances de reconnaissance, il est avantageux de fusionner les données provenant de sources hétérogènes. En outre, comme nous l'avons mentionné, nous avons envisagé le cas où le signal EDA est la seule source physiologique disponible pouvant être utilisée. En analysant le cas où la reconnaissance a été réalisée par la fusion du signal EDA et du RT, nous avons constaté que, dans ce cas, la précision de la classification est toujours supérieure à 80,0% pour la majorité des sujets. Cela montre que, si les signaux physiologiques choisis ne sont pas disponibles ou utilisables, l'approche proposée de la fusion de décision peut également apporter des performances de reconnaissance satisfaisante.

Dans les deux expériences, nous avons constaté que la reconnaissance de stress est meilleure entre les niveaux faible et élevé par rapport aux niveaux moyen et élevé. L'utilisation du TR dans le cas du stresser auditif a permis, pour la plupart des sujets, une bonne performance de reconnaissance du niveau de stress, que ce soit entre les niveaux bas et élevé, ou entre les niveaux moyen et élevé. Dans l'expérience du stress visuel, la RT est également efficace pour la reconnaissance de stress entre

les niveaux faible et élevé. Cependant, pour la distinction entre la période de stress moyenne et la période de stress élevée, le classifieur SVM en utilisant le RT n'apporte pas une meilleure précision de classification. Ceci peut être fortement améliorée une fois que le RT est fusionné avec les signaux physiologiques : cette approche de fusion de décision augmente les performances de reconnaissance.

Les résultats de nos recherches renforcent la conviction qu'il est possible d'adopter des données provenant de sources hétérogènes pour la reconnaissance du stress.

3.6 Conclusion

La plupart de mes travaux de recherche sont focalisés sur le FRE comme technologie d'assistance essentielle à la mobilité pour les personnes souffrant d'une déficience motrice importante. Les premiers travaux se sont attachés à assister l'utilisateur dans sa conduite en lui proposant automatiquement la navigation la plus probable parmi celles reconnues par le fauteuil intelligent. Cependant à tout moment, l'utilisateur reste maître de son mouvement et peut en reprendre le contrôle. On est ici dans le cadre de la commande «échangée (traded control)» et donc dans le cadre plus général de la conduite semi-autonome. Le but était alors de proposer une nouvelle fonctionnalité «intelligente» basée sur une instrumentation du fauteuil et un traitement embarqué des données de navigation acquises afin de permettre l'accès à la mobilité aux personnes en situation de handicap sévère.

Cependant devant les freins pour réaliser le transfert technologique et les difficultés de la mise en œuvre de tests réels, j'ai réorienté mon axe de recherche plus en amont en essayant d'améliorer l'accès aux aides techniques existantes sur le marché, et plus particulièrement les FRE.

Pour cela, dans un second axe de recherche j'ai cherché à évaluer la conduite des utilisateurs afin de vérifier leurs aptitudes pour valider l'accès au FRE dans le cas d'une première prescription par exemple ou encore dans le cas d'une maladie évolutive. Il existe toutefois certaines limitations liées aux évaluations de la conduite en situation réelle, comme la sécurité du patient et de son entourage, ou encore la difficulté d'extraction de paramètres quantitatifs tels que le contrôle par joystick ou le suivi de trajectoire à partir de fauteuils roulants réels. L'utilisation de la simulation offre alors la flexibilité nécessaire pour évaluer en toute sécurité les performances de conduite de l'individu dans un environnement variable et dans des situations présentant des difficultés. En outre, il permet de mesurer de nombreuses variables impliquées dans le processus de conduite, qui peuvent ensuite être utilisées pour calculer des indicateurs de performance de conduite. Toutes ces raisons nous ont amenés à développer notre propre outil de simulation pour FRE : ViEW.

Son utilisation dans plusieurs centres a permis de réaliser les principaux objectifs dans lesquels s'est inscrit notre travail qui sont l'étude et l'évaluation des capacités de conduite des utilisateurs de FRE par l'intermédiaire de critères objectifs à déterminer. La plupart de ces paramètres numériques discriminants ont été validés et sont généralement calculés à partir des données de simulation (trajectoires, actions utilisateurs). Ces indicateurs de performance peuvent être complétés par une évaluation subjective comprenant des questionnaires ou des échelles d'évaluation fonctionnelle. Le simulateur permet aussi un apprentissage sécurisé de la conduite, et notre étude a montré que des compétences acquises en réalité virtuelle sont transférable dans la conduite réelle.

Dans une seconde approche, nous avons utilisé la modélisation du système pilote-fauteuil par des modèles mathématiques issus de l'automatique classique afin de déterminer de nouveaux paramètres discriminants des performances de conduite en simulation. Nous avons dans ce cadre utilisé les modèles *CrossOver* et *OPCM*. Dans ce dernier cas, avec l'ajout d'un système du suivi du regard, nous avons pu mettre en évidence l'importance du paramètre D_p (distance d'anticipation) comme critère discriminant des capacités de conduite.

Finalement, après avoir analysé les actions de l'utilisateur sur le FRE (commande, parcours etc.), dans la dernière partie nous avons expérimenté l'analyse de l'état de la personne elle-même. En effet,

grâce à ses signaux physiologiques et ses temps de réaction nous avons pu déterminer son niveau de stress. On sait par ailleurs qu'un stress permanent peut entraîner divers problèmes mentaux et physiques des personnes et peut modifier leurs actions. Dans le cadre de la conduite de FRE l'étude de l'état de la personne pourrait permettre de dégager de nouveaux indicateurs pertinents pour l'évaluation des capacités de conduite.

Au final, l'utilisateur est étudié de plusieurs manières : par ses actions (trajectoire effectuée, action sur le joystick et tous les paramètres qui peuvent être calculés par l'intermédiaire de ces données), par l'analyse de son regard mais aussi par l'analyse de ses données physiologiques. Toutes ces informations, correctement analysées, classifiées et fusionnées devraient permettre une évaluation précise, objective et robuste des capacités de conduite de l'utilisateur et ainsi aider les thérapeutes dans leurs prises de décisions.

Les perspectives de ma recherche vont s'employer à regrouper ces différentes études afin de pouvoir fournir un outil robuste et fiable d'évaluation des capacités de conduite de la personne. Mais je souhaite aussi étendre ce type d'analyse à des populations différentes comme celles atteintes de la Maladie de Parkinson afin de caractériser objectivement l'évolution de la maladie. Une autre piste, concerne l'étude de la rééducation à la conduite en FRE pour personnes Post-AVC à l'aide du simulateur ViEW. Une autre perspective de recherche consiste à évaluer objectivement la rééducation de patient atteint de paralysie cérébrale à l'aide des outils de réalité virtuelle et suivi du regard. Toutes ces études sont détaillées dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Perspectives de recherche

«You talk to God, you're religious ; God talks to you, you're psychotic.»

Dr. Gregory House (Hugh Laurie), House, Season 2 : vs. God

CE CHAPITRE présente les perspectives de ma recherche tournées vers la réadaptation et l'évaluation objective des capacités des personnes en situation de handicap. Après avoir décrit les perspectives proposées, ces dernières seront détaillées et argumentées dans différents projets de recherche et de transfert technologique spécialement écrits pour le support de ma future recherche.

Sommaire

4.1	Introduction	170
4.2	Collaborations supports de mes activités de recherche	170
4.2.1	Laboratoires de Recherche Universitaires partenaires	171
4.2.1.1	Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (Algérie)	171
4.2.1.2	Núcleo de Tecnologias Assistivas (Brésil)	171
4.2.1.3	Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines	172
4.2.2	Centre de Recherche et de Réadaptation partenaires	172
4.2.2.1	Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés	172
4.2.2.2	Institut Régional de Réadaptation	173
4.2.2.3	Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle	173
4.3	Perspectives de recherche	174
4.3.1	Analyse de la conduite	174
4.3.2	Eyetracking et RV pour la rééducation de la PC	175
4.3.2.1	Collaborations en relation avec le projet	176
4.3.2.2	Objectifs du projet et hypothèse de recherche	176
4.3.2.3	État de l'art	176
4.3.2.4	Objectifs	177
4.3.2.5	Méthodologie	177
4.3.2.6	Résultats attendus	178

4.3.3	IHM pour l'évaluation objective de la maladie de Parkinson	178
4.3.3.1	Collaborations en relation avec le projet	179
4.3.3.2	Problématique et objectifs	179
4.3.3.3	Objectif du projet	180
4.3.3.4	Méthodologie	180
4.3.3.5	Résultats attendus	181
4.3.4	Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC	182
4.3.4.1	Collaborations en relation avec le projet	182
4.3.4.2	Problématique et objectifs	182
4.3.4.3	Méthodologie	183
4.3.4.4	Résultats attendus	184
4.3.5	Analyse du comportement de l'utilisateur : INNOV'CHAIR 4.0	184
4.3.5.1	Contexte et enjeux	185
4.3.5.2	Objectifs des travaux	185
4.3.5.3	Fonctionnalités attendues	186
4.3.5.4	Retombées du projet	186
4.4	Conclusion	186

4.1 Introduction

Une grande partie de ma recherche a été réalisée autour du FRE et plus particulièrement sur l'utilisation d'un simulateur en réalité virtuelle pour l'évaluation des capacités de conduite d'un utilisateur potentiel, pour l'expérimentation des fonctionnalités nouvelles en toute sécurité et la réalisation de l'apprentissage sécurisé à la conduite de fauteuil. Les travaux réalisés ont permis de définir des outils d'analyse objective de la tâche de conduite en FRE par l'intermédiaire de critères de performance validés issus de méthodes statistiques ou de la modélisation du système Pilote-Fauteuil. Ces activités de recherche et l'expérience acquise durant l'encadrement des différentes thèses, m'ont aussi permis d'acquérir une démarche structurée et une expertise dans les domaines de la simulation 3D, la Réalité Virtuelle, de l'évaluation de la conduite en FRE et de l'évaluation de l'état de la personne à l'aide de signaux hétérogènes. Elles constituent un socle de connaissances et de compétences support pour mes futurs projets de recherche.

4.2 Collaborations supports de mes activités de recherche

Pour me permettre de développer mes activités de recherche, les relations que je peux établir avec des laboratoires et des centres de réadaptation sont nécessaires. Elles permettent de répondre à des appels d'offre, de déposer des projets de recherche nationaux (ANR) ou internationaux (Tassili, CapesCofeCub) ou encore de réaliser des thèses en cotutelle.

Durant mes activités de recherche, j'ai initié des contacts avec différents partenaires et des collaborations se sont établies avec des collègues français ou étrangers.

Mes futures activités de recherche reposent sur ces contacts et nécessitent de les développer grâce aux différents projets décrits dans les sections suivantes.

4.2.1 Laboratoires de Recherche Universitaires partenaires

4.2.1.1 Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (Algérie)

Les relations entre les chercheurs de Metz (laboratoire LASC initialement) et de Tlemcen (laboratoire LAT) ont été initiées par un projet CMEP-Tassili de 2004 à 2007. La thématique initiale portait sur les fauteuils électriques «intelligents». Trois thèses en cotutelle ont été soutenues à la suite de ce projet. Un séjour en France de 18 mois ainsi que 2 thèses ont été financées par des bourses du gouvernement algérien : A. Moussaoui sur la thérapie des phobies en environnements virtuels (2010), S.M. Meliani sur une première approche de la modélisation pilote-fauteuil électrique (2009) et M.A. Hadj Abdelkader sur le contrôle haptique d'un fauteuil «intelligents» (2011). Les contacts entre les deux laboratoires se sont poursuivis via des supports d'enseignants-chercheurs invités (A. Moussaoui en 2011, M.A. Hadj Abdelkader en 2012).

Un second projet Tassili a été accepté pour la période 2013-2016 (CMEP-Tassili 13MDU886) : «méthodologie d'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique» auquel j'ai participé activement en co-encadrant la thèse d'Hicham Zatla soutenue en décembre 2018.

Durant ce projet je n'ai pu effectuer qu'un seul séjour d'une semaine en octobre 2013 afin de réaliser l'installation technique du simulateur ViEW et réaliser l'analyse des données de simulation. Les autres séjours prévus ont été annulés du fait des événements survenus dans le pays.

Notre collaboration s'étant avérée fructueuse (1 thèse soutenue, 1 revue, 1 conférence internationale, 2 conférences nationales), nous avons souhaité la pérenniser en proposant un nouveau projet de problématique scientifique différente mais s'inscrivant dans la continuité du précédent : «Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC.». Pour la partie expérimentale, la liste des partenaires impliqués se renforce en incluant une équipe médicale algérienne (service de médecine physique et réadaptation du CHU de Tlemcen). Ce projet est décrit dans la section [4.3.4](#)

4.2.1.2 Núcleo de Tecnologias Assistivas (Brésil)

En 2006 une visite d'échange pédagogique de l'Université de Metz (maintenant Université de Lorraine (UL)) à l'Université Fédérale d'Uberlândia (UFU) a permis de tisser les premiers liens entre des enseignants-chercheurs du laboratoire LASC (actuellement LCOMS) et du laboratoire BioLab (actuellement Nucleo de Tecnologias Assistivas (NTA)).

Ce premier contact a permis d'initier un premier projet CAPES-COFECUB (627/09) de 2009 à 2012 évalué A en 2013. Il portait sur «Analyse des signaux électromyographiques de surface en tant qu'interface humain-machine pour des systèmes d'aide à la communication pour personnes handicapés moteurs». C'est lors de ce projet que j'ai découvert l'intérêt des signaux physiologiques. Nous les avons utilisés pour piloter un communicateur mais aussi pour réaliser la commande du simulateur de FRE ViEW (cf. section [3.3.6.2](#)).

Notre collaboration s'étant avérée fructueuse (1 thèse soutenue, 1 mémoire de master, 2 revues internationales, 1 revue nationale, 4 conférences internationales, 5 conférences nationales), nous avons souhaité la pérenniser en proposant un nouveau projet de problématique scientifique différente mais s'inscrivant dans la thématique de l'évaluation de la personne en situation de handicap : «Développement d'une interface Humain-Machine pour l'évaluation objective des signes moteurs de la maladie de Parkinson». Ce projet est décrit dans la section [4.3.3](#).

Cette pérennité est aussi confortée par un séjour de 2 mois d'enseignant-chercheur invité, dans le cadre du programme de chaires Franco-Brésiliennes à l'Université Fédérale d'Uberlândia (UFU) que j'ai effectué en août-septembre 2019.

4.2.1.3 Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines

Le LAMIH UMR CNRS 8201 (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines) est une unité mixte de recherche entre l'Université Polytechnique Hauts-de-France (UPHF) et le Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS). Il est organisé en 4 départements disciplinaires bien identifiés : Automatique, Mécanique, Informatique, Science de l'Homme et du Vivant (SHV). Le laboratoire occupe une position de leader en matière d'ingénierie des systèmes pour les humains, avec une identité reconnue dans les domaines du transport et de la sécurité, de la mobilité et du handicap. En particulier, le laboratoire possède une longue expérience de la conception de systèmes intégrant l'humain et de l'évaluation des états humains (vigilance, attention, charge mentale, émotions) et des intentions basées sur des capteurs adéquats et la fusion de données. Il maîtrise aussi l'utilisation des systèmes de suivi du regard et oculomètres dans les projets de transport et de mobilité. Le LAMIH possède également une expertise dans le développement de technologies d'assistance et de dispositifs pour personnes à mobilité réduite (capteurs intelligents, kits de motorisation, stratégies de contrôle partagé). Ce partenaire de projet apportera une connaissance approfondie de la fusion de données et des outils de classification permettant d'évaluer l'attention du patient au moyen de l'estimation de la charge mentale, de l'eye tracking et de d'autres capteurs physiologiques complémentaires.

Ce partenariat a été initié, pour le dépôt du projet ANR (AAPG2019) «Eyetracking and Virtual Reality for Cerebral Palsy Rehabilitation» («Eyetracking et réalité virtuelle pour la rééducation de la paralysie cérébrale») décrit dans la section 4.3.2.

4.2.2 Centre de Recherche et de Réadaptation partenaires

4.2.2.1 Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés

Le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) a pour mission la recherche en matière de handicap moteur. Ses prestations s'adressent à toutes les personnes en situation de handicap. Sa compétence médicale, scientifique et technique en appareillage et sa vocation particulière de spécialiste du fauteuil roulant en font l'interlocuteur privilégié de tous les milieux concernés : usagers, fabricants, revendeurs et prescripteurs. Les activités du CERAH s'organisent autour de six pôles essentiels :

- le laboratoire d'évaluation technique ;
- l'appareillage ;
- les aides techniques ;
- la documentation ;
- l'enseignement et la formation ;
- la recherche.

Le CERAH est intégré à l'Institution Nationale des Invalides depuis le 1er janvier 2010. Les collègues impliqués dans cette collaboration sont :

- Dr. Pascale FODÉ, Docteur en Médecine ;
- Mme Géraldine BOHN, Ergothérapeute ;
- M. Laurent LANG, Informaticien ;

Nous avons initié un partenariat avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés de Metz-Woippy depuis 2009 lors du développement du simulateur ViEW. Ce centre est spécialiste du fauteuil roulant <http://cerahtec.invalides.fr/>. Notre collaboration s'est concrétisée par les premiers tests du simulateur ViEW sur 2 patients en prescription de fauteuil et ensuite par la réalisation de plusieurs stages de niveau Master 2 consacrés à l'amélioration du simulateur

ViEW. Ils ont été co-encadrés dans les locaux de l'établissement.

Afin d'officialiser et de pérenniser ce partenariat nous mettons en place une convention de recherche (en cours d'écriture et de validation).

4.2.2.2 Institut Régional de Réadaptation

L'Institut Régional de Réadaptation (IRR) est identifié comme l'établissement hospitalo-universitaire de Médecine Physique et de Réadaptation (MPR) de la Lorraine. Son expertise et son savoir-faire sont mis au profit de la prise en charge des patients, à tous les stades (prévention, compensation, adaptation, réinsertion,...), dans le cadre de filières spécialisées utilisant des plateaux techniques de pointe et mobilisant des compétences humaines hautement qualifiées.

Sur le site de Flavigny sur Moselle, le CMPRE est un centre SSR (soins de suite et de réadaptation) spécialisé en pédiatrie, offrant une rééducation personnalisée et pluridisciplinaire.

