



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

IAEM Lorraine

THESE

Présentée pour l'obtention du **grade de DOCTEUR** en cotutelle
avec l'Université de Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Algérie

Mention : Automatique, Traitement du Signal et des Images, Génie Informatique

Par : Hicham ZATLA

Sujet

Modélisation et analyse comportementale du système
Pilote-fauteuil roulant électrique

Soutenue publiquement, le 11/12/2018, devant le jury composé de :

M Brahim Cherki	Professeur	Univ. de Tlemcen	Président
M Eric Monacelli	Professeur	Univ. de Versailles Saint-Quentin	Rapporteur
M Nasreddine Berrached	Professeur	Univ. d'Oran	Rapporteur
M Guy Bourhis	Professeur	Univ. de Lorraine	Directeur de thèse
M Mohammed Amine Hadj-Abdelkader	MC HDR	Univ. de Tlemcen	Directeur de thèse
M Yann Morère	MC	Univ. de Lorraine	Encadreur

Résumé

Les fauteuils roulants électriques (FRE) ont permis à nombre de personnes handicapées moteurs de retrouver une mobilité satisfaisante, ce qui a amélioré leur qualité de vie, un vaste champ d'activités leur étant devenu accessible. Lors de la prescription d'un FRE ou d'une phase d'apprentissage à la conduite il est cependant nécessaire d'évaluer les capacités de ces personnes à piloter un fauteuil.

Dans ce contexte, notre objectif consiste à déterminer des paramètres pertinents permettant de décrire la qualité de la conduite d'un FRE pour des personnes ayant des déficiences motrices sévères. Tout d'abord, nous avons modélisé le système pilote-FRE par le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) de Sharp. Ce modèle est basé sur la distance anticipée (D_p) par l'utilisateur durant sa conduite du FRE. Cette distance a été estimée grâce à un système de suivi du regard combiné avec le simulateur 3D ViEW du laboratoire LCOMS. Un panel de 15 sujets valides a été recruté pour faire des tests de conduite sur simulateur et valider la modélisation OPCM.

La distance D_p a permis de décrire le comportement du pilote. Si cette distance est importante, elle garantit la poursuite de trajectoire du modèle OPCM. Dans le cas contraire, le modèle OPCM diverge. Ceci montre que si l'utilisateur observe une longue partie de son trajet, il anticipera mieux le futur contrôle appliqué au FRE (changement de direction, freinage, etc.), ce qui lui permet de suivre son parcours. Dans cette situation l'utilisateur a un comportement de poursuite. Dans le cas contraire, le comportement de l'utilisateur est plutôt de type compensatoire.

Ensuite, une analyse de la distance anticipée D_p en fonction de différentes zones du parcours (slalom serré, virage, slalom large), a montré que ce paramètre peut être utilisé pour différencier les différents comportements de conduite liées aux différentes situations du parcours.

Ensuite nous avons comparé cette distance anticipée entre deux groupes, familiarisés et novices vis-à-vis de la conduite en FRE. L'analyse a montré que le groupe familiarisé présente une distance D_p plus importante que le groupe novice.

Enfin, une dernière expérience a eu lieu au Centre de Réadaptation de Flavigny sur Moselle (54, France). Nous avons estimé la distance anticipée (D_p) pour des sujets à déficiences motrices sévères, afin de valider le paramètre D_p comme indicateur de performance. Une étude de cas a été établie portant sur 5 enfants en situation de handicap, en comparant leurs résultats à ceux obtenus précédemment sur un panel de personnes valides.

Abstract

The Powered wheelchairs (PW) allowed many people with motor disabilities to find a suitable mobility, which improved their quality of life. Hence, a vast field of activities has become accessible for them. When prescribing a PW or in a learning phase, however, it is necessary to evaluate the ability of these people to drive a wheelchair.

In this context, our goal is to determine relevant parameters to describe the quality of driving on PW for people with disabilities. First, we modeled the pilot-PW system using the OPCM (Optimal Preview Control Model) model proposed by Sharp. This model is based on the preview distance (D_p) of the user during his driving. This distance has been estimated thanks to an eye-tracking system combined with the ViEW 3D simulator of the LCOMS laboratory. A panel of 15 healthy subjects was recruited to drive the PW on a 3D simulator and to validate the OPCM modeling.

This distance D_p allows to describe the behavior of the pilot. If this distance is important, it guarantees the tracking trajectory of the OPCM model. Otherwise, the OPCM model diverges. This shows that if the user looks a long part of his future path, he will better anticipate the future control applied to the PW (change of direction, braking, etc.), which allows him to follow his path. In this situation the user has a tracking behavior. In the otherwise, the user's behavior is rather compensatory.

Then, an analysis of preview distance D_p with respect to the different zones of the path (tight slalom, turn, wide slalom), showed that the parameter D_p can be used to differentiate the different driving behaviors related to the different situations of the path.

Next, we compared the preview distance between two groups, familiar and novice with regard to the PW driving. The analysis showed that the familiar group has a greater distance value than the novice group.

Finally, a last experiment took place at the Rehabilitation Center of Flavigny sur Moselle (54, France). We estimated the preview distance (D_p) for subjects with severe motor impairment, in order to validate the parameter D_p as a performance indicator. A case study analysis was established on five children with disabilities comparing their results with those previously obtained with the healthy subjects.

Remerciements

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes (LCOMS) de l'université de Lorraine, Metz et au Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT). Je remercie toute personne ayant porté un intérêt à ce travail.

Je remercie particulièrement M. Guy Bourhis, Professeur à l'université de Lorraine, de m'avoir accueilli au laboratoire LCOMS, d'avoir dirigé cette thèse avec beaucoup de responsabilité et de dévouement, et de m'avoir accordé sa confiance. Je le remercie pour son écoute patiente et ses conseils précieux.

Je remercie M. Yann Morère, Maître de conférences à l'université de Lorraine, pour ses conseils précieux, pour son écoute et son soutien qui ont été indispensables à l'achèvement de ce travail.

Je remercie M. Mohammed Amine Hadj-Abdelkader, Maître de conférences HdR à l'université de Tlemcen, de m'avoir proposé cette thèse, d'avoir assuré la continuité de ce travail et son soutien. Je le remercie aussi pour ses remarques et ses connaissances qui ont bien participé à ma formation.

Je tiens à remercier M. Nasreddine Berrached, Professeur à l'université de Sciences et Technologies - Oran, et M. Eric Monacelli, Professeur à l'université de Versailles Saint-Quentin, d'avoir accepté d'être rapporteurs et pour l'attention portée à mon mémoire.

Je remercie M. Brahim Cherki, Professeur à l'université de Tlemcen, de m'avoir orienté vers le choix de ce sujet et d'avoir accepté de présider cette thèse.

Merci à mes parents, ma petite famille, frères et proches qui ont cru en moi et qui m'ont soutenu lors des étapes difficiles. Ce travail leur est dédié.

Table des matières

Introduction générale	7
1 État de l'art des simulateurs de conduite	9
1.1 Les fauteuils roulants électriques (FRE)	9
1.1.1 Historique	11
1.1.2 Les différents FRE	12
1.1.3 De l'adéquation du fauteuil au patient/Accès à l'aide technique	12
1.2 Les simulateurs de FRE	15
1.2.1 Historique	15
1.2.2 Composition	15
1.2.2.1 Plateformes mécaniques	16
1.2.2.2 Organes de visualisation	20
1.2.2.3 Organes de commande	22
1.2.2.4 Outils informatiques de développement	25
1.2.3 Applications des simulateurs de FRE	26
1.2.3.1 Les simulateurs de FRE pour l'apprentissage de la conduite ou la réadaptation	26
1.2.3.2 Les simulateurs de FRE pour l'évaluation de performance	30
1.2.3.3 Autres applications	33
1.2.4 Transférabilité au réel	37
1.3 Le simulateur ViEW : Virtual Electric Wheelchair	38
1.3.1 Introduction	38
1.3.2 Composition	39
1.3.3 Applications	41
1.4 Discussion/Conclusion	42
2 Modélisation du système pilote-fauteuil	44
2.1 Introduction / justification	44
2.2 État de l'art des modèles pilote-véhicule	46
2.2.1 Modèles de comportement : compensatoire, précognitif et de poursuite	50
2.2.2 Modèles de contrôle optimal	51
2.2.3 Modèles visuels	53
2.3 Modélisation Pilote-FRE	62
2.3.1 Le Modèle OPCM	63
2.3.2 Modèle dynamique de l'élément contrôlé	64
2.3.3 Représentation d'état de l'élément contrôlé	67
2.3.4 Représentation d'état des échantillons de la trajectoire	68
2.3.5 Représentation d'état du modèle global	69
2.3.6 Protocole expérimental	71

2.3.7	Résultats	72
2.3.8	Discussion	74
2.4	Conclusion	85
3	Analyse de la direction du regard	86
3.1	Introduction	86
3.2	État de l'art	86
3.2.1	Analyse du regard en conduite automobile	86
3.2.2	Autres domaines d'application de l'analyse du regard	88
3.2.3	Technologies de suivi du regard	90
3.3	Validation expérimentale du critère D_p	92
3.3.1	Système de suivi du regard Tobii (Eye Tracker)	92
3.3.2	Méthodologie	94
3.3.3	Résultats	97
3.3.3.1	Sujets valides	97
3.3.3.2	Personnes handicapées moteur	105
3.3.4	Discussion	112
3.4	Conclusion	113
	Conclusion générale et perspectives	114