Il offre une expertise régionale dans la prise en soins des pathologies neurologiques (paralysie cérébrale avec traitements de la spasticité - toxine botulique...), neuro-développementales (troubles spécifiques du langage et des apprentissages - TSLA), orthopédiques (scolioses), les brûlures graves et les bilans urodynamiques.

Les collègues impliqués dans cette collaboration sont :

- Dr. RUMILLY Émilie, Docteur en Médecine ;
- Dr. DEMET Katharina Émilie, Docteur en Médecine ;
- M. GUILMOIS Georges, Cadre Ergothérapeute ;
- M. COSNUAU Kévin, Ergothérapeute.

Ce partenariat avec l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy <http://irr-nancy.fr/spip.php?rubrique20> et plus particulièrement le centre de médecine physique et de réadaptation pour enfants de Flavigny-sur-Moselle a débuté en 2010 avec la mise en place du simulateur dans leurs locaux. Les travaux réalisés avec le centre sont les suivants :

- utilisation du simulateur ViEW pour l'évaluation de l'apport du contrôle haptique lors de la conduite ;
- utilisation du simulateur ViEW pour l'apprentissage de la conduite en milieu sécurisé. Définition d'un protocole d'apprentissage en différents niveaux, expérimentations.
- définition d'un nouveau critère de performance pour l'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique.

Tous ces travaux ont donné lieu à des publications dans des conférences et des revues. L'IRR est aussi un des partenaires du projet ANR décrit ci-après et soumis en 2018 : «Eyetracking et réalité virtuelle pour la rééducation de la paralysie cérébrale»

4.2.2.3 Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle

Le Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle (CNRF <http://www.cnrf.be/index.html>, Belgique) prend en charge la réadaptation des patients présentant des affections neurologiques : accident vasculaire cérébral, traumatismes crâniens et médullaires, sclérose en plaques, sclérose latérale amyotrophique, maladie de Parkinson, polyneuropathies aiguës ou chroniques.

Les collègues impliqués dans cette collaboration sont :

- Dr Benoît MAERTENS de NOORDHOUT, Docteur en Médecine ;
- Mme Stéphanie REMY, Ergothérapeute.

Le partenariat avec ce centre a démarré en 2012. Le centre désirait un outil pour évaluer l'évolution des capacités conduites de personnes atteintes de maladies dégénératives. Nous avons utilisé le simulateur ViEW pour l'étude de la conduite de personnes atteintes de sclérose en plaques. Ces travaux ont permis de dégager à partir des données de simulation, des critères pertinents d'évaluation

de la conduite de FRE avec cette population. Ils ont conduits à la publication d'un mémoire de stage d'Ergothérapeute, d'article de conférences et de revues.

4.3 Perspectives de recherche

4.3.1 Analyse de la conduite

Au début de mes travaux, les simulateurs de conduite en fauteuil n'étaient pas très répandus. Actuellement de nombreux projets sont présents dans la littérature. Certains utilisent des plateformes mécaniques [100, 188, 239, 10, 216] pour simuler les mouvements du fauteuil roulant et permettre ainsi un retour proprioceptif à l'utilisateur. D'autres simulateurs plus simple sont purement logiciels et permettant ainsi une diffusion plus simple et moins coûteuse [4, 5, 103, 9, 87, 16, 181, 117, 214]. Ces derniers plus simples d'accès commencent à être utilisés dans des études cliniques et des études similaires aux nôtres commencent à apparaître. Ainsi on retrouve des études sur l'évaluation de critères de performance dans la plupart de ces études citées ci-dessus. En effet, l'un des principaux avantages de l'utilisation d'un simulateur est qu'il permet un système de mesures simples fournissant diverses indications de la performance de conduite grâce aux données acquises. La nature de ces indicateurs peut varier considérablement : durée de la tâche de conduite, nombre de mouvements à l'aide du joystick [16], analyse spectrale de ces mouvements [188], vitesse moyenne, écart moyen par rapport à une référence [241] ou par rapport à une trajectoire optimale [188], durée de trajectoire ou nombre d'accidents [257]. [124] ont validé 4 critères de performance (temps, vitesse, nombre de collisions, erreur quadratique moyenne à partir d'une trajectoire de référence) pour évaluer les compétences de conduite des FRE. Dans une étude menée en 2013 [154], les auteurs ont utilisé le temps de réalisation des tâches pour établir que la formation sur simulateur est un moyen efficace pour les utilisateurs d'apprendre à utiliser un FRE. Une étude a pris en compte plusieurs critères de performance [240] en utilisant le nombre de mouvements du joystick, le temps de réalisation des tâches et la variabilité directionnelle moyenne pour différencier les compétences de conduite des FRE.

Cependant, à court et moyen termes je vais continuer mes activités de recherche sur l'évaluation de l'apprentissage de la conduite de FRE en simulation. Ces travaux doivent évaluer l'impact de l'entraînement à la conduite à l'aide d'un simulateur sur l'amélioration des compétences de conduite quotidiennes en utilisant des indicateurs issus des trajectoires et des actions de l'utilisateur sur le joystick. Dans ce cadre, notre nouvel indicateur D_p pourrait être couplé aux indicateurs déjà validés dans nos études précédentes afin de vérifier si les résultats des évaluations sont plus pertinents et plus robustes. Ceci permettrait de fournir un outil performant de prise de décision pour les ergothérapeutes/médecins qui évaluent les capacités de conduite de leurs patients.

Pour poursuivre l'idée développée précédemment, plutôt que de fournir plusieurs indicateurs différents qui, dans certains cas peuvent ne pas se révéler très discriminants individuellement, il est possible d'envisager une fusion de tous ces indicateurs à l'instar des travaux décrits dans le paragraphe 3.5.4.3 concernant la fusion de données hétérogènes. Nous avons utilisé d'une part des signaux physiologiques et d'autre part un temps de réponse, à travers un classifieur de type SVM (Machine à Support de Vecteurs) et un algorithme de fusion de données basé sur le vote. L'agrégation de ces données de types différents a permis de donner de meilleurs résultats par rapport à l'utilisation des données prises séparément. Dans notre cas cela pourrait permettre de fournir un outil plus robuste d'aide à la décision pour les équipes assurant l'évaluation des aptitudes de conduite en FRE. Il serait possible de fournir un outil d'évaluation de la conduite qui soit à la fois flexible et accessible pour éventuellement être intégré au fonctionnement quotidien d'un centre de réadaptation.

Pour cela j'ai initié une collaboration avec le laboratoire NTA lors de mon séjour au Brésil pendant l'été 2019 en proposant un sujet de Post-Doctorat portant sur le «Développement d'une méthode

pour évaluer la capacité de conduire un fauteuil roulant motorisé à l'aide de simulateurs de réalité virtuelle». Ce dernier a été accepté et financé par une bourse postdoctorale brésilienne malgré la politique de restriction actuelle.

Toujours dans ce contexte de l'analyse de la conduite de FRE, une piste de recherche concerne l'analyse du regard. Dans nos travaux, nous avons limité l'utilisation du système de suivi du regard à la détection du point d'impact du regard de l'utilisateur sur l'écran afin de calculer la distance anticipée dans l'environnement virtuel lors de la simulation. Il serait très intéressant d'analyser plus précisément les mouvements oculaires pour évaluer les stratégies visuelles de l'utilisateur par l'intermédiaire de ses caractéristiques : saccades, fixations et poursuites oculaires. L'étude de ces mêmes paramètres durant des sessions d'apprentissage pourrait éventuellement permettre de montrer une modification de la stratégie visuelle avec l'acquisition de compétences de conduite. Ces paramètres deviendraient alors de nouveaux indicateurs de capacité de conduite que l'on pourrait réinjecter dans notre système d'aide à la décision décrit précédemment.

4.3.2 Eyetracking et réalité virtuelle pour la rééducation de la paralysie cérébrale

J'ai aussi la volonté d'étendre ce type de méthodes d'analyse à d'autres pathologies et d'autres contextes que celui de la conduite de fauteuil. Nous avons échangé avec les médecins et thérapeutes de l'IRR de Flavigny à propos du traitement des enfants atteints de paralysie cérébrale et les conséquences de ces lésions sur les capacités visuelles. Ces troubles neurovisuels entraînent des difficultés particulières pour explorer, analyser, mémoriser ou focaliser l'attention dans l'espace : manque de champ visuel, perturbations de l'exploration de l'espace et troubles de la reconnaissance visuelle. Nous avons alors soumis l'idée d'utiliser la réalité virtuelle pour la multiplicité de scénarios en conjonction avec un système de suivi du regard afin de permettre au thérapeute d'analyser les mouvements oculaires. Cet axe de recherche vise alors à développer des méthodes d'analyse et des tests de stratégie visuelle pour les patients souffrant de troubles visuels grâce à la définition de différents scénarios en réalité virtuelle : l'analyse en temps réel de stratégies visuelles en situation utilisant des environnements spécifiques, le développement de méthodes automatiques d'analyse de stratégie visuelle sur la base des données du système de suivi du regard (nuage de points, comparaison de stratégies, etc.), l'estimation de la charge mentale du sujet sur la base des données de suivi de l'œil, de la pupillométrie et de la mesure de «l'activation» du patient. L'objectif final est de produire un outil fiable pour aider les thérapeutes à analyser la progression en cours de rééducation, à objectiver un trouble en situation écologique.

Pour cela, j'ai initié et déposé un projet ANR dont je suis le porteur. Il s'inscrit dans le cadre de l'appel à projets générique 2019 (AAPG2019) et se nomme : «Eyetracking and Virtual Reality for Cerebral Palsy Rehabilitation» EVirCePre. Il a été enregistré dans le comité d'évaluation scientifique CE19 - Technologies pour la santé pour un financement sur 48 mois et un montant de 518k€. Les partenaires du consortium sont les suivants : LCOMS, LAMIH UMR CNRS 8201 et IRR de Flavigny sur Moselle. Les équipes de recherche contactées pour le projet sont complémentaires en termes de méthodologie scientifique et de maîtrise des outils utilisés. Le LAMIH possède des compétences liées à l'étude de la charge mentale ainsi qu'à la mise en œuvre de systèmes de suivi des yeux. nous avons les compétences liées à l'étude des critères de performance et à la mise en œuvre de la Réalité Virtuelles et l'IRR possède les compétences liées à la partie médicale et plus particulièrement à la rééducation pour paralysie cérébrale.

Sur plus de 6500 pré-propositions reçues par l'ANR, à l'issue des évaluations individuelles, **notre projet a été sélectionné pour la seconde étape du processus de sélection** (2 735 pré-propositions retenues). Nous avons cependant du renoncer à participer à la seconde phase du fait de la restructu-

ration interne du partenaire IRR. Les participants ne pouvaient alors plus assurer leur rôle dans le projet. Cependant, une nouvelle soumission de ce même projet est déjà prévue l'an prochain.

4.3.2.1 Collaborations en relation avec le projet

- M. PUDLO Philippe, PU, M. BERDJAG Denis, MCF, M. POLET Philippe, MCF, LAMIH UMR CNRS 8201 ;
- Dr. RUMILLY Émilie, Docteur en Médecine, Dr. DEMET Katharina, Docteur en Médecine, M. GUILMOIS Georges, Cadre Ergothérapeute, IRR.

4.3.2.2 Objectifs du projet et hypothèse de recherche

En Europe, la paralysie cérébrale (PC) est la cause la plus fréquente de déficience motrice importante chez les enfants. Environ 2 nouveaux nés sur 1 000 souffrent de PC. Elle provoque des troubles visuospatiaux et praxiques. La réduction significative du quotient intellectuel est l'une des constatations les plus courantes. Les cliniciens se sont intéressés aux conséquences des lésions cérébrales sur les capacités visuelles des enfants atteints de paralysie cérébrale, démontrant ainsi l'incidence massive d'anomalies affectant la vision dans cette population [137]. Ces troubles neurovisuels entraînent des difficultés particulières pour explorer, analyser, mémoriser ou focaliser l'attention dans l'espace : manque de champ visuel, perturbations de l'exploration de l'espace et troubles de la reconnaissance visuelle. Ces troubles entraînent une déficience des mouvements oculaires appris par l'enfant dès la naissance : saccades, poursuite oculaire et fixation. En ce qui concerne la rééducation, les méthodes ou exercices doivent être adaptés à chaque patient en fonction du type de troubles. Il semble intéressant ici d'utiliser la réalité virtuelle pour la multiplicité de scénarios en conjonction avec un système de suivi du regard afin de permettre au thérapeute d'analyser les mouvements oculaires. Notre projet vise à développer des méthodes d'analyse et des tests de stratégie visuelle pour les patients souffrant de troubles visuels grâce à la définition de différents scénarios en réalité virtuelle : l'analyse en temps réel de stratégies visuelles en situation utilisant des environnements spécifiques, le développement de méthodes automatiques d'analyse de stratégie visuelle sur la base des données du système de suivi du regard (nuage de points, comparaison de stratégies, etc.), l'estimation de la charge mentale du sujet sur la base des données de suivi de l'œil, de la pupillométrie et de la mesure de «l'activation» du patient. Un intérêt majeur de la simulation, associé au système de suivi du regard, est de pouvoir mesurer de manière simple les caractéristiques du regard du patient et ainsi permettre une étude complète de la stratégie du regard. Un autre aspect majeur de ce projet consiste à valider un outil fiable pour évaluer un protocole de rééducation en utilisant les données du regard. Ces méthodes devraient permettre aux thérapeutes d'analyser la progression en cours de rééducation, d'objectiver un trouble et ainsi d'aider le patient ou sa famille à prendre conscience de cette progression. Ils peuvent également être utilisés pour valider des protocoles/thérapies basés sur les résultats obtenus et pour évaluer des troubles dégénératifs de l'œil.

4.3.2.3 État de l'art

Bien que la simulation ne soit pas couramment utilisée dans les centres de rééducation, il existe de nombreux projets dans la littérature, notamment des simulateurs de fauteuils roulants. Les objectifs sont divers. Une majorité d'auteurs cherchent à faciliter l'apprentissage de la conduite chez les enfants [6] ou les adultes [99]. Outre l'apprentissage des réflexes de conduite, d'autres classes d'applications sont répertoriées dans [69] : exercices physiques à des fins thérapeutiques et activités de loisirs similaires aux jeux vidéo. Dans la littérature, l'utilisation de l'eye tracking pour l'analyse de la stratégie visuelle auprès de personnes en bonne santé est largement documentée [43] dans de nombreux

domaines scientifiques : neurosciences, psychologie, facteurs techniques et humains, technologies de l'information et marketing. Toutes ces recherches montrent que l'étude du regard permet d'aider au diagnostic de la tâche de traitement de l'information, lors de la lecture ou de la visualisation d'une scène par exemple, mais aussi de donner une information pertinente sur l'attention de l'utilisateur. Ainsi, l'analyse des mouvements oculaires peut également apporter des connaissances sur les aspects visuel, cognitif et attentionnel de la performance humaine. Dans les centres de rééducation, l'acquisition du regard est souvent utilisée comme méthode d'interaction avec une application informatique pour la communication avec les personnes handicapées [43]. Plus récemment, l'analyse des stratégies visuelles est également utilisée dans l'étude de l'autisme [162]. Cependant, peu de travaux ont été rapportés sur l'évaluation des stratégies visuelles chez les enfants atteints de troubles neuro-visuels. La réalité virtuelle couplée à l'analyse du regard est déjà utilisée dans le domaine de la conduite [250] pour évaluer les performances des utilisateurs ou la modification de stratégies visuelles en fonction des difficultés de la tâche visuelle.

4.3.2.4 Objectifs

Notre projet de recherche vise à aider les thérapeutes à adapter de manière optimale les exercices de rééducation en leur fournissant des indicateurs de performance précis, dérivés de l'analyse des données et du suivi du regard du patient. Cela leur permettra de définir objectivement une remédiation appropriée, afin d'aider à la prise de conscience et au processus actif d'exploration et d'analyse du patient.

4.3.2.5 Méthodologie

En ce qui concerne la simulation, nous utiliserons le simulateur de fauteuil roulant électrique ViEW (Virtual Electrical Wheelchair), développé au sein de notre laboratoire [185], comme base de cette étude. Nous étendrons cet outil pour proposer la nouvelle évaluation mentionnée ci-dessus. En raison de leur pathologie, les patients peuvent avoir des mouvements de tête involontaires qui briseront l'acquisition du regard dans le cas d'un système de suivi des yeux «sur table». Il est donc préférable de choisir un système de suivi des yeux portable basé sur des lunettes. Toutes les données de simulation sont enregistrées pour un traitement en temps réel ou hors ligne. Dans une première étape, les tests seront effectués avec des données de suivi de l'œil de patients atteints de paralysie cérébrale afin de permettre le développement de méthodes et d'algorithmes de traitement de données. Une fois cette phase terminée, les essais seront menés au sein de l'Institut régional de réadaptation (IRR) de Flavigny sur Moselle sur des personnes handicapées. Des tests en situation réelle sont également prévus pour valider les résultats obtenus en simulation. Cette étude sera validée par le comité d'éthique de l'IRR avant le début des tests. Pour cela, nous utiliserons des méthodes de traitement du signal ou d'apprentissage statistique (algorithmes de classification) afin de générer des indicateurs pertinents de performances visuelles mais également de classer les stratégies visuelles. Ainsi, il sera possible d'évaluer avec précision le bon fonctionnement d'une thérapie. Afin d'identifier les stratégies visuelles, l'analyse temporelle des signaux peut ne pas être suffisante. Comme décrit dans [256], les indicateurs de fréquence permettront d'évaluer le niveau de la structure dynamique en montrant les parties aléatoires et corrélées des données. Outre ces analyses dans le domaine fréquentiel, il existe des méthodes dans le domaine temporel pour explorer plus en profondeur les niveaux de structure dynamiques dans les systèmes complexes [223]. Ces nouveaux indicateurs doivent permettre de caractériser la stratégie visuelle et son évolution au cours d'une thérapie. L'indicateur de l'attention du patient est utilisé en plus de l'étude de la stratégie visuelle. Cet indicateur est basé sur l'estimation de sa charge mentale par une fusion des données d'activation, de pupillométrie, de fixation et de saccades. La fusion préconisée ici sera basée sur une approche floue, basée sur

une algèbre particulière [142, 26, 26] ou sur l'intégrale floue (intégrale de Choquet) [136, 2]. Enfin, en utilisant des outils tels que des machines à vecteurs de support ou une classification basée sur l'arithmétique floue [141], par exemple, nous pouvons classer et cartographier une stratégie visuelle de patients souffrant de troubles neurologiques.