Table des figures

1.1	Plateforme à base d'un tapis roulant[1]	16
1.2	Plateforme à base de dynamomètres [2]	16
1.3	Plateforme à base d'ergonomètre[3]	17
1.4	Description du simulateur de conduite du FRE de [4], première version	17
1.5	Plateforme Stewart [5]	18
1.6	Plateforme vMocion 3v TM [6]	18
1.7	Plateforme de mouvement : (a) architecture et (b) plateforme avec FR[7]	19
1.8	Unité fonctionnelle (rouleau) de la plate-forme de fauteuil roulant [8, 9]	20
1.9	Plate-forme à rouleaux[10]	20
1.10	Plate-forme mécanique du projet Accessim [11]	21
1.11	Environnement Virtuel CAVE	21
1.12	Différentes configurations de visualisation : Face, WorkBench et Jupe [12]	22
1.13	Principales composantes d'un FRE	22
1.14	SideWinder 2	24
1.15	PHANToM OMNI	24
1.16	Système Sip/Puff	24
1.17	Modèle physique et virtuel du FRE	25
1.18	Vues 3D d'environnements : statique (à gauche) et dynamique (à droite)[13]	27
1.20	Simulateur WheelSim [14]	28
1.19	Environnement domestique VEMS : couloir (à gauche) cuisine (à droite)[8, 9]	28
1.21	Simulateur de conduite de fauteuil roulant première version [4]	29
1.22	Simulateur de conduite de fauteuil roulant deuxième version [4]	29
1.23	Réalité virtuelle d'un fauteuil roulant [14]	30
1.24	Simulateur de fauteuil roulant virtuel [15]	30
1.25	Simulateur de FRE Turtle [16]	31
1.26	Simulateur miWe	32
1.27	Tâches à accomplir : (A) travailler au bureau, (B) utiliser un ascenseur et (C) passer une porte [17]	32
1.28	Simulateur miWe avec contrôleur de mouvement 3D[17]	33
1.29	VRSIM	33
1.30	Simulateur PWCsim	34
1.31	Simulation 3D du fauteuil roulant intelligent avec des capteurs de proximité	35
1.32	Simulateur ISIDORE	35
1.33	Simulateur SIMCHAIR	36
1.34	Simulateur AccesSim	37
1.35	Plateforme de simulation pour un fauteuil roulant manuel et électrique[18]	37
1.36	Simulateur de conduite ViEW : Organe de commande (Joystick Penny & Giles et module d'acquisition Labjack U12)	40

1.37	Simulateur de conduite ViEW : architectures de fauteuil (propulsion, centrale et traction)	40
1.38	Simulateur de conduite ViEW : vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite)	41
1.39	Synoptique du simulateur et de son traitement de données	41
2.1	Modèle à trois niveaux de performance de l'opérateur humain [19]	46
2.2	Les variables de tâche d'après [20]	48
2.3	Schéma fonctionnel d'une tâche de compensation [20]	48
2.4	Schéma bloc du système du contrôle manuel [21]	49
2.5	Modèle de contrôle à trois niveaux de McRuer [20]	50
2.6	Voies interne de l'opérateur humain dans le système homme-machine [22]	51
2.7	Structure du modèle OCM [23]	52
2.8	Acquisition des données de la trajectoire[24, 25]	53
2.9	Expérience sur FRE [26]	54
2.10	Simulateur de FRE (à gauche), Image du parcours expérimental (à droite) [26]	54
2.11	θ_{js} en tournant vers la droite	55
2.12	Définition de d_i et d_0	55
2.13	Les principales classes des modèles de direction [27]	56
2.14	Point tangent [27]	56
2.15	Le chemin courbé de la route Kytajantie, Hyvinkaa, Finland [28]	58
2.16	Illustration des concepts centraux pour structurer les données [28]	58
2.17	Les trois surfaces pour la comparaison entre les groupes par rapport à leur concentration durant la conduite [29]	60
2.18	Simulateur de conduite à base fixe [30]	61
2.19	Masque plein écran avec 20% d'opacité (à gauche), masque supérieur avec 60% d'opacité (dans le centre) et masque inférieur avec 100% d'opacité (à droite) [30]	61
2.20	Version générique du modèle de contrôle de direction à deux niveaux avec anticipation et compensation [30]	61
2.21	Contrôleur linéaire optimal discret donné par [25]	63
2.22	Acquisition des données de la trajectoire anticipée selon [25]	63
2.23	La structure du système Vehicule/Route avec commande optimale de « preview » [25]	64
2.24	Structure du système véhicule/route à l'instant k [25]	64
2.25	Fauteuil VAHM 3	65
2.26	Posture $q : q = [x(t) y(t) \theta(t)]^T$ [24]	66
2.27	Angle de rotation d'une roue motrice [24]	67
2.28	Schéma fonctionnel du système pilote - véhicule	69
2.29	Parcours à suivre	72
2.30	Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle OPCM pour 0.52 m/s (Sujet 5)	73
2.31	Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle OPCM pour 1.02 m/s (sujet 1)	74
2.32	Zone de comparaison - Sujet 1	75
2.33	Point de décrochage entre les trajectoires générées par le modèle OPCM et celles réalisées par le sujet 1	76
2.34	Évolution de la vitesse linéaire par rapport au nombre d'échantillons visibles pour le sujet 1	76
2.35	Commandes optimales pour le sujet 1	77
2.36	Temps anticipé par le sujet 1	77

2.37	Évolution de la vitesse linéaire par rapport au nombre d'échantillons visibles pour le sujet 5	78
2.38	Commandes optimales générées par le modèle OPCM pour le sujet 5	79
2.39	Temps anticipé par le sujet 5	79
2.40	Trajectoire expérimentale et trajectoire générée par le modèle OPCM pour 1.72 m/s (sujet 9, cas de convergence)	81
2.41	Trajectoire expérimentale et trajectoire générée par le modèle OPCM pour 1.72 m/s (sujet 9, cas de divergence)	81
2.42	Les commandes appliquées aux roues près du point de divergence sujet 9 (cas de divergence)	82
2.43	Vitesse linéaire et nombre d'échantillons visibles (sujet 9, cas de divergence)	83
2.44	Vitesse linéaire et le temps anticipé (sujet 9, cas de divergence)	83
2.45	Vitesse linéaire et nombre d'échantillons visibles (sujet 9, cas de convergence)	84
2.46	Vitesse linéaire et le temps anticipé (sujet 9, cas de convergence)	85
3.1	Suivi du regard : (a) dans le commerce, (b) visualisation des pages Web [31]	89
3.2	Exemple d'interaction humaine avec un ordinateur [31]	90
3.3	L'attention des pilotes d'avion peut être étudiée en utilisant le système de suivi du regard [31]	90
3.4	Suivi oculaire monté sur la tête [31]	90
3.5	Yeux illuminés par IR, à gauche : image de pupille lumineuse générée par un éclairage infrarouge le long de l'axe optique. à droite : image de pupille sombre [31]	91
3.6	Dispositif de suivi du regard Tobii (eye tracker)	92
3.7	Principe de fonctionnement du dispositif de suivi de regard	93
3.8	Simulateur 3D View	93
3.9	Principe de mesure de la distance anticipée D_p	94
3.10	L'estimation de la distance anticipée D_p	94
3.11	Parcours à suivre divisé en trois zones	95
3.12	Moyenne D_p des 15 utilisateurs sur les trois zones pour $v = 0.82\text{m/s}$	98
3.13	Moyenne D_p des 15 sujets sur les trois zones pour $v = 1.32\text{m/s}$	99
3.14	Moyenne D_p des 15 sujets sur les trois zones pour $v = 1.72$	99
3.15	D_p pour deux sujets (familiarisé et novice)	101
3.16	Trajectoires générées par le sujet 8 (familiarisé)	102
3.17	Trajectoires générées par le sujet 2 (familiarisé)	102
3.18	Trajectoires générées par le sujet 4 (novice)	103
3.19	Trajectoires générées par le sujet 7 (novice)	103
3.20	Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 1 (AB)	104
3.21	Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 2 (BC)	104
3.22	Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 3 (CD)	105
3.23	Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 1 (AB)	106
3.24	Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 2 (BC)	107
3.25	Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 3 (CD)	107
3.26	Trajectoires générées par le sujet 1 pour différentes vitesses	108
3.27	Trajectoires générées par le sujet 2 pour différentes vitesses	109
3.28	Trajectoires générées par le sujet 3 pour différentes vitesses	110
3.29	Trajectoires générées par le Sujet 4 pour différentes vitesses	111
3.30	Trajectoires générées par le Sujet 5 pour différentes vitesses	112

Introduction générale

Le Fauteuil Roulant Électrique (FRE) est un moyen indispensable pour compenser les situations de handicap de mobilité des personnes atteintes de déficiences motrices sévères. Il a permis à ces personnes d'accéder à une plus grande autonomie dans leur vie sociale, professionnelle et sportive. 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, 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.

Par ailleurs, pour ces personnes présentant des difficultés de conduite ou pour de nouveaux utilisateurs de FRE, l'apprentissage peut être dangereux pour eux-mêmes ou pour leur entourage. Ainsi 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. Une solution consiste alors à faire appel à un simulateur de conduite en FRE de façon à 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. Ce même simulateur autorise également un apprentissage sans danger dans divers environnements reproduisant les déplacements réels de la personne. Quelque 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. C'est dans ce contexte général que se situe la problématique de cette thèse : on vise à définir des paramètres quantitatifs pertinents révélateurs de la qualité de conduite en fauteuil électrique.

L'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. Les premiers modèles en ce sens concernaient le pilotage d'avion. Depuis lors, de nombreuses études ont porté sur la conduite automobile. Très peu d'efforts de recherche ont par contre concerné le contrôle des FRE. Ainsi, après une analyse de la littérature, se propose-t-on d'appliquer et de valider le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) dont le paramètre principal est la distance anticipée par le pilote. Ce modèle suggère qu'une distance anticipée importante assure un bon comportement de poursuite de la trajectoire. Dans la présente recherche, nous essayons de valider ce modèle en déduisant la distance anticipée des données issues d'un capteur de direction du regard. Nous montrons ainsi l'importance de ce paramètre dans l'analyse comportementale du système pilote-FRE.