4.3.2.6 Résultats attendus

Notre projet est innovant dans son objectif. Il vise à introduire la réalité virtuelle pour l'analyse du regard dans les protocoles cliniques. Il produira un outil fiable pour aider les thérapeutes à analyser la progression en cours de rééducation, à objectiver un trouble en situation écologique. Un deuxième aspect novateur du projet réside dans la méthodologie qui utilise conjointement une analyse de stratégie visuelle et une charge de travail mentale utilisant un système de suivi des yeux pour évaluer les progrès du patient au cours du protocole de réadaptation. L'outil fourni par ce projet permettra un traitement personnalisé de chaque patient, avec des exercices et un protocole approprié. Il doit également permettre de mieux comprendre la perception visuelle des patients grâce à des indicateurs définis et validés. Nous aurons également une meilleure fiabilité des résultats obtenus. L'analyse fine des indicateurs des stratégies du regard ou de la charge mentale permettra de détecter des particularités neuro-visuelles. Ce type d'outil peut être utilisé avec d'autres pathologies : troubles de l'apprentissage, troubles de l'attention, maladies génétiques rares, autres troubles de l'entrée sensorielle, etc.

Les équipes de recherche regroupées pour le projet sont complémentaires en termes de méthodologie scientifique et de maîtrise des outils utilisés. Le LAMIH possède des compétences liées à l'étude de la charge mentale ainsi qu'à la mise en œuvre de systèmes de suivi des yeux. Le LCOMS a des compétences liées à l'étude des critères de performance et à la mise en œuvre de la Réalité Virtuelle. L'IRR possède les compétences liées à la partie médicale et plus particulièrement à la rééducation pour paralysie cérébrale. Cette complémentarité devrait permettre de mener à bien ce projet.

4.3.3 Développement d'une interface Humain-Machine pour l'évaluation objective des signes moteurs de la maladie de Parkinson

Toujours dans le cadre de l'évaluation de la personne en situation de handicap, la maladie de Parkinson (MP) a retenu notre attention. Il s'agit d'un désordre chronique et progressif du système nerveux central impliquant la perte progressive de neurones dopaminergiques de la substance noire. Afin d'une part d'obtenir des traitements appropriés pour les personnes, et d'autre part d'effectuer des études épidémiologiques et pharmacologiques, un diagnostic correct est impératif. Cependant, en dépit de toutes les avancées en neuroimagerie et en génétique, le diagnostic de la MP est toujours principalement clinique [217] et l'échelle subjective la plus utilisée pour évaluer la MP est l'échelle d'évaluation unifiée de la MP (UPDRS) [85].

Notre démarche de recherche consiste à combler le manque d'outils pour l'évaluation objective de la progression de la maladie. Ils permettraient de donner une perspective plus claire sur l'état futur de la maladie et ses conséquences, d'optimiser les traitements et de diminuer les coûts.

L'idée est d'utiliser un joystick combiné à la réalité virtuelle (RV), en plus des capteurs inertiels et EMG disposés sur les membres étudiés, pour évaluer la sévérité de la MP. A l'aide de scénarii spécialement conçus pour cette tâche, on traitera les données acquises pendant la simulation pour évaluer certains critères révélateurs de l'évolution de la maladie, plus particulièrement les critères de l'échelle UPDRS liés aux mouvements de la main. Notre démarche doit permettre la caractérisation objective de la sévérité de la MP par des méthodes d'extraction de caractéristiques et de classification des données et aussi permettre la simplification du processus de collecte de données pour d'autres

étude de la MP.

Pour la réalisation de cet axe de recherche, je me suis rapproché de mes collègues brésiliens qui travaillent déjà dans l'étude la maladie de Parkinson. Nous avons répondu à l'appel à projet COFECUB-CAPES 2020, Domaine 9 - Sciences et technologies de l'information et de la communication, Section : Génie Informatique, Automatique et Traitement du signal, en soumettant la candidature au titre suivant : «Développement d'une interface Humain-Machine pour l'évaluation objective des signes moteurs de la maladie de Parkinson». Il a été évalué et retenu pour une durée de 4 ans sous la référence **MA957/20**. Dans ce projet est inscrite la réalisation de 2 thèses en co-tutelle. Il est porté conjointement par le professeur Adriano ANDRADE de l'UFU, coté Brésilien, et moi-même, coté français. Il est décrit en détails dans les paragraphes suivants.

4.3.3.1 Collaborations en relation avec le projet

- **M. ANDRADE Adriano**, M. ALVES Adriano, Professeur, M. NAVES Eduardo Lazaro Martins, Professeur, Núcleo de Tecnologias Assistivas da Universidade Federal de Uberlândia (NTA-UFU) Av. Joao Naves de Avila, 2121 Campus Santa Monica – Bloco 1A – Sala 1A220 Uberlândia - MG - 38408-100, 38408 UBERLANDIA, Universidade Federal de Uberlândia, Brésil.

4.3.3.2 Problématique et objectifs

La maladie de Parkinson (MP) est un désordre chronique et progressif du système nerveux central impliquant la perte progressive de neurones dopaminergiques de la substance noire. La MP a une étiologie encore inconnue, cependant on pense que des facteurs génétiques et environnementaux peuvent contribuer à son apparition. L'insuffisance de dopamine produit un effet grave sur le système extrapyramidal, ayant pour conséquences des déficits dans la coordination et les activités musculaires : force diminuée, problèmes dans le maintien de la posture, altérations de la démarche et de la coordination fine, raidissement de muscles, etc. [82, 258, 89, 97, 220].

Selon l'état de l'art de [217], qui a évalué l'exactitude de diagnostics cliniques de MP entre 1986 et 2014, un diagnostic correct est impératif afin d'une part d'obtenir des traitements appropriés pour les personnes, et d'autre part d'effectuer des études épidémiologiques et pharmacologiques. En dépit de toutes les avancées en neuroimagerie et en génétique, le diagnostic de la MP est toujours principalement clinique [217]. L'échelle subjective la plus utilisée pour évaluer la MP est l'échelle d'évaluation unifiée de la MP (UPDRS) [85]. Les manières objectives de mesurer les signes de la MP sont largement discutées et recherchées [260]. Les approches proposées utilisent généralement des capteurs inertiels tels que l'accéléromètre, le gyroscope, et le magnétomètre. Pour autant la MP n'a toujours pas une méthode objective normalisée pour son diagnostic, son suivi et son traitement.

Caractérisation objective de la maladie de Parkinson (MP) Le diagnostic de la MP est fait généralement à partir de l'évaluation clinique des physiothérapeutes et des neurologues en utilisant une échelle de sévérité (par exemple UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale [217])), qui dépend de l'expérience de l'expert et peut mener à un diagnostic inexact. Il y a un manque d'outils pour l'évaluation objective de la progression de la maladie, outils qui permettraient pourtant de donner une perspective plus claire sur l'état futur de la maladie et ses conséquences, d'optimiser les traitements et de diminuer les coûts. Plus précisément, à notre connaissance, aucune étude décrite dans la littérature n'utilise un joystick combiné à la réalité virtuelle (RV) pour évaluer la sévérité de la MP. En outre, aucune étude comparative n'a été réalisée sur les méthodes traitant des données multimodales et se concentrant sur la réduction de dimensionnalité et l'optimisation des résultats de la classification d'informations pour la caractérisation de la MP.

MP et réalité virtuelle Depuis une vingtaine d'années de nombreuses applications de la RV à la réadaptation ont été développées dans les laboratoires [244] : rééducation des membres supérieurs [151] ou des membres inférieurs [64], réhabilitation cognitive [83], etc. Nous utiliserons les compétences acquises lors du développement de ViEW pour les appliquer à ce nouveau projet. Le fait de travailler en RV par rapport au monde réel présente divers avantages :

- la tâche est parfaitement contrôlée et reproductible ce qui est important dans l'objectif d'une évaluation fiable de l'évolution de la maladie ;
- la tâche est ludique ce qui peut permettre de diminuer l'anxiété inhérente à une personne subissant des examens médicaux et le biais qu'elle implique sur les mesures ;
- la méthode est compatible avec une perspective de télémédecine. [210].

Un certain nombre de travaux en RV ont concerné les personnes atteintes de la MP : réhabilitation du comportement moteur [80], de la marche [168] ou de l'équilibre [153]. L'utilisation de jeux sérieux et de la RV comme outils de réadaptation pour des patients atteints de la MP ont montré également des résultats intéressants [60, 200]. Dans [132] des principes d'exercices ayant un fort impact sur l'évolution de la mobilité des patients atteints de la MP sont présentés. Certains d'entre eux sont réalisables en RV et permettent de réduire les symptômes de rigidité, bradykinésie et tremblement. L'évaluation de cette progression se fait selon l'échelle UPDRS avec des scores allant de 0 à 4 qui laisse place à une certaine subjectivité et imprécision. Il peut sembler intéressant de développer des critères numériques basés sur la mesure et le traitement des actions réalisées par le patient. Peu d'études en effet portent sur l'évaluation des signes cliniques moteurs de la MP. Dans [157] les auteurs utilisent un capteur de mouvements de la main Leap Motion pour évaluer et classer les tremblements. Dans [81] une Kinect de Microsoft est expérimentée en tant que capteur d'évaluation des mouvements selon les items de l'échelle UPDRS.

4.3.3.3 Objectif du projet

Dans ce projet on se propose de concevoir des scénarios en RV contrôlés par un joystick ainsi que des traitements de données associées pour l'évaluation de certains des critères révélateurs de l'évolution de la maladie, plus particulièrement les critères de l'échelle UPDRS liés aux mouvements de la main. Lors de la tâche de navigation on enregistrera d'une part les actions de la personne sur le joystick ainsi que toutes les caractéristiques des trajectoires réalisées, d'autre part des données provenant de capteurs inertiels et EMG. L'analyse statistique, temporelle et fréquentielle de ces données multimodales doit permettre de déduire de nouveaux critères numériques précis pour mesurer l'évolution de la maladie [181, 262], et de ses effets comme les tremblements, la réduction d'amplitude des mouvements ou le retard à l'initiation du mouvement. Ce système innovant fournira les contributions suivantes :

- caractérisation objective de la sévérité de la MP par des méthodes d'extraction de caractéristiques et de classification des données ;
- simplification du processus de collecte de données.

4.3.3.4 Méthodologie

Recueil des données et exercices Cette étude sera préalablement soumise au Comité d'Éthique de UFU. La collecte de données se produira au centre pour l'innovation et à l'évaluation technologique de la santé de l'UFU et à l'association sur la maladie de Parkinson d'Uberlândia. Tous les participants de l'étude (prévision de 40 sujets) devront être diagnostiqués avec la MP. Les critères d'exclusion sont la présence de déficit cognitif, une lésion des membres supérieurs, une altération musculo-squelettique et des limitations qui pourraient interférer sur l'exécution du protocole expérimental. Les critères d'inclusion sont la présence de tremblements et/ou de la bradykinésie dans la main, selon l'échelle UPDRS.

Pendant un scénario de RV on recueillera les données suivantes :

- données des capteurs inertiels ;
- signaux EMG ;
- mouvements du joystick.

Un ensemble de tâches sera prévu dans un scénario de RV de sorte qu'il soit possible de mesurer le tremblement et la bradykinésie. Une tâche possible est la navigation d'un humanoïde à l'aide du joystick. Durant cette tâche il sera inséré sous forme ludique des tests plus classiques, déjà médicalement validés, comme par exemple la frappe de touches sur un clavier en alternant les doigts pour évaluer la bradykinésie [17]. Un autre type de jeu sérieux peut être envisagé : une tâche de pointage à l'écran, toujours pilotée par un joystick.

Traitement et analyse du signal L'analyse de données visera à évaluer des corrélations entre les variables objectives et les scores donnés par l'échelle UPDRS. Pour le cas spécifique des capteurs inertiels (3 axes) on adoptera la composante résultante (étape 1) comme signal représentant l'activité mesurée. Dans l'étape 2, les signaux seront filtrés afin de limiter leur contenu spectral et l'influence des bruits de basses et hautes fréquences [11]. Les signaux des capteurs inertiels peuvent être perturbés par la gravité de la terre et l'activité volontaire de mouvement, perturbations qu'il sera également nécessaire de traiter (étape 3) [160]. Afin de comparer les performances des méthodes, trois types de séries temporelles (étape 4), estimées à partir des signaux recueillis, seront évalués :

- le signal filtré ;
- la fréquence instantanée du signal obtenue par transformée de Hilbert ;
- l'amplitude instantanée, également estimée par transformée de Hilbert[12].

Des régions d'activité contenant l'information désirée seront sélectionnées au moyen de l'application de fenêtres rectangulaires, identifiées et synchronisées par le début et la fin des tâches motrices effectuées (étape 5). Un certain nombre de caractéristiques des signaux (amplitude, fréquence, linéarité, similitude, variabilité, stationnarité, prévisibilité) seront estimées par une boîte à outils déjà développée et validée par l'équipe brésilienne (étape 6) [92]. Pour éliminer l'information redondante qui peut affecter la performance des classifieurs on doit ensuite réduire l'espace dimensionnel des caractéristiques (étape 7). Trois méthodes de réduction et de visualisation de l'information seront employées et comparées (étape 8) : l'ACP (Analyse en Composantes Principales) [58], la Sammon's map [149] et le t-Distributed Stochastic Neighbor Embedding (t-SNE) [159]. Plusieurs études ont suggéré que l'utilisation du t-SNE améliore la performance des classifieurs et maximise la séparation entre les données appartenant à des classes distinctes [159, 113, 59]. Un des objectifs de cette proposition est de vérifier cette caractéristique de l'outil dans le contexte de l'évaluation de la MP. Enfin, les résultats de la classification (degrés de sévérité de la MP) seront vérifiés par analyse de corrélation avec ceux obtenus à partir de l'échelle UPDRS (étape 9).

4.3.3.5 Résultats attendus

Les résultats attendus sont dans un premier temps le développement d'outils et de méthodes pour une meilleure compréhension et un meilleur suivi des personnes atteintes de troubles neuromoteurs et l'introduction d'une nouvelle modalité d'évaluation objective de la MP au travers de l'utilisation d'une nouvelle interface humain-machine basée sur la RV.

Un second apport sera l'acquisition de connaissances techniques pour la standardisation de l'acquisition de signaux multimodaux et l'établissement d'un réseau de recherche pour l'étude et le développement technologique dans le contexte des maladies neuromotrices.

4.3.4 Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC

Dans le cadre du précédent projet CMEP-Tassili, support de la thèse d'Hicham ZATLA, nous avons présenté le simulateur ViEW au Service de médecine physique et réadaptation du CHU de Tlemcen. Les médecins et thérapeutes réunis pour l'occasion nous ont fait part d'un besoin d'outil pour l'évaluation de la rééducation des patients Post-AVC.

En effet les personnes en situation de handicap après un AVC ont souvent une activité et une participation limitées à la société en raison de leur mobilité réduite. Dans le service du CHU les patients en rééducation réalisent des exercices de thérapie standard mais aussi des séances complémentaires avec un exosquelette. Les données collectées au cours des séances peuvent être alors analysées.

Le sujet de recherche consiste à évaluer de manière objective et chiffrée la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC utilisant un exosquelette lors de leur thérapie. Afin de maximiser l'efficacité des soins dispensés, une évaluation fréquente est nécessaire permettant au praticien d'évaluer de près l'état et l'évolution de la rééducation et les effets du traitement apporté.

Afin de mener à bien ce projet, un nouveau projet dans le cadre d'un partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili (CMEP-Tassili) a été déposé en 2018. Celui-ci a été retenu et le projet de recherche qui débute constituera le cœur du travail de thèse de **Y. Meziani** portant sur les «Métriques cinématiques basées sur un modèle pour l'évaluation objective de la rééducation des membres supérieurs de personnes post-AVC». Cette dernière a démarré en novembre 2018 et je co-encadre l'étudiant à 33% avec Pr. G. Bourhis et Pr. A. Hadj-Abdelkader. Il s'agit d'une thèse en cotutelle avec le Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT, Algérie) dans le cadre d'un partenariat Hubert Curien (PHC) Tassili (CMEP-Tassili 19MDU210) pour la coopération scientifique franco-algérienne avec l'Université de Tlemcen. Elle fait l'objet d'un financement par ce même organisme.

Le projet est décrit en détails dans les paragraphes suivants.

4.3.4.1 Collaborations en relation avec le projet

- **M. HADJ ABDELKADER Mohammed Amine**, Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT), Université de Tlemcen, BP230, 13000 Tlemcen. <http://lat.univ-tlemcen.dz>, Université de Tlemcen, 22, Rue Abi Ayed Abdelkrim, Fg Pasteur, BP119, 13000, Tlemcen, Algérie www.univ-tlemcen.dz ;
- **M. BENMANSOUR Mohammed**, Service de médecine physique et réadaptation du CHU de Tlemcen (MPR), Service de médecine physique et réadaptation Centre Hospitalo-Universitaire, Bd Mohammed V, Tlemcen Algérie, CHU de Tlemcen Centre Hospitalo-Universitaire Bd Mohammed V, <http://www.chu-tlemcen.dz/index.php?id=75>, Tlemcen.

4.3.4.2 Problématique et objectifs

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) sont des pathologies fréquentes, graves et handicapantes. D'après [143], en France, ils constituent la première cause de mortalité chez les femmes, avec 18 343 décès en 2013, la troisième chez les hommes, avec 13 003 décès. Depuis 2015, l'Algérie enregistre 60000 nouveaux cas d'AVC chaque année, 20000 d'entre-eux sont mortels, d'un taux de 26% sur l'ensemble des décès dans le pays (Huffington-Post Maghreb 2015, Liberté - Algérie 2013). Ces chiffres sont en constante augmentation. Le service de médecine physique et de réadaptation du CHU-Tlemcen enregistre entre 2000 à 5000 nouveaux cas chaque année (sur une population de 900000 habitants).

D'une manière générale les accidents vasculaires cérébraux sont une cause majeure de handicap moteur non traumatique acquis et de démence. Les personnes handicapées après un AVC ont souvent

une activité et une participation limitées à la société en raison de des handicaps.