Dans un second temps on porte plus spécifiquement notre attention sur le critère de distance anticipée déduit de la modélisation. On montre qu'il peut être utilisé comme indicateur permettant

de différencier différents comportements de conduite liés à l'environnement ou à la personne. Pour cela des expérimentations sont mises en place portant sur un panel de sujets valides puis sur des sujets handicapés utilisateurs potentiels ou effectifs de FRE. La distance anticipée sera considérée ici comme le critère permettant de différencier les niveaux d'apprentissage à la conduite en fauteuil électrique.

Structure du mémoire

Le présent document est composé de trois chapitres et est organisé de la manière suivante : le premier chapitre, après une introduction sur les situations de handicap de mobilité et les FRE, présente un état de l'art sur les simulateurs de conduite en fauteuils électriques. On y relate leur composition ainsi que les applications décrites dans la littérature. On termine par une description détaillée du simulateur ViEW développé au laboratoire LCOMS qui sera utilisé dans les expérimentations de cette thèse.

Le second chapitre porte sur la modélisation du système pilote-véhicule. Après une revue de la littérature axée essentiellement sur la conduite automobile et, plus particulièrement, les modèles visuels, on se focalise sur le modèle OPCM que l'on décrit puis valide expérimentalement dans le cas particulier du contrôle d'un FRE. Ces premiers tests mettent en exergue l'importance du paramètre « distance anticipée » dans l'évaluation de la qualité de conduite. Ce paramètre peut être estimé à l'aide d'un système de suivi du regard (« eye-tracker »).

Le troisième chapitre se focalise sur la direction du regard. Un état de l'art du domaine est tout d'abord proposé. Les expérimentations évoquées ci-dessus portant successivement sur un panel de personnes valides puis sur un panel de personnes handicapées sont ensuite décrites et les résultats discutés.

Enfin, le mémoire est clôturé par une conclusion sur le travail effectué et des perspectives sur les travaux futurs envisagés.

Chapitre 1

État de l'art des simulateurs de conduite

1.1 Les fauteuils roulants électriques (FRE)

Les déficiences motrices, génératrices de situations de handicap, sont d'origines très diverses : accidents, maladies, utilisation excessive de produits chimiques ou de médicaments, etc. Ainsi dans [32] les situations de handicap moteur sont classées par cause :

- handicap congénital ou acquis : les malformations sont toujours congénitales, les blessures traumatiques sont toujours acquises, les maladies peuvent être soit congénitales comme par exemple l'achondroplasie soit acquises comme par exemple la sclérose en plaques,
- handicap par malformation, maladie, accident ou vieillissement :
 - les handicaps par malformation sont des troubles dans l'ontogenèse, par exemple les malformations crânio-cérébrales (microcéphalie, agénésie du corps calleux ; malformations vertébro-médullaires : spina bifida, malformations squelettiques ou des membres) ;
 - les handicaps traumatiques : il s'agit de handicaps par blessures accidentelles.
 - les handicaps par maladie qui englobe un ensemble de pathologies, par exemple l'infirmité motrice cérébrale, les accidents vasculaires cérébraux, la sclérose en plaques, la poliomyélite, les myopathies ;
 - les handicaps par vieillissement : ils surviennent du fait des traumatismes (chute..) ou des maladies (accidents vasculaires...) plus fréquents à un âge avancé ;
- handicap évolutif et non évolutif : par maladie évolutive, on désigne des affections dont l'évolution est attendue et péjorative (aggravation, ou au mieux stabilisation), dont le traitement est pour l'instant symptomatique ou palliatif, par exemple : sclérose en plaques, maladie de Friedreich, ataxies cérébelleuses héréditaires, maladie de Charcot, amyotrophies spinales infantiles, etc.

Les personnes dans ces situations ont un contrôle limité de certains muscles et/ou des jambes, ce qui affecte leur mobilité. La médecine n'a pas encore trouvé une approche généralisée pour le traitement et l'assistance aux personnes en situation de handicap physique. Habituellement, chaque patient présente une combinaison différente de symptômes, ce qui nécessite des stratégies différentes pour l'assistance et/ou le traitement.

Les enfants ou adultes handicapés moteurs peuvent souvent bénéficier de moyens de mobilité autonome, tels que les fauteuils roulants électriques, les fauteuils roulants manuels, les scooters et les déambulateurs [33, 34]. La mobilité indépendante augmente les opportunités professionnelles et

éducatives des individus, réduit la dépendance vis-à-vis des soignants et des membres de la famille, et favorise le sentiment d'autonomie. Pour les jeunes enfants, la mobilité indépendante sert de fondement à beaucoup d'apprentissage précoce [33]. Les enfants à mobilité réduite n'ont pas accès à la richesse des stimuli offerts aux enfants autonomes. Ce manque de mobilité peut influencer sur l'état psychologique du patient tel que la démotivation et par conséquent il ne sera pas facilement intégré dans la société [35]. En réponse à ceci, de nombreux projets de fauteuils roulants ont été créés au cours des dernières années.