Les résultats de la rééducation physique peuvent souvent être améliorés par une intervention précoce après une attaque cérébrale. Afin de maximiser l'efficacité des soins dispensés, une évaluation fréquente est nécessaire permettant au praticien d'évaluer de près l'état et l'évolution de la rééducation et les effets du traitement apporté. Les échelles ordinales utilisées par les thérapeutes sont lentes et fastidieuses, tant pour les patients que pour les évaluateurs [51].

Comme l'utilisation de dispositifs robotisés de rééducation devient plus fréquente, le recours à ces mêmes dispositifs pour effectuer les tâches d'évaluation constitue une alternative intéressante [125].

Pour la rééducation des membres supérieurs, l'exosquelette Armeo® Spring utilisé dans notre étude va nous permettre d'évaluer des mesures cinématiques grâce à ses capteurs intégrés. Ces mesures reflètent les performances du patient pendant les séances de jeux sérieux [155].

De nombreuses études ont été menées pour évaluer le bien-fondé et la pertinence de l'utilisation de ces mesures comme indicateurs du niveau de rééducation du patient [21, 261, 266]. Malgré ces études rassurantes qui affirment l'efficacité de ces mesures et leur corrélation avec les évaluations cliniques, un certain nombre de défis se posent encore à leur égard [156].

L'une des principales limites de ces évaluations est la faible évaluation clinimétrique des mesures. Pour les indicateurs proposés, cela constitue un véritable obstacle à leur utilisation standardisée par les praticiens [226].

Outre la capacité à identifier les caractéristiques de chaque mesure, la preuve d'une utilisation appropriée est un aspect très important qui peut être démontré grâce à ces études [61]. Un certain nombre de mesures cinématiques proposées dans la littérature ont montré, entre autres, une faible corrélation avec les échelles cliniques. Ces résultats dépendent également, dans de nombreux cas, de l'échelle concerné, du type d'appareil utilisé et de la tâche effectuée [226, 65].

4.3.4.3 Méthodologie

Nous tentons, par le biais de cette étude, de vérifier la validité des mesures cinématiques courantes dans notre contexte particulier afin d'évaluer, *in fine*, la rééducation au cours des séances.

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

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

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

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

Pour valider ces mesures, nous évaluons les propriétés clinimétriques suivantes, définies comme dans [226] :

- Validité clinique convergente : la relation entre la mesure et une échelle ou une mesure clinique et sa capacité à identifier différents niveaux de déficience. Cette mesure est évaluée par comparaison avec les scores obtenus avec la référence clinique : l'échelle Fugl-Meyer Assessment (FMA) [78], et plus spécifiquement la sous-échelle Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity (FMA-UE) qui ne s'intéresse qu'aux mesures de l'échelle FMA en relation avec le membre supérieur, comme définie dans la Figure 1a de [78]. Le FMA-UE est l'échelle d'évaluation clinique standard pour le membre supérieur et constitue donc notre vérité de base pour évaluer l'adéquation et la validité des mesures cinématiques.
- Réactivité : la capacité de la mesure cinématique à détecter des changements dans la déficience évaluée. Pour l'évaluer, nous entreprenons une étude de significativité statistique de la Paramétrisation de l'évolution des mesures cinématiques intra-patients.

Selon les études précédentes dans la littérature [226], nous cherchons à valider un ensemble d'hypothèses. Ainsi, nous supposons que pour chaque mesure :

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

Nous réaliserons une étude observatoire visant à vérifier les hypothèses et les remarques décrites dans la littérature concernant les mesures cinématiques. Nos mesures cinématiques seront évaluées à partir des données réelles de patients en rééducation recueillies auprès du service de réadaptation physique du centre hospitalier universitaire de Tlemcen, en Algérie.

4.3.4.4 Résultats attendus

Dans un premier temps nous visons à fournir une évaluation facilement accessible du niveau de déficience. Ceci semble primordial pour la réussite des traitements en rééducation. La capacité à évaluer la rééducation de manière fréquente dépend de la disponibilité des évaluateurs qualifiés et de la conduite d'une procédure longue et fatigante pour mener à bien les tâches d'évaluation avec les échelles cliniques classiques.

Puis nous proposons d'utiliser les évaluations cinématiques qui semblent être une alternative prometteuse, étant donné que la robotique de réadaptation est de plus en plus utilisée par les praticiens, pour fournir de nouveaux indicateurs plus fins de l'évolution de la rééducation.

4.3.5 Analyse du comportement de l'utilisateur dans le cadre du projet INNOV'CHAIR 4.0

Mon dernier axe de recherche concerne l'intégration des signaux physiologiques en plus des données issues des actions de l'utilisateur pour l'évaluation globale du système Homme-Machine dans sa tâche de conduite. Cette piste de recherche me paraît importante car l'évaluation de l'état de stress de la personne peut donner une indication de la charge mentale induite par son activité et peut ainsi expliquer en partie une baisse de performance dans son activité (cf. les travaux décrits dans la section 3.5). L'utilisateur est alors étudié de plusieurs manières : par ses actions (trajectoire effectuée, action sur le joystick et tous les paramètres qui peuvent être calculés par l'intermédiaire de ces données), par l'analyse de son regard mais aussi par l'analyse de ses données physiologiques. Toutes ces informations, correctement analysées, classifiées et fusionnées devraient permettre une

évaluation précise, objective et robuste des capacités de conduite de l'utilisateur et ainsi aider les thérapeutes dans leurs prises de décisions.

Dans ce cadre, ma dernière perspective concerne un transfert technologique de mes travaux de recherches concernant l'évaluation du stress vers une application industrielle permettant de repérer des situations ou des comportements de conduite de fauteuil problématiques. Il s'agit aussi de montrer que nos travaux en laboratoire peuvent être adaptés au contexte et aux contraintes industrielles et apporter des fonctionnalités et assistances intéressantes pour l'utilisateur final.

Ce partenariat avec la société LogoSilver¹ doit permettre d'apporter les meilleures solutions aux diverses problématiques que peuvent rencontrer les personnes à mobilité réduite (PMR). Il s'agit d'une partie d'un projet de plus grande envergure supporté par la région Grand-Est dans le cadre de l'aide aux projets collaboratifs de R&D et d'innovation. Ce projet, nommé INNOV'CHAIR 4.0 vise le développement et l'industrialisation d'une gamme de fauteuils roulants connectés. Le budget s'élève à un montant global 500 K€, et la part laboratoire est de 86.5 K€. Il est porté par l'entreprise LogoSilver pour une durée de 4 ans (2018-2021).

Le détail du projet est décrit dans les paragraphes suivants.

4.3.5.1 Contexte et enjeux

En France, la Silver Économie représente 15 Millions de séniors en 2015, et en représentera plus de 25 Millions en 2025, dont 1 Million de personnes en situation de mobilité réduite, pour lesquelles il est important de développer des solutions permettant d'accroître leur autonomie. Au niveau Européen, les séniors représentent 120 Millions en 2010 et représenteront 150 Millions en 2035 dont plus de 8 Millions de personnes en situation de mobilité réduite.

Dans ce projet, la société LogoSilver s'associe avec des Écoles d'ingénieurs et des Laboratoires de Recherche pour développer et adapter la technologie 4.0 aux produits LogoSilver. Il s'agit d'intégrer les objets connectés, les technologies et l'assistance à la conduite de l'automobile 4.0 aux fauteuils roulants électriques.

4.3.5.2 Objectifs des travaux

Pour les utilisateurs, il s'agit d'apporter plus d'autonomie, plus d'accessibilité et de sécurité, de les rendre davantage connectés, d'adapter le produit aux pathologies et à l'état physique et émotionnel du patient, et finalement de transformer un produit lié au handicap en un produit «hightech».

Notre enjeu, en tant que chercheur, est de transférer les résultats de travaux de recherches scientifiques vers des applications industrielles pour développer de nouvelles applications comme l'analyse patient, et finalement établir des partenariats avec un EMS (Electronics Manufacturing Services) de la Région Grand Est.

De manière plus précise, l'application dans laquelle je vais intervenir est l'analyse du comportement de l'utilisateur. Il s'agit d'une part d'évaluer le pilotage de la personne, essentiellement via l'analyse de ses actions sur l'interface de commande (un joystick en général), d'autre part de mesurer son état physiologique, par exemple à l'aide de capteurs d'activité cardiaque ou électrodermale. L'objectif est ici de repérer des situations ou des comportements problématiques : contrôle erratique du fauteuil, stress trop important, etc. Une alerte en ce sens aura pour effet de déclencher une alarme (SMS vers un superviseur par exemple) et/ou une proposition d'assistance (enclenchement d'un module d'assistance à la navigation).

Ceci permettra en corollaire de valider des concepts en environnement écologique, concepts actuellement expérimentés uniquement en situation de laboratoire ou en centre de réhabilitation en

1. (<http://www.logo-silver.fr/>)

scénarios imposés.

4.3.5.3 Fonctionnalités attendues

Un ordinateur de bord va être intégré au fauteuil afin d'intégrer diverses fonctionnalités de sécurité (eCall, limitation de Vitesse, aide au franchissement, alerte au renversement, etc.), de diagnostic fauteuil et d'assistance à l'utilisateur (radar de recul, anticollision, pilotage à distance, télé-pilotage, etc.).

Nous allons profiter de ce calculateur embarqué pour réaliser le diagnostic de l'utilisateur. Pour cela nous l'instrumenterons de manière non invasive (bracelet connecté, photopléthysmographie) afin d'acquérir les signaux physiologiques pertinents. Nous ferons aussi l'acquisition des données de ses actions de conduite. Grâce à notre expertise dans ce domaine nous serons en mesure de réaliser l'analyse du comportement du conducteur et la mesure de son stress. Nous serons aussi capables de donner des recommandations pour l'adaptation du fauteuil à sa pathologie et à son état.

4.3.5.4 Retombées du projet

Dans le cadre de ce projet, un étudiant en Post-Doctorat sera recruté sur une période de 1 an.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, j'ai décrit mes différentes perspectives de recherche. Chacune d'entre elles s'appuie sur un projet démarré ou soumis à cette fin. Elles restent dans la continuité de mes travaux actuels sur l'évaluation des performances de la personne mais avec des orientations nouvelles avec l'évaluation objective de la réadaptation à la conduite en FRE pour personnes Post-AVC, l'évaluation objective des signes moteurs de la maladie de Parkinson. Un autre axe important consistera à introduire la réalité virtuelle pour l'analyse du regard dans les protocoles cliniques. Ce projet intitulé «Eyetracking et réalité virtuelle pour la rééducation de la paralysie cérébrale» produira un outil fiable pour aider les thérapeutes à analyser la progression en cours de rééducation, à objectiver un trouble en situation écologique. Le dernier projet, quant à lui, consiste en un transfert technologique de l'expertise sur l'évaluation de l'état de la personne en situation écologique de conduite de FRE.

Conclusion Générale

Raj : «I don't like bugs, okay. They freak me out.»

Sheldon : «Interesting. You're afraid of insects and women. Ladybugs must render you catatonic.»

Jim Parsons - Sheldon Cooper, Ph.D., Kunal Nayyar - Rajesh Koothrappali, Ph.D.
 – **The Jiminy Conjecture, The Big Bang Theory, Season 3.**

C

 Γ Δ Θ Λ Ξ Π Σ
 Τ Φ Ψ Ω ρ
 σ τ υ φ χ ψ ω
 ϑ ς ζ θ β η

 E MÉMOIRE a présenté en trois chapitres, mes activités d'enseignement et de recherche à l'Université de Lorraine durant ces 19 dernières années. Le dernier chapitre décrit le choix de mes futures activités de recherche et les projets qui leur sont associés.

Ces 19 ans passés au sein de cette université ne peuvent se résumer qu'à ces seuls chapitres. En effet, 19 ans c'est assez long, car j'ai vu se succéder l'université de Metz, l'université Paul Verlaine-Metz et finalement l'Université de Lorraine. J'ai aussi participé à 3 formations du laboratoire (LASC, LASC étendu et LCOMS). Certains de mes étudiants, sont devenus enseignant-chercheurs à leur tour et beaucoup de collègues rencontrés à mes débuts sont partis en retraite.

Mais c'est aussi très court, 19 années. Les différentes réformes d'enseignement (LMD et contractualisation des offres de formation) ne nous laissent que très peu de répit et le temps manque toujours. Coté recherche, le temps passe encore plus vite grâce à un travail qui est tout sauf routinier : encadrement de doctorants/masters, montages des dossiers de demandes de financement de recherche, lecture, écriture et relecture de publications, réunions, organisation et participation à des colloques pour ne citer que les activités principales.

19 ans, c'est aussi l'âge où l'on est normalement capable et responsable. Il est donc temps pour moi de développer mes orientations de recherche, soumettre mes projets, initier des collaborations et finalement faire mes propres choix.

Ces 19 années sont aussi synonyme de nombreuses et belles rencontres, tant en enseignement qu'en recherche, qu'elles soient nationales ou internationales avec des gens passionnés par leur métier. Parmi elles, certaines se sont concrétisées par des collaborations de recherche.

Mais durant toutes ces années, j'ai aussi acquis la certitude que l'on est tous, plus ou moins, temporairement ou non, en situation de handicap¹ qu'il soit visible ou invisible. Ainsi nous avons tous besoin, à un moment de notre vie, des aides humaines et des aides techniques pour préserver notre autonomie et compenser notre situation de handicap. Il me paraît donc indispensable de continuer à travailler dans ce domaine.

1. «Le handicap est la limitation des possibilités d'interaction d'un individu avec son environnement»

Références

- [1] M. Hadj ABDELKADER : *Interfaces haptiques en tâches de contrôle pour personnes handicapés moteurs*. Thèse de doctorat, Paul Verlaine, Metz, France, September 2011.
- [2] Bouthaina ABICHOU, Alexandre VOISIN et Benoît IUNG : Choquet integral parameters inference for health indicators fusion within multi-levels industrial systems : application to components in series. *IFAC Proceedings Volumes*, 45(31):193–198, 2012.
- [3] Y. ADACHI, Y. KUNO, N. SHIMADA et Y. SHIRAI : Intelligent wheelchair using visual information on human faces. *In Proceedings of the 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot an Systems (IROS)*, pages 354–359, Victoria, BC, Canada, 13 1998. IEEE.
- [4] IA ADELOLA, SL COX et A RAHMAN : Adaptable virtual reality interface for powered wheelchair training of disabled children. *In Proc. 4th Int. Conf. Disability, Virtual Reality Assoc. Tech*, 2002.
- [5] IA ADELOLA, SL COX et A RAHMAN : Vems–training wheelchair drivers. *Assistive Technology*, 16:757–761, 2005.
- [6] Ifedayo A. ADELOLA, Sara L. COX et Abdur RAHMAN : Virtual environments for powered wheelchair learner drivers : Case studies. *Technology and Disability*, 21(3):97–106, janvier 2009.
- [7] Md Rezwanul AHSAN, Muhammad I IBRAHIMY, Othman O KHALIFA *et al.* : Emg signal classification for human computer interaction : a review. *European Journal of Scientific Research*, 33(3):480–501, 2009.
- [8] Cerebral Palsy ALLIANCE : Manual Ability Classification System (MACS) | Cerebral Palsy Alliance, mars 2017.
- [9] Abdulaziz ALSHAER, Simon HOERMANN et Holger REGENBRECHT : Influence of peripheral and stereoscopic vision on driving performance in a power wheelchair simulator system. *In Virtual Rehabilitation (ICVR), 2013 International Conference on*, pages 164–152. IEEE, 2013.
- [10] D ANASTASIJEVIC : Mayo clinic and vmocion introduce technology which creates the sensation of motion, transforming virtual reality. <https://newsnetwork.mayoclinic.org/discussion/mayo-clinic-and-vmocion-introduce-technology-which-creates-the-sensation-of-motion-transforming-virtual-reality/>.
- [11] Adriano O ANDRADE, Luiz Cláudio Vieira FERREIRA, Amanda G RABELO, Marcus Fraga VIEIRA, Alexwell Rodrigues CAMPOS, Bruno Ferreira GONÇALVES et Adriano A PEREIRA : Pelvic movement variability of healthy and unilateral hip joint involvement individuals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 32:10–19, 2017.
- [12] Adriano O ANDRADE, Peter KYBERD et Slawomir J NASUTO : The application of the hilbert spectrum to the analysis of electromyographic signals. *Information Sciences*, 178(9):2176–2193, 2008.

- [13] Davide ANGUITA, Alessandro GHIO, Luca ONETO, Xavier PARRA et Jorge L REYES-ORTIZ : Human activity recognition on smartphones using a multiclass hardware-friendly support vector machine. *In International Workshop on Ambient Assisted Living*, pages 216–223. Springer, 2012.
- [14] Geovany ARAUJO BROGES : *Cartographie de l'environnement et localisation robuste pour la navigation de robots mobiles*. Spécialité : Génie informatique, automatique et traitement du signal, Université de Montpellier II, LIRMM - Université de Montpellier II, 27 2002.
- [15] Philippe S ARCHAMBAULT, Jodie Ng Fuk CHONG, Gianluca SORRENTO, François ROUTHIER et Patrick BOISSY : Comparison of powered wheelchair driving performance in a real and in a simulated environment. *In Virtual Rehabilitation (ICVR), 2011 International Conference on*, pages 1–7. IEEE, 2011.
- [16] Philippe S. ARCHAMBAULT, Stéphanie TREMBLAY, Sarah CACHECHO, François ROUTHIER et Patrick BOISSY : Driving performance in a power wheelchair simulator. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 7(3):226–233, mai 2012.
- [17] Pablo ARIAS, Verónica ROBLES-GARCÍA, Gabriel SANMARTÍN, Julian FLORES et Javier CUDEIRO : Virtual reality as a tool for evaluation of repetitive rhythmic movements in the elderly and parkinson's disease patients. *PloS one*, 7(1):e30021, 2012.
- [18] K. ARRAS, N. TOMARIS, B. JENSEN et R. SIEGWART : Multisensor on-the-fly localization : Precision and reliability for applications. *Robotics and Autonomous Systems*, 34:131–143, 2001.
- [19] O. AYCARD, F. CHARPILLET, D. FOHR et J-F MARI : Place Learning and Recognition using Hidden Markov Models. *In Proceedings of the IEEE / IROS*, pages 1741–1746, 1997.
- [20] B. BOLMONT : Role and influence of moods including anxiety on motor control. *In A. CLARK, éditeur : Psychology of Moods*. Nova Science Publishers, 2005.
- [21] Sivakumar BALASUBRAMANIAN, Roberto COLOMBO, Irma STERPI, Vittorio SANGUINETI et Etienne BURDET : Robotic assessment of upper limb motor function after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11):S255–S269, 2012.
- [22] A.C. BALCELLS et J.A. GONZALEZ : TetraNauta : A Wheelchair Controller for User with Very Severe Mobility Restrictions. *In Proceedings of the CSUN (California State University, Northridge) - Technology and Persons with Disabilities Conference*, Los Angeles, US, March 1998.
- [23] D. P BARNES et M. S COUNSELL : Haptic communication for remote mobile manipulator robot operations. *In American Nuclear Society, Proc. 8th Topical Meeting on Robotics & Remote Systems*, Pittsburgh, PA, USA, avril 1999.
- [24] P. BEATTIE : SENARIO : SENsOr Aided intelligent wheelchaiR navigatiOn. *In IEE Colloquium on New Developpements in Electric Vehicules for Disabled Persons*, pages 2/1–2/4, London, UK, 17 1995.
- [25] D.A. BELL, J. BORENSTEIN, S.P. LEVINE, Y. KOREN et L. JAROS : An assistive navigation system for wheelchair based upon mobile robot obstacle avoidance. *IEEE Robotics and Automation*, May 1994. San Diego.
- [26] Denis BERDJAG, Frédéric VANDERHAEGEN, Alexey SHUMSKY et Alexey ZHIRABOK : Abnormal operation diagnosis in human—machine systems. *In 2015 10th Asian Control Conference (ASCC)*, pages 1–6. IEEE, 2015.
- [27] A. BERTHOZ : Parietal and hippocampla contribution to topokinetic and topographic memory. *Phi. Trans. R. Soc.*, 352:1437–1448, 1997. LondonB.