Pour les adultes, la mobilité autonome est un aspect important de confiance en soi et joue un rôle clé dans le « vieillissement sur place » [36]. Par exemple, si les personnes âgées ont de plus en plus de difficulté à marcher ou à se déplacer, souvent elles ne boivent pas suffisamment de liquide afin de diminuer la fréquence de déplacement au sanitaire. Si elles deviennent incapables de marcher ou de se déplacer un transfert vers un environnement plus adapté peut être nécessaire. Une analyse sur les limitations fonctionnelles chez les personnes adultes et âgées a été donnée par [37]. Les auteurs ont montré que 40/1000 personnes de 18 à 44 ans et 188/1000 personnes de 85 ans et plus ont des limitations fonctionnelles. Les problèmes de mobilité ont des impacts importants sur les activités quotidiennes du patient. Certains activités nécessitent d'utiliser des moyens pour accomplir un grand nombre d'activités (conduire un véhicule, prendre un bus, etc.). De plus, la mobilité réduite entraîne souvent une diminution des activités sociales, ce qui mène à l'isolement social, à l'anxiété et à la dépression. D'après une étude comparative de [38], 31% des personnes ayant de grandes difficultés de mobilité ont déclaré être déprimées ou anxieuses, comparé à seulement 4% des personnes sans difficultés de mobilité [38].

Alors que les besoins de nombreuses personnes peuvent être satisfaits avec les fauteuils roulants manuels ou motorisés conventionnels, les personnes atteintes de déficiences motrices sévères trouvent la conduite des fauteuils roulants difficile ou impossible. Cette population comprend, entre autres, les personnes ayant une faible vision, une réduction du champ visuel, atteintes de spasticité, de tremblements ou de déficits cognitifs. Ces personnes ne sont pas autonomes en mobilité et sont dépendantes d'une personne pour les pousser sur un fauteuil roulant manuel.

Pour assister cette population, de nombreux chercheurs ont utilisé des technologies issues de la robotique mobile afin de créer des « fauteuils roulants intelligents » (en anglais : Smart Wheelchair). Un fauteuil roulant intelligent 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 différents emplacements.

Une étude a indiqué que les cliniciens sont convaincus de l'intérêt des services qu'un fauteuil roulant électrique intelligent pourrait offrir [39]. Les résultats de l'étude sont les suivants :

- ils ont indiqué que de 9 à 10% des patients qui reçoivent une formation en fauteuil roulant électrique trouvent qu'il est extrêmement difficile ou impossible d'utiliser le fauteuil roulant pour les activités de la vie quotidienne ;
- lorsqu'on a demandé spécifiquement aux sujets d'exécuter des tâches de direction et de manœuvre, le pourcentage de patients qui ont signalé ces tâches difficiles ou impossibles a atteint les 40 % ;
- 85 % des cliniciens ont déclaré avoir vu un certain nombre de patients chaque année qui ne peuvent pas utiliser un fauteuil roulant motorisé parce qu'ils n'ont pas les compétences motrices, la force ou l'acuité visuelle requises.

Ainsi, près de la moitié des patients incapables de contrôler un fauteuil roulant électrique par des méthodes conventionnelles pourraient les utiliser s'ils bénéficiaient d'un système de navigation automatisé.

Les fauteuils roulants électriques intelligents ont fait l'objet de recherches depuis le début des années 1980 et ont été développés sur quatre continents. Ils sont cependant encore commercialisés que de façon marginale, le transfert technologique vers l'industrie s'avérant très difficile. Dans ce qui suit nous allons essentiellement nous intéresser aux FRE « classiques » (non-intelligents) et plus particulièrement à l'évaluation des capacités de conduite de leurs pilotes.

1.1.1 Historique

Les fauteuils roulants électriques (FRE) offrent une mobilité fonctionnelle aux personnes ayant des déficiences des membres inférieurs et supérieurs. Plus de 200 000 personnes aux États-Unis utilisent les FRE comme principal moyen de mobilité [40]. Les FRE prennent de plus en plus d'importance à mesure qu'un nombre croissant d'utilisateurs passent de la mobilité manuelle à la mobilité motorisée. Ce changement est particulièrement vrai pour les personnes atteintes de troubles progressifs et les personnes ayant des niveaux élevés de déficience [41]. Des progrès ont été réalisés dans la conception des FRE au cours des 20 dernières années, mais les algorithmes de contrôle de ces fauteuils roulants n'ont pas beaucoup été améliorés depuis le début des années 1980. L'état actuel de la technologie de contrôle du FRE ne fournit pas une mobilité et un confort adéquats pour de nombreux utilisateurs du FRE, en particulier dans des conditions de conduite défavorables. Des améliorations dans les techniques de contrôle et les algorithmes pour les FRE sont nécessaires pour élargir la population de personnes aptes à conduire de manière autonome.