- [28] M. J. BLACK et A. D. JEPSON : A probabilistic framework for matching temporal trajectories : Condensation-based recognition of gesture and expressions. In H. BURKHARDT et B. NEUMANN, éditeurs : *Europran Conf. on Computer Vision, ECCV-98*, pages 909–924, Freiburg, Germany, 1998. Springer-Verlag.
- [29] Benoît BOLMONT, Francine THULLIER et Jacques H ABRAINI : Relationships between mood states and performances in reaction time, psychomotor ability, and mental efficiency during a 31-day gradual decompression in a hypobaric chamber from sea level to 8848 m equivalent altitude. *Physiology & behavior*, 71(5):469–476, 2000.
- [30] J. BORENSTEIN et Y. KOREN : The vector field histogram-fast obstacle avoidance for mobile robots. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 7(3):278–288, 1991.
- [31] G.A. BORGES et M.-J. ALDON : Optimal mobile robot pose estimation using geometrical maps. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 18(1):87–94, February 2002.
- [32] V. BORGOLTE, H. HOYER, C. BUHLER, C. HECK et R. HOELPER : Architectural concept of semi-autonomous wheelchair. *Journal of Intelligent and Robotics System*, (22):233–253, 1998.
- [33] G. BOURHIS, O. HORN, O. HABERT et A. PRUSKI : An autonomous vehicle for people with motor disabilities. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 8(1):20–28, mars 2001.
- [34] Guy BOURHIS, Odile HORN, Olivier HABERT et Alain PRUSKI : The VAHM project : autonomous vehicle for people with motor disabilities. *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on 'Research on Autonomous Robotics Wheelchair in Europe'*, 7(1), March 2001.
- [35] Guy BOURHIS et Pierre PINO : Mobile robotic and mobility assistance for people with motor impairments : rational justification of the VAHM project. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(1):7–12, 1996.
- [36] E. S. BOY, C. L. TEO et E. BURDET : Collaborative wheelchair assistant. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2002.*, volume 2, pages 1511–1516, 2002.
- [37] Rodrigo A. M. BRAGA, Marcelo PETRY, Antonio Paulo MOREIRA et Luis Paulo REIS : INTELLIWHEELS - A Development Platform for Intelligent Wheelchairs for Disabled People. pages 115–121, mai 2008.
- [38] D. M BRIENZA et J. ANGELO : A force feedback joystick and control algorithm for wheelchair obstacle avoidance. *Disability & Rehabilitation*, 18(3):123–129, 1996.
- [39] Jurgen BROEREN, Martin RYDMARK et Katharina Stibrant SUNNERHAGEN : Virtual reality and haptics as a training device for movement rehabilitation after stroke : A single-case study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(8):1247–1250, août 2004.
- [40] Jurgen BROEREN, Katharina S. SUNNERHAGEN et Martin RYDMARK : Haptic virtual rehabilitation in stroke : transferring research into clinical practice. *Physical Therapy Reviews*, 14(5):322–335, 2009.
- [41] R.A. BROOKS : *How to build complete creatures rather than isolated cognitive simulators*, pages 225–239. Architectures for Intelligence. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, New Jersey, 1991.
- [42] Majdi BSOUL, Hlaing MINN et Lakshman TAMIL : Apnea medassist : real-time sleep apnea monitor using single-lead ecg. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(3):416–427, 2011.
- [43] Andreas BULLING, Jamie A WARD, Hans GELLERSEN et Gerhard TRÖSTER : Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 33(4):741–753, avril 2011.

- [44] T. CARLSON et Y. DEMIRIS : Collaborative Control for a Robotic Wheelchair : Evaluation of Performance, Attention, and Workload. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, 42(3):876–888, juin 2012.
- [45] Tarani CHANDOLA, Eric BRUNNER et Michael MARMOT : Chronic stress at work and the metabolic syndrome : prospective study. *Bmj*, 332(7540):521–525, 2006.
- [46] Chih-Chung CHANG et Chih-Jen LIN : Libsvm : a library for support vector machines. *ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology (TIST)*, 2(3):27, 2011.
- [47] Xi CHEN et S.K. AGRAWAL : Assisting versus repelling force-feedback for human learning of a line following task. In *2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 344–349, juin 2012.
- [48] D. W. CHO : Certainty grid representation for robot navigation by a Bayesian method. *Robotica*, 8:159–165, 1990.
- [49] K. S. CHONG et L. KLEEMAN : Sensor based map building for a mobile robot. In *Proceeding of the 1997 IEEE Interenational Conference on Robotics and Automation*, pages 1700–1705, Albuquerque, New Mexico, April 1997.
- [50] Sheldon COHEN, Tom KAMARCK et Robin MERMELSTEIN : A global measure of perceived stress. *Journal of health and social behavior*, pages 385–396, 1983.
- [51] Heather COLQUHOUN, Lori LETTS, Mary LAW, Joy MACDERMID et Mary EDWARDS : Feasibility of the canadian occupational performance measure for routine use. *British Journal of Occupational Therapy*, 73(2):48–54, 2010.
- [52] J. CONNELL et P. VIOLA : Cooperative control of a semi-autonomous mobile robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1118 – 1121, 13-18 May 1990.
- [53] Stephen A COOMBES, Torrie HIGGINS, Kelly M GAMBLE, James H CAURAUGH et Christopher M JANELLE : Attentional control theory : Anxiety, emotion, and motor planning. *Journal of Anxiety Disorders*, 23(8):1072–1079, 2009.
- [54] Corinna CORTES et Vladimir VAPNIK : Support-vector networks. *Machine learning*, 20(3):273–297, 1995.
- [55] J.J. COX : Blanche - an experiment in guidance and navigation of an autonomous robot vehicle. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 7:193–204, 1991.
- [56] Caitlin Mullan CRAIN, Kristy KROEKER et Benjamin S HALPERN : Interactive and cumulative effects of multiple human stressors in marine systems. *Ecology letters*, 11(12):1304–1315, 2008.
- [57] J. L. CROWLEY : World modeling and position estimation for a mobile robot using ultrasonic ranging. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 674–680, 1989.
- [58] Andreas DAFFERTSHOFER, Claudine JC LAMOTH, Onno G MELJER et Peter J BEEK : Pca in studying coordination and variability : a tutorial. *Clinical biomechanics*, 19(4):415–428, 2004.
- [59] Houde DAI, Pengyue ZHANG et Tim LUETH : Quantitative assessment of parkinsonian tremor based on an inertial measurement unit. *Sensors*, 15(10):25055–25071, 2015.
- [60] Matheus Silva D’ALENCAR, Jean RIBEIRO, Rafael CRUZ, Kátia SÁ, Elen PINTO et Abrahão Fontes BAPTISTA : Exercises with and without virtual reality on pain in patients with parkinson disease : A randomized, controlled, single-blind trial. *Brazilian Journal of Medicine and Human Health*, 5(4):144–152, 2017.

- [61] Henrica CW DE VET, Caroline B TERWEE et Lex M BOUTER : Current challenges in clinimetrics. *Journal of clinical epidemiology*, 56(12):1137–1141, 2003.
- [62] F. DELLAERT, W. BURGAR, D. FOX et S. THRUN : Using the Condensation algorithm for robust, vision-based mobile robot localization. In *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '99)*, 1999.
- [63] S. DIR, O. HABERT et A. PRUSKI : Using Virtual Reality to Dynamically Setting an Electrical Wheelchair. *AIP Conference Proceedings*, 1019(1):156–161, 2008.
- [64] Luara Ferreira dos SANTOS, Oliver CHRIST, Kedar MATE, Henning SCHMIDT, Jörg KRÜGER et Christian DOHLE : Movement visualisation in virtual reality rehabilitation of the lower limb : a systematic review. *Biomedical engineering online*, 15(3):144, 2016.
- [65] Omer EINAV, Diklah GEVA, Doron YOELI, Marina KERZHNER et Karl-Heinz MAURITZ : Development and validation of the first robotic scale for the clinical assessment of upper extremity motor impairments in stroke patients. *Topics in stroke rehabilitation*, 18(sup1):587–598, 2011.
- [66] I. ELHAJJ, N. XI, W. K FUNG, Y. H LIU, W. J LI, T. KAGA et T. FUKUDA : Haptic information in internet-based teleoperation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 6(3):295–304, 2002.
- [67] Ann-Christin ELIASSON, Lena KRUMLINDE-SUNDHOLM, Birgit RÖSBLAD, Eva BECKUNG, Marianne ARNER, Ann-Marie ÖHRVALL et Peter ROSENBAUM : The manual ability classification system (macs) for children with cerebral palsy : scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental medicine and child neurology*, 48(7):549–554, 2006.
- [68] B. ENNUYER : Définir le handicap : une question sociale et politique? *Ethics, Medicine and Public Health*, 1(3):306–311, juillet 2015.
- [69] Catelijne Victorien ERREN-WOLTERS, Henk van DIJK, Alexander C de KORT, Maarten J IJZERMAN et Michiel J JANNINK : Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review. *International Journal of Rehabilitation Research*, 30(2):91–96, juin 2007.
- [70] Chinemelu EZEH, Pete TRAUTMAN, Louise DEVIGNE, Valentin BUREAU, Marie BABEL et Tom CARLSON : Probabilistic vs linear blending approaches to shared control for wheelchair driving. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 835–840. IEEE, 2017.
- [71] Anas FATTOUH, Mhamed SAHNOUN et Guy BOURHIS : Force feedback joystick control of a powered wheelchair : Preliminary study. In *2004 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (IEEE Cat. No. 04CH37583)*, volume 3, pages 2640–2645. IEEE, 2004.
- [72] L. FEHR, W.E. LANGBEIN et S.B. SKAAR : Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : a clinical survey. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(3):353–360, 2000.
- [73] David FILLIAT et Jean-Arcady MEYER : Map-based navigation in mobile robots : : I. a review of localization strategies. *Cognitive Systems Research*, 4(4):243–282, December 2003.
- [74] FLETCHER RR, DOBSON K, GOODWIN MS, EYDGAHI H, WILDER-SMITH O, FERNHOLZ D, KUBOYAMA Y, HEDMAN EB, POH MZ et PICARD RW : icalm : Wearable sensor and network architecture for wirelessly communicating and logging autonomic activity. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, 2:215–238, March 2010.
- [75] European Foundation for the Improvement of LIVING : *Fourth European working conditions survey*, volume 11. European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, 2007.

- [76] D. FOX, W. BURGARD et S. THRUN : Markov Localization for Mobile Robots in Dynamic Environments. *Journal of Artificial Intelligence Research*, 11:391–427, November 1999.
- [77] U. FRESE, P. LARSSON et T. DUCKETT : A Multigrid Algorithm for Simultaneous Localization and Mapping. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(2):1–12, 2005.
- [78] Axel R FUGL-MEYER, L JÄÄSKÖ, Ingegerd LEYMAN, Sigyn OLSSON et Solveig STEGLIND : The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 7(1):13, 1975.
- [79] F. GABRIELLI, J. SCHIRO, P. PUDLO, S. BOUILLAND, A. THÉVENON, M. DJEMAÏ et F. BARBIER : Indicateur pour différencier les conducteurs automobiles durant des manœuvres à basse vitesse. In *Handicap 2012, Paris*, pages 98–103, 2012.
- [80] Rosemary GALLAGHER, William G WERNER, Harish DAMODARAN et Judith E DEUTSCH : Influence of cueing, feedback and directed attention on cycling in a virtual environment : Preliminary findings in healthy adults and persons with parkinson’s disease. In *2015 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, pages 11–17. IEEE, 2015.
- [81] Brook GALNA, Gillian BARRY, Dan JACKSON, Dadirayi MHIRIPIRI, Patrick OLIVIER et Lynn ROCHESTER : Accuracy of the microsoft kinect sensor for measuring movement in people with parkinson’s disease. *Gait & posture*, 39(4):1062–1068, 2014.
- [82] Adriana GALVAN, Annaelle DEVERGNAS et Thomas WICHMANN : Alterations in neuronal activity in basal ganglia-thalamocortical circuits in the parkinsonian state. *Frontiers in neuroanatomy*, 9:5, 2015.
- [83] Pedro GAMITO, Jorge OLIVEIRA, Carla COELHO, Diogo MORAIS, Paulo LOPES, José PACHECO, Rodrigo BRITO, Fabio SOARES, Nuno SANTOS et Ana Filipa BARATA : Cognitive training on stroke patients via virtual reality-based serious games. *Disability and rehabilitation*, 39(4):385–388, 2017.
- [84] Amit GEFEN : Introduction to biomedical engineering second edition. edited by : Enderle j, blanchard s, bronzino. *BioMedical Engineering OnLine*, 4(1):44, Jul 2005.
- [85] Christopher G GOETZ, Barbara C TILLEY, Stephanie R SHAFTMAN, Glenn T STEBBINS, Stanley FAHN, Pablo MARTINEZ-MARTIN, Werner POEWE, Cristina SAMPAIO, Matthew B STERN, Richard DODEL *et al.* : Movement disorder society-sponsored revision of the unified parkinson’s disease rating scale (mds-updrs) : scale presentation and clinimetric testing results. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, 23(15):2129–2170, 2008.
- [86] T. GOMI et A. GRIFFITH : *Developping intelligent wheelchairs for the handicaped*, volume 1458. Springer Verlag, 1998.
- [87] F. GONCALVES, A. GACEM, O. RABREAU, E. MONACELLI, A. SCHMID et B. MALAFOSSE : AccesSim : outil d’évaluation d’accessibilité. Application pour le développement de FRE. In *Handicap 2012 conference*, juin 2012.
- [88] N. J. GORDON, D. J. SALMOND et A. F. M. SMITH : Novel approach to nonlinear/non-gaussian bayesian state estimation. In *IEEE Proceedings*, pages F. 140(2) :107–113, 1993.
- [89] Fátima GOULART et Luciana Xavier PEREIRA : Uso de escalas para avaliação da doença de parkinson em fisioterapia. *Fisioterapia e pesquisa*, 11(1):49–56, 2005.
- [90] R. GRASSE, Y. MORÈRE et A. PRUSKI : Aided navigation for disabled people : Route recognition with augmented hmms. In *8th Conf. for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 2005*, Lille, September 2005.

- [91] P. G GRIFFITHS et R. B GILLESPIE : Shared control between humans and automation using haptic interface : Primary and secondary task performance benefits. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 47(3):574, 2005.
- [92] Sascha GRUSS, Roi TREISTER, Philipp WERNER, Harald C TRAUER, Stephen CRAWCOUR, Adriano ANDRADE et Steffen WALTER : Pain intensity recognition rates via biopotential feature patterns with support vector machines. *PLoS one*, 10(10):e0140330, 2015.
- [93] GUILLERMO DEL CASTILLO DEL RIEGO : *Autonomous, vision-based, pivoting wheelchair with obstacle detection capability*. Thèse de doctorat, University of Notre Dame, March 2004.
- [94] O. HABERT et A. PRUSKI : Raisonnement à partir de cas pour le contrôle d'un fauteuil électrique. *JESA*, 34(6-7), Septembre 2000.
- [95] Mohammed-Amine HADJ-ABDELKADER, Guy BOURHIS et Brahim CHERKI : Haptic feedback control of a smart wheelchair. *Applied Bionics and Biomechanics*, 9(2):181-192, janvier 2012.
- [96] JP HAINAUT et B BOLMONT : Effects of mood states and anxiety as induced by the video-recorded stroop color-word interference test in simple response time tasks on reaction time and movement time. *Perceptual and motor skills*, 101(3):721-729, 2005.
- [97] Mark HALLETT : Overview of human tremor physiology. *Movement disorders*, 13(S3):43-48, 1998.
- [98] J. E. HANDSCHIN : Monte carlo techniques for prediction and filtering of non-linear stochastic processes. *In Automatica*, pages 6 :555-563, 1970.
- [99] A HARRISON, G DERWENT, A ENTICKNAP, FD ROSE et EA ATTREE : The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users. *Disability and rehabilitation*, 24(11-12):599-606, 2002.
- [100] C HARRISON, PM DALL, PM GRANT, MH GRANAT, TW MAVER et BA CONWAY : Development of a wheelchair virtual reality platform for use in evaluating wheelchair access. *In 3rd International Conference on Disability, VR and Associated Technologies, Sardinia, Edited by P. Sharkey*, 2000.
- [101] A HASDAI, A S JESSEL et P L WEISS : Use of a computer simulator for training children with disabilities in the operation of a powered wheelchair. *The American Journal of Occupational Therapy. : Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 52(3):215-220, mars 1998.
- [102] Jennifer A HEALEY et Rosalind W PICARD : Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, 6(2):156-166, 2005.
- [103] Marc HERRLICH, Ronald MEYER, Rainer MALAKA et Helmut HECK : Development of a virtual electric wheelchair-simulation and assessment of physical fidelity using the unreal engine 3. *In International Conference on Entertainment Computing*, pages 286-293. Springer, 2010.
- [104] Marc HERRLICH, Ronald MEYER, Rainer MALAKA, Helmut HECK, Hyun YANG, Rainer MALAKA, Junichi HOSHINO et Jung HAN : Development of a Virtual Electric Wheelchair - Simulation and Assessment of Physical Fidelity Using the Unreal Engine 3. *In Entertainment Computing - ICEC 2010*, volume 6243, pages 286-293. Springer Berlin / Heidelberg, 2010.
- [105] Maureen K. HOLDEN : Virtual Environments for Motor Rehabilitation : Review. *CyberPsychology & Behavior*, 8(3):187-211, juin 2005.
- [106] J.P. HONG, O. S KWON, E. H LEE, B. S KIM et S. H HONG : Shared-control and force-reflection joystick algorithm for the door passing of mobile robot or powered wheelchair. *In Proceedings of the IEEE Region 10 Conference TENCN 99.*, volume 2, pages 1577-1580, 2002.

- [107] F. HUANG, R. B GILLESPIE et A. KUO : Haptic feedback and human performance in a dynamic task. *In Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002.*, pages 24–31, 2002.
- [108] INHYUK MOON, MYUNGJOON LEE, JUNUK CHU et MUSEONG MUN : Wearable emg-based hci for electric-powered wheelchair users with motor disabilities. *In Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2649–2654, April 2005.
- [109] D.P. INMAN, Peaks J, Loge K et Chen V : Teaching Orthopedically Impaired Children To Drive Motorized Wheelchairs In virtual Reality. *In Center on Disabilities*, 1994.
- [110] M. ISARD et A. BLAKE : Condensation-conditional density propagation for visual tracking. *In International Journal of Computer Vision*, pages 29(1) :5–28, 1998.
- [111] Michael ISARD et Andrew BLAKE : Contour tracking by stochastic propagation of conditional density. *In Eur. Conf. on Computer Vision ECCV (1)*, pages 343–356, 1996.
- [112] Takuma ITO, Motoki SHINO, Takenobu INOUE et Minoru KAMATA : Development of a Powered Wheelchair Driving Simulator for Research and Development Use. *Journal of Mechanical Systems for Transportation and Logistics*, 2(2):90–101, 2009.
- [113] Andrew R JAMIESON, Maryellen L GIGER, Karen DRUKKER, Hui LI, Yading YUAN et Neha BHOOSHAN : Exploring nonlinear feature space dimension reduction and data representation in breast cax with laplacian eigenmaps and-sne. *Medical physics*, 37(1):339–351, 2010.
- [114] Michiel J.A. JANNINK, C. Victorien ERREN-WOLTERS, Alexander C. de KORT et Herman van der KOOLJ : An Electric Scooter Simulation Program for Training the Driving Skills of Stroke Patients with Mobility Problems : A Pilot Study. *CyberPsychology & Behavior*, 11(6):751–754, décembre 2008.
- [115] G. JANSSON : Basic issues concerning visually impaired people’s use of haptic displays. *In The 3rd International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies- Proceedings*, pages 23–25, Alghero, Italy, 2000.
- [116] P. JENSFELT, Olle WIJK, D.J. AUSTIN et M. ANDERSSON : Experiments on augmenting Condensation for mobile robot localization. *In Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2518–2524, San Francisco, CA, April 2000.
- [117] Nigel W JOHN, Serban R POP, Thomas W DAY, Panagiotis D RITSOS et Christopher J HEADLEAND : The implementation and validation of a virtual environment for training powered wheelchair manoeuvres. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 2017.
- [118] J.P. HAINAUT et B. BOLMONT : Moderate state-anxiety differently modulates visual and auditory response times in normal- and very low trait-anxiety subjects. *Neuroscience Letters*, 395:129–161, 2006.
- [119] J.P. HAINAUT, J.-P., MONFORT et B. BOLMONT : Trait-anxiety dependence of movement time performance in a bimodal choice task in subjects exposed to moderate anxiogenic conditions. *Neuroscience Letters*, 409:196–205, 2006.
- [120] Sang-Joong JUNG et Wan-Young CHUNG : Wide and high accessible mobile healthcare system in ip-based wireless sensor networks. *In SENSORS, 2013 IEEE*, pages 1–4. IEEE, 2013.
- [121] R.E. KALMAN : A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Transactions of the ASME - Journal of the Basic Engineering*, 82 (Series D):35–45, March 1960.
- [122] Deepan C. KAMARAJ, Brad E. DICIANNO, Harshal P. MAHAJAN, Alhaji M. BUHARI et Rory A. COOPER : Interrater Reliability of the Power Mobility Road Test in the Virtual Reality-Based Simulator-2. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(7):1078–1084, 2016.

- [123] Deepan C. KAMARAJ, Brad E. DICIANNO, Harshal P. MAHAJAN, Alhaji M. BUHARI et Rory A. COOPER : Stability and Workload of the Virtual Reality–Based Simulator-2. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(7):1085–1092.e1, 2016.
- [124] Deepan C. KAMARAJ, Brad E. DICIANNO, Michael SCHMID, Timothy BOYANOSKI et Rory A. COOPER : Quantifying power wheelchair driving ability. *In Conference Proceedings, RESNA*, page 1, 2014.
- [125] Christoph M KANZLER, Mike D RINDERKNECHT, Anne SCHWARZ, Ilse LAMERS, Cynthia GAGNON, Jeremia HELD, Peter FEYS, Andreas R LUFT, Roger GASSERT et Olivier LAMBERCY : A data-driven framework for the selection and validation of digital health metrics : use-case in neurological sensorimotor impairments. *bioRxiv*, page 544601, 2019.
- [126] M. KASS, A. WITKINS et D. TERZOPOULOS : Snakes : Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4):321–331, january 1988.
- [127] Natallia KATENKA, Elizaveta LEVINA et George MICHAILIDIS : Local vote decision fusion for target detection in wireless sensor networks. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 56(1):329–338, 2008.
- [128] S. KATSURA et K. OHNISHI : Human cooperative wheelchair for haptic interaction based on dual compliance control. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 51(1):221–228, 2004.
- [129] S. KATSURA et K. OHNISHI : Advanced motion control for wheelchair in unknown environment. *In IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, SMC'06.*, volume 6, pages 4926–4931, 2006.
- [130] O. KHATIB : Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. *The International Journal of Robotics Research*, 5(1):90, 1986.
- [131] Jonghwa KIM et Elisabeth ANDRÉ : Emotion recognition based on physiological changes in music listening. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 30(12):2067–2083, 2008.
- [132] Laurie A KING et Fay B HORAK : Delaying mobility disability in people with parkinson disease using a sensorimotor agility exercise program. *Physical Therapy*, 89(4):384–393, 2009.
- [133] R Lee KIRBY, Janneke SWUSTE, Debbie J DUPUIS, Donald A MACLEOD et Randi MONROE : The wheelchair skills test : a pilot study of a new outcome measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1):10–18, 2002.
- [134] G. KITAGAWA : Monte carlo filter and smoother for non-gaussian non-linear state space models. *In Journal of Computational and Graphical Statistics*, pages 5(1) :1–25, 1996.
- [135] DL KLEINMAN, S BARON et WH LEVISON : An optimal control model of human response part i : Theory and validation. *Automatica*, 6(3):357–369, 1970.
- [136] Ivan KOJADINOVIC : Unsupervised aggregation of commensurate correlated attributes by means of the choquet integral and entropy functionals. *International Journal of Intelligent Systems*, 23(2):128–154, 2008.
- [137] Nikos KOZEIS, Antonia ANOGEIANAKI, Daniela Tosheva MITOVA, George ANOGEIANAKIS, To-sho MITOV et Anelia KLISAROVA : Visual function and visual perception in cerebral palsied children. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 27(1):44–53, 2007.
- [138] M. KREUTNER et O. HORN : Co-operation between ultrasound and monocular vision for the localization of a mobile robot. *In Proceedings of the Computing Engineering in Systems Applications*, Ecole Centrale, Université de Lille, France, July 2003.

- [139] Louisa LAM et SY SUEN : Application of majority voting to pattern recognition : an analysis of its behavior and performance. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A : Systems and Humans*, 27(5):553–568, 1997.
- [140] T. M LAM, H. W BOSCHLOO, M. MULDER et M. M VAN PAASSEN : Artificial force field for haptic feedback in UAV teleoperation. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A : Systems and Humans*, 39(6):1316–1330, 2009.
- [141] Hakim LAMARA, Laurent VERMEIREN et Dominique ROGER : ϕ -calculus : A new fuzzy arithmetic. In *2006 IEEE Conference on Emerging Technologies and Factory Automation*, pages 1087–1094. IEEE, 2006.
- [142] Hakim LAMARA, Laurent VERMEIREN et Dominique ROGER : Aggregation and fuzzification by weighted fuzzy fusion operator. In *2007 IEEE International Fuzzy Systems Conference*, pages 1–6. IEEE, 2007.
- [143] C LECOFFRE, C DE PERETTI, A GABET, O GRIMAUD, F WOIMANT, M GIROUD *et al.* : L'accident vasculaire cérébral en france : patients hospitalisés pour AVC en 2014 et évolutions 2008-2014. *Bull Epidémiol Hebd*, 5:84–94, 2017.
- [144] S. LEE, G. S SUKHATME, G. J KIM et C. M PARK : Haptic control of a mobile robot : A user study. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.*, volume 3, pages 2867–2874, 2002.
- [145] Sangyoon LEE, Gaurav SUKHATME, Gerard Jounghyun KIM et Chan-Mo PARK : Haptic teleoperation of a mobile robot : a user study. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 14(3):345–365, 2005.
- [146] A. T. LEFKOWICZ et W. W. WIERWILLE : Validation of a PC-based perspective view wheelchair simulator. In *RESNA Proceedings*, pages 415–417, 1992.
- [147] J.J. LEONARD et F.D. DURRANT-WHYTE : Mobile robot localization by tracking geometric beacons. *IEEE Transation on Robotics and Automation*, 7(3):376–382, June 1991.
- [148] John J. LEONARD et Juan Domingo TARDÒS : Mobile navigation and mapping. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation : Workshop on mobile robot navigation and mapping*, April 2000.
- [149] Boaz LERNER, Hugo GUTERMAN, Mayer ALADJEM, Yitzhak ROMEM *et al.* : On pattern classification with sammon's nonlinear mapping an experimental study. *Pattern Recognition*, 31(4):371–381, 1998.
- [150] V. LEVESQUE : Blindness, technology and haptics. *Center for Intelligent Machines*, 2005.
- [151] Mindy F LEVIN, Patrice L WEISS et Emily A KESHNER : Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation : incorporation of motor control and motor learning principles. *Physical therapy*, 95(3):415–425, 2015.
- [152] S.P. LEVINE, D.A. BELL, A. JAROS, R.C. SIMPSONS, Y. KOREN et J. BORENSTEIN : The nav-chair assistive wheelchair navigation system. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(4), December 1999.
- [153] Ying-Yi LIAO, Yea-Ru YANG, Shih-Jung CHENG, Yih-Ru WU, Jong-Ling FUH et Ray-Yau WANG : Virtual reality-based training to improve obstacle-crossing performance and dynamic balance in patients with parkinson's disease. *Neurorehabilitation and neural repair*, 29(7):658–667, 2015.
- [154] Mark A. LINDEN, Caroline WHYATT, Cathy CRAIG et Claire KERR : Efficacy of a powered wheelchair simulator for school aged children : A randomized controlled trial. *Rehabilitation Psychology*, 58(4):405–411, novembre 2013.

- [155] Maria LONGHI, Andrea MERLO, Paolo PRATI, Meris GIACOBBI et Davide MAZZOLI : Instrumental indices for upper limb function assessment in stroke patients : a validation study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1):52, 2016.
- [156] RCV LOUREIRO, CF COLLIN et WS HARWIN : Robot aided therapy : challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation. In *Proceed of Intl Conf on Disability, Virtual Reality and Assoc Tech*, pages 33–39, 2004.
- [157] Gabriel LUGO, Mario IBARRA-MANZANO, Fang BA et Irene CHENG : Virtual reality and hand tracking system as a medical tool to evaluate patients with parkinson's. In *Proceedings of the 11th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, pages 405–408. ACM, 2017.
- [158] R.C. LUO, Chi-Yang HU, Tse Min CHEN et Meng-Hsien LIN : Force reflective feedback control for intelligent wheelchairs. In *1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 1999. IROS '99. Proceedings*, volume 2, pages 918–923, 1999.
- [159] Laurens van der MAATEN et Geoffrey HINTON : Visualizing data using t-sne. *Journal of machine learning research*, 9(Nov):2579–2605, 2008.
- [160] Alessandro RP MACHADO, Hudson Capanema ZAIDAN, Ana Paula Souza PAIXÃO, Guilherme Lopes CAVALHEIRO, Fábio Henrique Monteiro OLIVEIRA, João Areis Ferreira Barbosa JÚNIOR, Kheline NAVES, Adriano Alves PEREIRA, Janser Moura PEREIRA, Nader POURATIAN *et al.* : Feature visualization and classification for the discrimination between individuals with parkinson's disease under levodopa and dbs treatments. *Biomedical engineering online*, 15(1):169, 2016.
- [161] Harshal MAHAJAN, Donald M. SPAETH, Brad E. DICIANNO, Diane M. COLLINS, Michael L. BONINGER et Rory A. COOPER : Comparison of Virtual Wheelchair Driving Performance of People With Traumatic Brain Injury Using an Isometric and a Conventional Joystick. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(8):1298–1304, 2011.
- [162] Päivi MAJARANTA et Andreas BULLING : Eye Tracking and Eye-Based Human–Computer Interaction. In Stephen H. FAIRCLOUGH et Kiel GILLEADE, éditeurs : *Advances in Physiological Computing*, pages 39–65. Springer London, London, 2014.
- [163] P. MALLETT et G. SCHÖNER : WAD Project where Attractor Dynamics aids wheelchair Navigation. In *Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ international conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 690–695, Lausanne, Suisse, October 2002. IEEE.
- [164] L. MARCHAL-CRESPO, J. FURUMASU et D. J REINKENSMEYER : A robotic wheelchair trainer : design overview and a feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7:40, 2010.
- [165] Laura MARCHAL-CRESPO, Stephanie MCHUGHEN, Steven C. CRAMER et David J. REINKENSMEYER : The effect of haptic guidance, aging, and initial skill level on motor learning of a steering task. *Experimental Brain Research*, 201(2):209–220, mars 2010.
- [166] Bruno MARHIC, El Mustapha MOUADDIB, David FOFI et Eric BRASSART : Localisation absolue par capteur omnidirectionnel SYCLOP. *Traitement du Signal*, 17(3-NS):195–206, 2000.
- [167] Ryan J MARKER et Katrina S MALUF : Effects of electrocardiography contamination and comparison of ecg removal methods on upper trapezius electromyography recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6):902–909, 2014.
- [168] Kaylena A Ehgoetz MARTENS, James M SHINE et Simon JG LEWIS : Using virtual reality to advance the understanding and rehabilitation of gait impairments in parkinson's disease. In *Locomotion and Posture in Older Adults*, pages 397–416. Springer, 2017.

- [169] Arnaud MARTIN : Fusion de classifieurs pour la classification d'images sonar. *arXiv preprint arXiv :0806.2006*, 2008.
- [170] MASSOT, B., BALTENNECK, N., GEHIN, C., DITTMAR, A. et MCADAMS, E. : Objective evaluation of stress with the blind by the monitoring of autonomic nervous system activity. 1-2 September, Buenos Aires, Argentina 2010.
- [171] Y. MATSUMOTO, T. INO et T. OGSAWARA : Development of Intelligent wheelchair system with face and gazebased interface. *In Proceedings of the 10th IEEE International Workshop on Robot and Human Intereactive Communication 2001*, pages 262–267, Bordeaux, France, 2001. IEEE.
- [172] M. MAZO : An integral system for assisted mobility [automated wheelchair]. *Robotics and Automation Magazine, IEEE*, 8(1):46–56, March 2001.
- [173] D. T MCRUER, R. W ALLEN, D. H WEIR et R. H KLEIN : New results in driver steering control models. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 19(4):381–397, 1977.
- [174] D. T MCRUER et H. R JEX : A review of quasi-linear pilot models. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, (3):231–249, 1967.
- [175] S.M. MELIANI : *Modélisation du système Pilote-Véhicule dans une tâche de contrôle manuel d'un fauteuil électrique*. PhD Thesis, Université Paul Verlaine - Metz, décembre 2009.
- [176] S.M. MELIANI, Z. SARI et G. BOURHIS : Modelling and simulation of an electric wheelchair piloting task : objectives and first results. *AMSE Journals Series "Modelling C"*, 69(3):10–20, 2008.
- [177] S.M. MELIANI, Z. SARI et G. BOURHIS : Fauteuils roulants électriques. Modélisation du système homme-machine. *JESA*, 43(3):251–262, 2009.
- [178] Jean-Arcady MEYER et David FILLIAT : Map-based navigation in mobile robots : : Ii. a review of map-learning and path-planning strategies. *Cognitive Systems Research*, 4(4):283–317, December 2003.
- [179] D.P. MILLER et M.G. SLACK : Increasing access with a low-cost robotic wheelchair. *In Proceedings of the IEEE/RSJ/GI International Conference on Intelligent Robots and Systems '94. 'Advanced Robotic Systems and the Real World'*, volume 3, pages 1663–1667, Munich, Allemagne, december 1994.
- [180] Inma MOHINO-HERRANZ, Roberto GIL-PITA, Javier FERREIRA, Manuel ROSA-ZURERA et Fernando SEOANE : Assessment of mental, emotional and physical stress through analysis of physiological signals using smartphones. *Sensors*, 15(10):25607–25627, 2015.
- [181] Y. MORERE, G. BOURHIS, K. COSNUAU, G. GUILMOIS, E. BLANGY et E. RUMILLY : ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis. *In Virtual Rehabilitation Proceedings (ICVR), 2015 International Conference on*, pages 100–105, juin 2015.
- [182] Yann MORÈRE, C FRITSCH, S REMY, B Maertens de NOORDHOUT et Guy BOURHIS : Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques. *In Handicap 2014 8 ème Edition Paris, 11-13 juin 2014 «Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie»*, 2014.
- [183] Y. MORÈRE, M. A. HADJ ABDELKADER, K. COSNUAU, G. GUILMOIS et G. BOURHIS : Haptic control for powered wheelchair driving assistance. *IRBM*, 36(5):293–304, octobre 2015.
- [184] Yann MORÈRE, Mohammed Amine Hadj ABDELKADER, Sidi Mohammed MELIANI et Guy BOURHIS : Powered wheelchair driving analysis on a simulator. pages 679–685, Maastricht, septembre 2011. IOS Press.