Les origines des FRE commerciaux remontent aux années 1950 [42]. En particulier, un FRE avec deux moteurs internes et une commande par joystick décrite dans [43] est devenu le modèle pour la production commerciale. L'avènement des microprocesseurs monocarte au milieu des années 1970 a permis d'améliorer les contrôleurs et ainsi d'améliorer la maniabilité et la sécurité [44]. Afin de fournir des informations sur les performances et les caractéristiques de sécurité des fauteuils roulants, l'American National Standards Institute et l'Assistive Technology Society (ANSI/RESNA) ont développé des normes de fauteuil roulant regroupant des nombreux tests afin d'évaluer la consommation d'énergie, la capacité d'escalade d'obstacles et d'autres caractéristiques de performance. Les résultats de ces tests peuvent être utilisés pour comparer les FRE et aider les utilisateurs à déterminer quel appareil répond le mieux à leurs besoins [45, 46].

La recherche sur les techniques de contrôle et les algorithmes pour les fauteuils roulants électriques est importante pour les utilisateurs du FRE pour plusieurs raisons. Alors que les FRE sont désormais disponibles en traction avant, en roue médiane et en traction arrière, toutes ces configurations utilisent essentiellement le même logiciel, malgré le fait que la dynamique de leur système varie considérablement. La plupart des contrôleurs de fauteuils roulants permettent de régler des paramètres simples, tels que la vitesse maximale, les limites de freinage et les limites d'accélération [47]. Ce niveau de personnalisation et d'ajustement est suffisant pour répondre aux besoins des utilisateurs expérimentés de fauteuils roulants électriques dans la plupart des circonstances et des opérations d'habileté moyenne sur des surfaces sèches et planes avec peu d'obstacles. La plupart des gens ont des difficultés à faire fonctionner les FRE dans des environnements extérieurs, en particulier lors de conditions météorologiques défavorables, des terrains accidentés ou en pente. Les personnes souffrant de sévères handicaps physiques ou mentaux ont aussi des difficultés à conduire en environnement intérieur.

1.1.2 Les différents FRE

Le tableau 1.1 donne une liste de catégories de fauteuils avec de brèves spécifications techniques. De même le tableau 1.2 liste des FRE de technologie avancée du commerce et quelques prototypes de fauteuils intelligents [36].

1.1.3 De l'adéquation du fauteuil au patient/Accès à l'aide technique

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 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 [49]. 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 [50]. 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 sur les médecins experts, et plus particulièrement les ergothérapeutes.

Dans le cas précis d'un 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'ergonomie 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 la complète, devient donc pertinente, d'autant plus que les tests en situation réelle peuvent être coûteux car souvent très spécifiques [51]. 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, la prescription du fauteuil 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.

Parfois, la prescription d'un fauteuil roulant électrique peut être refusée à une personne handicapée moteur pour des raisons de sécurité ou d'appréhension. Il devient donc impossible d'évaluer l'aide que pourrait apporter l'assistance technique.

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 ;

Type d'entraînement	Deux roues	Entraînement central	Le FRE est manœuvrable dans les petits espaces, mais il peut coincer dans des terrains accidentés.
		Traction avant	Les vitesses globales sont plus lentes, mais le FRE est très stable pour les terrains accidentés.
		Propulsion arrière	Le FRE est stable et peut atteindre des vitesses élevées.
	Quatre roues		Aptitude à l'utilisation dans des terrains défavorables tels que le sable et la neige, mais généralement lourd, coûteux et nécessitant un entretien important. Typiquement, inadapté à l'intérieur.
Suspension	Active		Rare en fauteuil roulant, mais la technologie peut être transférée de l'industrie automobile pour ajuster automatiquement le système de suspension en fonction des conditions de conduite.
	Passive		L'exposition aux vibrations des utilisateurs de fauteuils roulants peut être réduite en utilisant des ressorts et des amortisseurs hydrauliques.
Stabilisation	Active		Ajuster activement le centre de gravité du système en ajustant la vitesse et la direction des roues de contact ou en déplaçant automatiquement le siège. Par exemple, la fonction d'équilibre de iBOT.
	Passive		Les utilisateurs de fauteuils roulants peuvent ajuster la stabilité, en particulier lorsqu'ils montent ou descendent des collines en déplaçant le poids du corps ou en utilisant la commande électronique pour déplacer la position du siège.

TABLE 1.1 – Catégories de FRE d'après [48].