- [185] Yann MORÈRE, Guy BOURHIS, Kévin COSNUAU, Georges GUILMOIS, Emilie RUMILLY et Emmanuelle BLANGY : View : a wheelchair simulator for driving analysis. *Assistive Technology*, 0(ja):null, 2018. PMID : 30085901.
- [186] Yann MORÈRE, Guy BOURHIS, Georges GUILMOIS, Emilie TAVERNE et Lucie COULOMBEL : ViEW : un simulateur pour l'apprentissage et l'évaluation de la conduite de FRE. Paris, juin 2012.
- [187] Hafid NINISS et Takenobu INOUE : Assessment of driving skills using Virtual Reality : Comparative survey on experts and unskilled users of electric wheelchairs. *Technology and Disability*, 18(4):217–226, janvier 2006.
- [188] Hafid NINISS et Takenobu INOUE : Electric wheelchair simulator for rehabilitation of persons with motor disability. In *Symposium on Virtual Reality VIII (Proceedings)*, Belém (PA), 2006.
- [189] J Timothy NOTEBOOM, Kerry R BARNHOLT et Roger M ENOKA : Activation of the arousal response and impairment of performance increase with anxiety and stressor intensity. *Journal of applied physiology*, 91(5):2093–2101, 2001.
- [190] G. ORIOLO, G. ULIVI et M. VENDITTELLI : Fuzzy maps : a new tool for mobile robot perception and planning. *J. of Robotic Systems*, 14(3):179–197, 1997.
- [191] Jiapu PAN et Willis J TOMPKINS : A real-time qrs detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (3):230–236, 1985.
- [192] Zhigeng PAN, Adrian David CHEOK, Hongwei YANG, Jiejie ZHU et Jiaoying SHI : Virtual reality and mixed reality for virtual learning environments. *Computers & Graphics*, 30(1):20–28, 2006.
- [193] Maja PANTIC et Leon JM ROTHKRANTZ : Toward an affect-sensitive multimodal human-computer interaction. *Proceedings of the IEEE*, 91(9):1370–1390, 2003.
- [194] S. PATEL, S.H. JUNG, J.P. OSTROWSKI, R. RAO et C.J. TAYLOR : Sensor based door navigation for a nonholomic vehicle. In *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3081–3086, Washington DC, May 2002. IEEE.
- [195] H. L. PETRIE, P. R. PENN, D. KORNBROT, S. FURNER et A. HARDWICK : Haptic virtual environments for blind people : further explorations with the PHANTOM device. In *Proc. ICDVRAT*, 2000.
- [196] M. PIASECKI : Global localization for mobile robots by multiple hypothesis tracking. *Robotics and Autonomous Systems*, 16(1):93–104, November 1995.
- [197] Rosalind W PICARD, Elias VYZAS et Jennifer HEALEY : Toward machine emotional intelligence : Analysis of affective physiological state. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 23(10):1175–1191, 2001.
- [198] G. PIRES, R. ARADJO, U. NUNES et A.T. DE ALMEIDA : Robchair - A powered wheelchair using a behaviour-based navigation. In *5th International Workshop on Advanced Motion Control (ACM'98-Coimbra)*, pages 536–541, Coimbra, Portugal, 29 1998. IEEE.
- [199] John C PLATT : 12 fast training of support vector machines using sequential minimal optimization. *Advances in kernel methods*, pages 185–208, 1999.
- [200] José Eduardo POMPEU, Felipe Augusto dos SANTOS MENDES, Keyte Guedes da SILVA, Alexandra Modenesi LOBO, Tatiana de PAULA OLIVEIRA, Andrea Peterson ZOMIGNANI et Maria Elisa Pimentel PIEMONTE : Effect of nintendo wii™-based motor and cognitive training on activities of daily living in patients with parkinson's disease : A randomised clinical trial. *Physiotherapy*, 98(3):196–204, 2012.

- [201] E. PRASSLER, J. SCHOLZ et P. FIORINI : A robotic wheelchair roaming in a railway station. *In In Proc. Int. Conf. Field and Service Robotics, Pittsburgh*, 1999. 31–36.
- [202] William H. PRESS, Brian P. FLANNERY, Saul A. TEUKOLSKY et William T. VETTERLING : *Numerical Recipes in FORTRAN 77 : The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, 2^e édition, septembre 1992.
- [203] CN PRONK, A SCHOUTEN, JL GRASHUIS, R NIESING, BD BANGMA *et al.* : Electric wheelchair simulator as a man-machine system. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 12(3):129–135, 1980.
- [204] J. L PROTHO, E. F. LOPRESTI et D. M BRIENZA : An evaluation of an obstacle avoidance force feedback joystick. pages 447–449, Orlando, 2000. University of Pittsburgh.
- [205] A. PRUSKI, M. ENNAJI et Y. MORÈRE : Vahm : A user adapted intelligent wheelchair. *In IEEE Conference on Control Application*, Galsgow, Scotland, UK, September 2002.
- [206] Alain PRUSKI : *Robotique Mobile, Planification de trajectoire*. Hermes, 1996.
- [207] Alain PRUSKI et Guy BOURHIS : The vahm project : A cooperation between an autonomous mobile platform and a disabled person. *In Proceedings 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 268–273. IEEE, 1992.
- [208] Alain PRUSKI, Mourad ENNAJI et Yann MORÈRE : VAHM : Un fauteuil intelligent adapté à l'utilisateur. *In Compte-rendu de la Conférences Handicap 2002*, Paris, 13-14 Juin 2002. Handicap 2002.
- [209] Alain PRUSKI, Olivier HABERT et Mourad ENNAJI : Symbiotic Man-machine Architecture for a Smart Wheelchair Control. *In 6th Conf. for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 2001*, pages 216–221, Ljubljana, Slovenia, June 2001.
- [210] David PUTRINO : Telerehabilitation and emerging virtual reality approaches to stroke rehabilitation. *Current opinion in neurology*, 27(6):631–636, 2014.
- [211] R. C. SIMPSON, E. F. LOPRESTI et R. A. COOPER : How many people would benefit from a smart wheelchair? *J. Rehabil. Res. Dev.*, 45(1):53, 2008.
- [212] R. GRASSE : *Aide à la navigation pour les personnes handicapées : reconnaissance de trajets*. PhD Thesis, Université Paul Verlaine - Metz, 2007.
- [213] L.R. RABINER et B.H. JUANG : An introduction to hidden Markov models. *IEEE ASSP Magazine*, 3:4–16, 1986.
- [214] I RANDRIA, Alexandre ABELLARD, M Ben KHELIFA, P ABELLARD et P RAMANANTSIZEHENA : Evaluation of trajectory applied to collaborative rehabilitation for a wheelchair driving simulator. *In 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, pages 1843–1846. Springer, 2009.
- [215] Pramila RANI, Jared SIMS, Robert BRACKIN et Nilanjan SARKAR : Online stress detection using psychophysiological signals for implicit human-robot cooperation. *Robotica*, 20(06):673–685, 2002.
- [216] S. RICHIR, S. PINEAU, É. MONACELLI, F. GONCALVES, B. MALAFOSSE, C. DUMAS, A. SCHMID et J. PERRET : Design of portable and accessible platform in charge of wheelchair feedback immersion. *In 2015 IEEE Virtual Reality (VR)*, pages 389–390, March 2015.
- [217] Giovanni RIZZO, Massimiliano COPETTI, Simona ARCUTI, Davide MARTINO, Andrea FONTANA et Giancarlo LOGROSCINO : Accuracy of clinical diagnosis of parkinson disease : a systematic review and meta-analysis. *Neurology*, 86(6):566–576, 2016.

- [218] T. RÖFER : Routemark-based navigation of a wheelchair. *In Proceedings of the 3rd ECPD International Conference on Advanced Robotics, Intelligent Automation and Active Systems*, pages 333–338, 1997.
- [219] Peter L. ROSENBAUM, Stephen D. WALTER, Steven E. HANNA, Robert J. PALISANO, Dianne J. RUSSELL, Parminder RAINA, Ellen WOOD, Doreen J. BARTLETT et Barbara E. GALUPPI : Prognosis for Gross Motor Function in Cerebral Palsy : Creation of Motor Development Curves. *JAMA*, 288(11):1357, septembre 2002.
- [220] Bruno ROSSI, Gabriele SICILIANO, MARIA CHIARA CARBONCINI, MARIA LAURA MANCA, R MASSETANI, P VIACAVA et A MURATORIO : Muscle modifications in parkinson's disease : myoelectric manifestations. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101(3):211–218, 1996.
- [221] Mirco ROSSI, Sebastian FEESE, Oliver AMFT, Nils BRAUNE, Sandro MARTIS et Gerhard TRÖSTER : Ambientsense : A real-time ambient sound recognition system for smartphones. *In Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), 2013 IEEE International Conference on*, pages 230–235. IEEE, 2013.
- [222] Pascale ROUSSEL : Une estimation de la diffusion des aides techniques à partir de l'enquête hid de l'insee. *In Handicap*, numéro 96, pages 47–54. CTNERHI, 2002.
- [223] Sheldon M. RUSSELL, Gregory J. FUNKE, John M. FLACH, Scott N. WATAMANIUK, Adam J. STRANG, Brent T. MILLER, Allen DUKES, Lauren MENKE et Rebecca BROWN : Alternative Indices of Performance : An Exploration of Eye Gaze Metrics in a Visual Puzzle Task. Rapport technique AFRL-RH-WP-TR-2014-0095, AIR FORCE RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH HUMAN PERFORMANCE WING (711TH) - HUMAN EFFECTIVENESS DIRECTORATE / APPLIED NEUROSCIENCE BRANCH, juillet 2014.
- [224] M'hamed SAHNOUN, Anas FATTOUH et Guy BOURHIS : Assisted control for powered wheelchair with a force feedback joystick. *In Harry Knops ALAIN PRUSKI, éditeur : Assistive Technology : From Virtuality to Reality*, pages 601–605. Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE 2005), IOS Press, 2005.
- [225] K. SCHILLING, H. ROTH, R. LIEB et H. STÜTZLE : Sensors to improve the safety of wheelchair user. *Improving the quality of life for the european citizens IOS Press*, 4:331–335, 1998.
- [226] Anne SCHWARZ, Christoph M KANZLER, Olivier LAMBERCY, Andreas R LUFT et Janne M VEERBEEK : Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke. *Stroke*, 50(3):718–727, 2019.
- [227] R. S. SHARP et V. VALTETSOTIS : Optimal preview car steering control. *In ICTAM : selected papers from the 20th International Congress [sic] of Theoretical and Applied Mechanics held in Chicago, 28 August-1 September 2000*, volume 35, pages 101–117, 2001.
- [228] H. SHATKAY et L.P. KAELBLING : Learning Geometrically-Constrained Hidden Markov Models for Robot Navigation : Briding the Topological-Geometrical Gap. *Journal of Artificial Intelligence Research*, 16:167–207, March 2002.
- [229] T. SHERIDAN : Human and machine haptics in historical perspective. *In Workshop on Human and Machine Haptics*, CA, USA, 1997.
- [230] A.N. SILVA, Y. MORERE, E.L.M. NAVES, A.A.R. de SA et A.B. SOARES : Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals. *In Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*, pages 1–5, février 2013.
- [231] R. SIMPSON, E. LOPRESTI, S. HAYASHI, S. GUO, D. DING, W. AMMER, V. SHARMA et R. COOPER : A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and

- avoidance for those with visual impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1):30, 2005.
- [232] R. SIMPSON, E. LOPRESTI, S. HAYASHI, S. GUO, R. FRISCH, A. MARTIN, W. AMMER, D. DING et R. COOPER : The Smart Power Assistance Module for Manual Wheelchairs. *In Proceedings Of CWUAAT '04*, pages 51–54, Cambridge, UK, 24 2004.
- [233] R. SIMPSON, D. POIROT et F. BAXTER : The hephaestus smart wheelchair system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(2):122–125, June 2002.
- [234] R. C. SIMPSON et S.P. LEVINE : Automatic Adapation in the NavChair Assistive Wheelchair Navigation System. *In IEEE transactions on Rehabilitation Engineering*, volume 7, pages 452–463, December 1999.
- [235] Richard SIMPSON, Edmund LOPRESTI, Steve HAYASHI, Illah NOURBAKSHS et David MILLER : The smart Wheelchair Component System. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B):429–442, May 2004.
- [236] Richard C SIMPSON : Smart wheelchairs : A literature review. *Journal of rehabilitation research and development*, 42(4):423, 2005.
- [237] Mel SLATER et Martin USOH : Representations Systems, Perceptual Position, and Presence in Immersive Virtual Environments. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 2(3):221–233, janvier 1993.
- [238] Lifetool SOLUTIONS : LifeTool : WheelSim, 2008.
- [239] A. V. SONAR, K. D. BURDICK, R. R. BEGIN, E. M. RESCH, E. M. THOMPSON, E. THACHER, J. SEARLEMAN, G. FULK et J. J. CARROLL : Development of a virtual reality-based power wheel chair simulator. *In Proc. IEEE Int. Conf. Mechatronics and Automation*, volume 1, pages 222–229 Vol. 1, juillet 2005.
- [240] Gianluca U. SORRENTI, Philippe S. ARCHAMBAULT, François ROUTHIER, Danielle DESSUREAULT et Patrick BOISSY : Assessment of Joystick control during the performance of powered wheelchair driving tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1):31, 2011.
- [241] Donald M. SPAETH, Harshal MAHAJAN, Amol KARMARKAR, Diane COLLINS, Rory A. COOPER et Michael L. BONINGER : Development of a Wheelchair Virtual Driving Environment : Trials With Subjects With Traumatic Brain Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(5):996–1003, 2008.
- [242] M. STEELE et R. B GILLESPIE : Shared control between human and machine : Using a haptic steering wheel to aid in land vehicle guidance. *In Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings*, volume 45, pages 1671–1675, 2001.
- [243] J Ridley STROOP : Studies of interference in serial verbal reactions. *Journal of experimental psychology*, 18(6):643, 1935.
- [244] Heidi SVEISTRUP : Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 1(1):10, 2004.
- [245] J.E. SWAN, D. STREDNEY, W. CARLSON et B. BLOSTEIN : The Determination of Wheelchair User Proficiency And Environmental Accessibility Through Virtual Simulation. Center On Disabilities, 1994.
- [246] Sebastian THRUN et Arno BUCKEN : Integrating grid-based and topological maps for mobile robot navigation. *In AAAI/IAAI, Vol. 2*, pages 944–950, 1996.
- [247] Sebastian THRUN, Dieter FOX, Wolfram BURGARD et Frank DELLAERT : Robust Monte Carlo localisation for mobile robots. *Artificial Intelligence*, 128:99–141, 2001.

- [248] J. URBANO, K. TERASHIM, T. MIYOSH et H. KITAGAWA : Collision avoidance in an omni-directional wheelchair by using haptic feedback. *In Proceedings of the 4th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation*, pages 1–6, 2005.
- [249] J. URBANO, K. TERASHIMA, T. MIYOSHI et H. KITAGAWA : Impedance control for safety and comfortable navigation of an omni-directional mobile wheelchair. *In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems Proceedings, 2004.*, volume 2, pages 1902–1907, 2005.
- [250] P.M. van LEEUWEN, R. HAPPEE et J.C.F. de WINTER : Changes of Driving Performance and Gaze Behavior of Novice drivers During a 30-min Simulator-based Training. *Procedia Manufacturing*, 3:3325–3332, 2015.
- [251] E.B. VANDER POORTEN, E. DEMEESTER, E. REEKMANS, J. PHILIPS, A. HUNTEMANN et J. DE SCHUTTER : Powered wheelchair navigation assistance through kinematically correct environmental haptic feedback. *In Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pages 3706–3712, mai 2012.
- [252] EmmanuelB. VANDER POORTEN, Eric DEMEESTER, Alexander HÜNTEMANN, Eli REEKMANS, Johan PHILIPS et Joris DE SCHUTTER : Backwards Maneuvering Powered Wheelchairs with Haptic Guidance. *In Poika ISOKOSKI et Jukka SPRINGARE, éditeurs : Haptics : Perception, Devices, Mobility, and Communication*, volume 7282, pages 419–431. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [253] Vladimir Naumovich VAPNIK et Vlamimir VAPNIK : *Statistical learning theory*, volume 1. Wiley New York, 1998.
- [254] Pooja VISWANATHAN, Rosalie H. WANG, Andrew SUTCLIFFE, Lisa KENYON, Geneviève FOLEY, William C. MILLER, Julianne BELL, Lee KIRBY, Rich SIMPSON, Alex MIHAILIDIS, Marlene ADAMS, Philippe ARCHAMBAULT, Ross BLACK, Julie BLAIN, Mark BRESLER, Simona COTARLA, Yiannis DEMIRIS, Ed GIESBRECHT, Paula GARDNER, Pearl GRYFE, Karen HALL, Christian MANDEL, Kathy MCGILTON, François MICHAUD, Ian MITCHELL, Ben MORTENSON, Lisbeth NILSSON, Joelle PINEAU, Emma SMITH, Ellen ZAMBALDE, Danny ZONDERVAN, François ROUTHIER et Tom CARLSON : Smart wheelchairs in assessment and training (swat) : State of the field. https://agewell-nce.ca/wp-content/uploads/2019/01/SWAT-State-of-the-field_FINAL.pdf, january 2018. Accessed : 2010-09-30.
- [255] N. VLASSIS, N. SGOUROS, G. EFTHIVOULIDIS, G. PAPAKONSTANTINOY et P. TSANAKAS : Global path planning for autonomous qualitative navigation. *In Proc. 8th IEEE Int. Conf. on Tools with AI*, 1996.
- [256] Charles L. WEBBER JR et Joseph P. ZBILUT : Recurrence quantification analysis of nonlinear dynamical systems. *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*, pages 26–94, 2005.
- [257] Jeffrey S. WEBSTER, Pamela T. MCFARLAND, Lisa J. RAPPORT, Belinda MORRILL, Laurie A. ROADES et Payandeh S. ABADEE : Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(6):769–775, juin 2001.
- [258] Thomas WICHMANN, Mahlon R DELONG, Jorge GURIDI et Jose A OBESO : Milestones in research on the pathophysiology of parkinson’s disease. *Movement Disorders*, 26(6):1032–1041, 2011.
- [259] Ellen WOOD et Peter ROSENBAUM : The gross motor function classification system for cerebral palsy : a study of reliability and stability over time. *Developmental medicine and child neurology*, 42(5):292–296, 2000.

- [260] Ke YANG, Wei-Xi XIONG, Feng-Tao LIU, Yi-Min SUN, Susan LUO, Zheng-Tong DING, Jian-Jun WU et Jian WANG : Objective and quantitative assessment of motor function in parkinson's disease—from the perspective of practical applications. *Annals of translational medicine*, 4(5), 2016.
- [261] José ZARIFFA, Naaz KAPADIA, John LK KRAMER, Philippa TAYLOR, Milad ALIZADEH-MEGHRAZI, Vera ZIVANOVIC, Urs ALBISSER, Rhonda WILLMS, Andrea TOWNSON, Armin CURT *et al.* : Relationship between clinical assessments of function and measurements from an upper-limb robotic rehabilitation device in cervical spinal cord injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3):341–350, 2011.
- [262] H. ZATLA, Y. MORÈRE, A. HADJ-ABDELKADER, G. BOURHIS, K. DEMET, G. GUILMOIS, N. BIGAUT et K. COSNUAU : Preview distance index for the analysis of powered wheelchair driving. *IRBM*, 39(3):194 – 205, 2018.
- [263] Zhihong ZENG, Jilin TU, Ming LIU, Thomas S HUANG, Brian PIANFETTI, Dan ROTH et Stephen LEVINSON : Audio-visual affect recognition. *IEEE Transactions on multimedia*, 9(2): 424–428, 2007.
- [264] Jing ZHAI et Armando BARRETO : Stress recognition using non-invasive technology. *In FLAIRS Conference*, pages 395–401, 2006.
- [265] P ZIMMERMANN et B FIMM : Testbatterie zur aufmerksamkeitsprüfung (tap) version 2.2. psytest, 2009.
- [266] L ZOLLO, E GALLOTTA, E GUGLIELMELLI et S STERZI : Robotic technologies and rehabilitation : new tools for upper-limb therapy and assessment in chronic stroke. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 47(2):223–236, 2011.

Table des figures

3.1	Prototype VAHM 3	59
3.2	Répartition des capteurs ultrasons sur le prototype VAHM 3	60
3.3	La structure multi-agent	60
3.4	Données disponibles	62
3.5	Exemple d'une classe de trajets.	62
3.6	Exemple d'environnement	63
3.7	Exemple de similarité entre chemins différents	64
3.8	Exemple de déformation observée en cas de rétrécissement avec 2 essais sur le même type de chemin.	67
3.9	Exemple de déformations de modèles	69
3.10	(Dans [28]) La distribution de probabilité pour les états est échantillonnée de manière uniforme en établissant la distribution de probabilité cumulée. L'état correspondant peut être obtenu en sélectionnant r dans une distribution uniforme sur $[0, 1]$	69
3.11	Procédure de base pour la sélection de l'état le plus probable.	70
3.12	Fonctionnement de l'algorithme CONDENSATION.	71
3.13	Variations des différentes fonctions de puissance ($f(x) = x^A$) et de la fonction donnée dans [28].	71
3.14	Algorithme CONDENSATION appliqué à notre contexte.	72
3.15	4 classes de chemins réels	73
3.16	Test de reconnaissance pour les chemins de type 1.	74
3.17	Système multi-agent en mode simulation	76
3.18	Vues affichées par l'agent <i>path monitoring</i>	77
3.19	Une intersection avec son réseau associé.	77
3.20	Environnement de test et modèle fourni par le premier parcours.	78
3.21	Résultats fournis par la reconnaissance.	79
3.22	Représentation des deux modèles et d'un trajet.	80
3.23	Résultats fournis par enchaînement de 2 modèles.	81
3.24	Environnement utilisé pour les tests temps réel.	82
3.25	Lissage des valeurs	83
3.26	Résultats des tests réels avec le joystick.	85
3.27	Résultats des tests réels avec l'interface TOR.	86
3.28	Simulateur de conduite ViEW - Évolution de l'organe de commande : Joystick Penny & Giles et module d'acquisition Labjack U12, intégration dans un boîtier de joystick avec acquisition à base d'arduino.	94

3.29	Simulateur de conduite ViEW : architectures de fauteuil (propulsion, centrale et traction)	94
3.30	Simulateur de conduite ViEW - Évolution de l'organe de commande : Conception d'un boîtier et de son électronique pour le simulateur ViEW.	95
3.31	Les nouveaux outils de développement : Blender et Unity 3D	96
3.32	3 environnements virtuels développés pour les besoins des centres	96
3.33	Simulateur de conduite ViEW : vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite)	97
3.34	Synoptique du simulateur et de son traitement de données	97
3.35	Simulateur ViEW : Exercices spécifiques.	98
3.36	Environnement et exercices spécifiques pour l'apprentissage de la conduite en environnement extérieur.	98
3.37	Synoptique du système global de commande par signaux EMG.	99
3.38	Interface du système d'acquisition et de traitement des signaux EMG.	100
3.39	Synoptique du système global de commande par signaux EMG.	100
3.40	Parcours de «CE» : courbe moyenne en Gamme de vitesse 5, Parcours de «SA» sur 2 sessions sans évolution de la gamme de vitesse	102
3.41	Joystick à retour de force modifié	104
3.42	La boucle de contrôle haptique	104
3.43	Simulateur ViEW en mode «retour de force», grille virtuelle de représentation de l'environnement proche et histogramme de présence des obstacles	106
3.44	Trajectoires reconstruites dans l'environnement de test	107
3.45	Configuration de conduite pendant la simulation	108
3.46	Comparaison des trajectoires avec et sans retour de force pour deux utilisateurs ayant des comportements de conduite très différents	109
3.47	Écart type std_x de la trajectoire le long de l'axe X pour l'utilisateur LI.	109
3.48	Moyenne comparée, section par section et de manière globale, des écarts types de la trajectoire	110
3.49	Comparaison des moyennes de temps parcours des utilisateurs, des amplitudes imposées au joystick et exemple de spectre fréquentiel de l'angle du joystick avec et sans retour d'effort	111
3.50	Histogrammes d'intégration du spectre fréquentiel de l'angle sur l'intervalle [0-1] Hz	112
3.51	Poste de simulation installé au CNRF et environnement dédié	113
3.52	Parcours 1 du patient 1	115
3.53	Angle et amplitude du joystick pour le parcours 1 des patients 22 (Groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)	116
3.54	Moyenne et écart-type de l'amplitude du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs	116
3.55	Écart-type de l'angle du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs	116
3.56	Spectres fréquentiels sur l'intervalle [0Hz-1Hz] des parcours 1 des patients 22 (groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)	117
3.57	Intégrale de la puissance spectrale de l'angle du joystick sur l'intervalle (0Hz-0.4Hz) pour l'ensemble de utilisateurs des parcours 1	118
3.58	Protocole d'étude	120
3.59	Séance d'apprentissage avec le simulateur	121
3.60	Parcours réalisé par un sujet inexpérimenté (Sujet 4)	122
3.61	Parcours réalisé par un sujet expérimenté (Sujet 11)	123
3.62	Amplitude et angle du joystick pour les sujets 4 et 11.	124

3.63	Système Pilote-Machine	127
3.64	Tracés des trajectoires de référence, du modèle <i>CrossOver</i> et d'un utilisateur dans l'environnement virtuel	129
3.65	Interface graphique du simulateur 3D : Vue embarquée (3D)et externe (2D)	130
3.66	Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par <i>CrossOver</i> pour une vitesse maximum de $0,47m/s$ pour les 2 vues	131
3.67	Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par <i>CrossOver</i> pour une vitesse maximum de $1,41m/s$ pour les 2 vues	131
3.68	Trajectoires optimale et utilisateur	132
3.69	Modélisation d'angle via le modèle <i>CrossOver</i>	133
3.70	Modélisation des trajectoire par Modèle <i>OPCM</i>	133
3.71	Schéma du modèle OCM	134
3.72	Acquisition des données	135
3.73	Schéma fonctionnel du modèle <i>OPCM</i>	135
3.74	Principe de mesure de la distance visible D_v	137
3.75	Suivi de regard en simulation	137
3.76	Le parcours à suivre par l'utilisateur	138
3.77	Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle <i>OPCM</i>	140
3.78	Moyenne D_v des 15 utilisateurs pour les trois zones pour $v = 0,82$ m/s et pour $v = 1,32$ m/s	141
3.79	D_v mesurée pour deux utilisateurs (familiarisé vs novice)	142
3.80	Moyennes D_v des deux groupes pour différentes vitesses Zone 1, Zone 2 et Zone 3	143
3.81	Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 1 (AB), Zone 2 (BC) et Zone 3 (CD)	144
3.82	Trajectoires générées par le sujet 1 pour différentes vitesses	145
3.83	Trajectoires générées par le sujet 2 pour différentes vitesses	145
3.84	Trajectoires générées par le sujet 3 pour différentes vitesses	146
3.85	Trajectoires générées par le sujet 4 pour différentes vitesses	146
3.86	Trajectoires générées par le sujet 5 pour différentes vitesses	147
3.87	Projet Psypocket	149
3.88	Plateforme expérimentale pour l'acquisition des données	152
3.89	Ordonnancement de l'expérience de stress visuel.	153
3.90	Exemple d'un test de Stroop	153
3.91	Ordonnancement de l'expérience de stress auditif.	154
3.92	Schéma fonctionnel de la reconnaissance du stress à l'aide de signaux physiologiques.	154
3.93	Un électrocardiogramme normal.	156
3.94	Schéma de principe de la reconnaissance de stress en utilisant le temps de réaction (RT).	158
3.95	Schéma de principe de la fusion de décision utilisant trois signaux physiologiques et le temps de réaction (RT).	159

Liste des tableaux

2.2	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 1997 à 2001 . . .	39
2.4	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2001 à 2004 . . .	40
2.6	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2005 à 2008 (première contractualisation LMD)	41
2.8	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2009 à 2012 (seconde contractualisation LMD)	48
2.10	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2013 à 2017 (troisième contractualisation LMD)	49
2.12	Tableau récapitulatif des enseignements dispensés durant les années 2018 à 2023 . . .	50
3.1	Comparaison des algorithmes d'appariement	66
3.2	Comparaison des pourcentages de chemins reconnus avant et après modification de la méthode appliquée pour le calcul de vraisemblance	75
3.3	Moyennes des temps et nombre de collisions pour le parcours 1	114
3.4	Moyennes des temps et nombre de collisions pour le parcours complet	114
3.5	Caractéristiques de la population étudiée (CP : Cerebral Palsy (Paralysie Cérébrale), MACS : Manual Ability Classification system, GMFCS : Gross Motor Function Classification System, NA : Non Applicable)	119
3.6	Jerk moyen pour l'ensemble des sujets sur les 3 sections	123
3.7	Moyenne de l'amplitude du joystick pour l'ensemble des sujets sur les 3 parcours . .	125
3.8	Paramètres du modèle <i>CrossOver</i> vue embarquée et vue externe à la vitesse max. $0.47m/s$	130
3.9	Paramètres du modèle <i>CrossOver</i> vue embarquée et vue externe à la vitesse max. $1,41m/s$	130
3.10	Les informations sur les sujets handicapés moteur	138
3.11	Test Anova moyenne D_v par zone pour $\alpha = 5\%$	141
3.12	Test de Student pour $\alpha = 5\%$	141
3.13	Test statistique de Student pour les groupes d'utilisateurs	142
3.14	Caractéristiques informatives pour la reconnaissance du stress à partir d'un signal physiologique	157
3.15	Précisions de classification de la méthode SVM pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)	160
3.16	Précisions de classification de la méthode SVM pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)	161
3.17	Précisions de la fusion de décision pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)	162

3.18	Précisions de la fusion de décision pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stresser visuel)	162
3.19	Précisions de classification du SVM pour un stress faible vs. élevé (expérience du stresser auditif)	163
3.20	Précisions de classification du SVM pour un stress moyen vs. élevé (expérience du stresser auditif)	164
3.21	Précisions de la fusion de décision pour un stress faible vs. stress élevé (expérience avec stresser auditif)	164
3.22	Précisions de la fusion de décision pour un stress moyen vs. stress élevé (expérience avec stresser auditif)	165

Crédits

Ce document a été produit à l'aide de logiciels libres.

- Kile – an Integrated LaTeX Editing Environment <https://kile.sourceforge.io/> ;
- L^AT_EX – A document preparation system <https://latex-project.org/> ;
- Inkscape – Draw Freely <https://inkscape.org/> ;
- Blender – Free & Open Source 3D creation. Free to use for any purpose, forever <https://www.blender.org/> ;
- Gimp – The Free & Open Source Image Editor <https://www.gimp.org/>.

Pour plus d'informations sur les logiciels libres :

- https://fr.wikipedia.org/wiki/Logiciel_libre ;
- <https://fsfe.org/index.fr.html> ;
- <https://cecill.info/> ;
- <https://aful.org/> ;
- <https://www.gnu.org/home.fr.html>.

Analyse du système Homme-Machine en conduite de fauteuil roulant électrique

Ce mémoire décrit l'ensemble de mes activités d'enseignant-chercheur réalisées dans un premier temps au LASC (Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs) de 2001 à 2012, puis à partir de 2013 au LCOMS (Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes EA 7306), résultant de la fusion de trois laboratoires : LASC – EA3467, LICM – EA1776 et LITA – EA3097.

Un premier chapitre présente mon Curriculum Vitae, la synthèse de mes activités pédagogiques, de recherche et d'encadrement ainsi qu'un bilan de ma production scientifique.

La seconde partie présente d'une manière détaillée mes activités d'enseignements et d'administration. J'y développe un bilan de l'ensemble de mes travaux d'enseignement, de mon implication dans les activités collectives ainsi que les responsabilités administratives dont j'ai la charge.

Un troisième chapitre décrit de manière détaillée mes activités de recherche dans le domaine de l'Automatique Humaine (traduction de «Human Engineering») et traite plus particulièrement de l'Analyse du système Homme-Machine en conduite de fauteuil roulant électrique (FRE). Toutes mes activités de recherches sont centrées sur les personnes en situation de handicap sévère. Elles ont commencé avec l'encadrement de la thèse de Régis Grasse et portait sur l'assistance à la navigation par reconnaissance de trajets dans le cadre du projet de fauteuil intelligent VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteur). Bien que ces travaux aient donné de bons résultats, différents freins empêchent l'utilisation d'un prototype de fauteuil intelligent dans les centres de réadaptation. J'ai donc décidé de changer l'axe de mes recherches et de travailler en amont, c'est à dire d'essayer d'améliorer l'accès aux aides techniques existantes pour les patients. De nos jours, tout système technique d'assistance doit être évalué de manière à répondre aux besoins de l'utilisateur. Les tests en situation réelle fournissent des indications pertinentes mais représentent souvent une solution coûteuse. Dans ce contexte, un des défis est l'évaluation des capacités motrices et cognitives avant le choix d'une aide technique spécifique et la plupart du temps la décision repose alors uniquement sur l'expérience professionnelle des médecins experts et des ergothérapeutes. Dans le cas précis du fauteuil roulant électrique, ce choix est délicat puisqu'il constitue une aide technique motorisée complexe, conduisant inévitablement à des problèmes de sécurité, d'ergonomie et des difficultés d'utilisation si la solution est inappropriée. Une des alternatives aux tests réels consiste à utiliser la Réalité Virtuelle. J'ai donc démarré de développement du projet ViEW (Virtual Electric Wheelchair) un simulateur de Fauteuil Roulant Électrique pour personne en situation de handicap ne trouvant pas sur le marché d'outil adapté à ma recherche. Il s'agit d'un démonstrateur et d'une plateforme de recherche que j'ai développé *ab initio* et qui doit aboutir à un transfert technologique à moyen terme. Il permet d'analyser finement les actions de l'utilisateur en interaction avec le fauteuil lors de la conduite afin d'obtenir une bonne évaluation de ses capacités. L'analyse du système pilote-véhicule à l'aide de modèles issus de l'automatique classique a été l'objet de la thèse d'Hicham Zatlà que j'ai co-encadrée. En parallèle, afin de permettre une étude plus complète du système Homme-machine, j'ai étudié le traitement de données issues de signaux physiologiques. Ces travaux s'inscrivent dans un projet concernant la reconnaissance de niveau d'anxiété à partir de données hétérogènes et ont été l'objet de la thèse de Bô Zhang, que j'ai également co-encadrée. Tous ces travaux ont pour objectif la mesure de la performance du couple pilote-véhicule qui a été le vecteur de mes recherches ces dernières années. Je détaillerai aussi dans ce chapitre les collaborations nationales et internationales réalisées dans ma recherche au quotidien ainsi que dans le cadre de projets internationaux.

Le quatrième et dernier chapitre décrira sur mes perspectives de recherche. Leurs réalisations s'appuieront sur trois projets de recherche et un projet de transfert technologique spécialement écrits dans ces buts. Ainsi, mon axe de recherche concerne toujours l'analyse du système homme-machine centré autour des personnes en situation de handicap, mais ces nouvelles perspectives permettront, d'une part, de regrouper les différents aspects de ma recherche réalisée au cours de ces dernières années, et d'autre part d'investiguer de nouveaux outils et critères de performance pour l'analyse de la personne dans différentes situations : conduite, réadaptation post-AVC, rééducation de la paralysie cérébrale. Les projets entamés dans ce cadre sont destinés à être portés avec des équipes de recherche nationales et internationales afin de pérenniser les collaborations existantes mais aussi d'en créer de nouvelles.