Nom du produit	Organisation	Lieu	Caractéristiques de performance	Statut
iBOT 3000	Independence Technology, LLC	New York, États-Unis	Dynamiquement équilibré, multiples fonctions, y compris la montée d'escaliers	disponible dans le commerce
E-motion	Ulrich-Alber GmbH	Albstadt-Tailfingen, Allemagne	Fauteuil roulant assistée par poussée PAPAW (Pushrim Activated Power Assist Wheelchair)	disponible dans le commerce
Extreme 4 × 4	Magic Mobility, Inc	Rowville, Australie	Quatre roues motrices	disponible dans le commerce
ΩmegaTrac	TEFTEC Mobility, Inc	Texas, USA	Fauteuil roulant orientable à suspension réglable	disponible dans le commerce
Series 8	Glide	Balcatta, Australie	Suspension indépendante	disponible dans le commerce
Trax	Permobil	Tennessee, États-Unis	Suspension indépendante aux quatre roues	disponible dans le commerce
Quickie X-tender	Sunrise Medical Inc.	Colorado, États-Unis	Fauteuil roulant assistée par poussée PAPAW (Pushrim Activated Power Assist Wheelchair)	disponible dans le commerce
TDX	Invacare Corp.	Ohio, États-Unis	Step suspension pour l'escalade de trottoir	disponible dans le commerce
iGlide	Independence Technology, LLC	New York, États-Unis	Fauteuil roulant assistée par poussée PAPAW (Pushrim Activated Power Assist Wheelchair)	disponible dans le commerce
NavChair	University of Michigan	Michigan, États-Unis	Trois modes de navigation : évitement d'obstacles, passage de porte et suivi automatique des murs	Recherche
TetraNauta	Universidad de Sevilla	Sevilla, Espagne	Navigation autonome dans les environnements intérieurs	Recherche
SPAM	AT Sciences, LLC et University of Pittsburgh	Pittsburgh, États-Unis	PAPAW avec des modules d'évitement d'obstacles	Recherche
TopChair	Logosilver	France	Monte-escalier	disponible dans le commerce
VAHM	LCOMS	Metz, France	suivi de mur et passage de porte	Recherche

TABLE 1.2 – Exemples de modèles de FRE avancés ou intelligents d'après [48]

- 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 d’obtenir des indications sur la capacité ou la performance de conduite.

Ces pistes ont mené plusieurs équipes de recherche à travailler sur des développements de prototypes de simulateurs de conduite de fauteuils roulants. Dans la section suivante, après un bref historique de ce type de simulateur, nous allons décrire rapidement les matériels qui les composent et nous présenterons les principaux simulateurs de FRE existants classés en fonctions des applications visées en termes de réadaptation.

1.2 Les simulateurs de FRE

1.2.1 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 handicapées sont très récents. Au début des années 80, Pronk et ses collègues ont été les premiers à développer un outil de simulation pour la conduite des fauteuils roulants électriques [52]. 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 [53], [54]. 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 [8], [55] ou des adultes [56]. Cet outil peut aussi être destiné à la rééducation de personnes héminégligentes [57]. Outre l’apprentissage des réflexes de conduite, d’autres classes d’applications sont recensées dans [58] : 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 [59]. Enfin, développer un outil facilitant le processus de recherche et développement est un objectif avancé dans [60].

1.2.2 Composition

Les simulateurs de FRE sont composés d’une ou plusieurs interfaces de commande, ainsi que de plateformes virtuelles ou réelles reliées avec le simulateur en entrée-sortie et interagissent avec un environnement virtuel affiché ou projeté sur un ou plusieurs écrans. Dans le cas le plus simple, le retour d’information est principalement visuel et réalisé avec des organes d’affichage (écran, casque etc.). Dans le cas d’un retour proprioceptif, une plateforme mécanique couplée au simulateur permettra de renvoyer au patient des informations sensorielles telles les vibrations, les pentes et les accélérations.



FIGURE 1.1 – Plateforme à base d'un tapis roulant[1]



FIGURE 1.2 – Plateforme à base de dynamomètres [2]

1.2.2.1 Plateformes mécaniques

Les mouvements du FR peuvent être simulés par un tapis roulant (figure 1.1), des dynamomètres (figure 1.2) ou des ergomètres pour fauteuil roulant manuel (figure 1.3). Selon [61] chaque système possède ses points forts et ses points faibles en termes de coût, d'ajustabilité, de taille et de facilité d'utilisation. Il n'y a pas de réponse unique sur le meilleur système et chacun d'eux peut être appliqué pour plusieurs buts. Par exemple, les tapis roulants et les dynamomètres sont utilisés pour les aspects cinétiques et cinématiques de la propulsion des fauteuils roulants. Les tapis roulants fournissent l'angle de mouvement pour simuler la montée d'une pente ou le long d'une surface inclinée. Cependant, les tapis roulants sont difficiles à appliquer dans l'étude de la résistance au roulement des surfaces. Les systèmes à rouleaux, également appelés dynamomètres, sont simples à utiliser mais ne simulent pas la propulsion au sol. Les ergomètres sont utilisés pour les aspects physiques et utilisent généralement un fauteuil roulant manuel standard en laboratoire. Ils peuvent également collecter des variables de propulsion.

Dans [4], les auteurs ont utilisé une plateforme de mouvement Stewart à six degrés de liberté avec une précision relativement élevée (± 0.5 mm en position, ± 0.2 degré en rotation) (figure 1.4). Elle simule le mouvement, les vibrations dues aux moteurs du fauteuil, la rugosité du sol et les collisions entre le fauteuil roulant et l'environnement. La plateforme de mouvement est équipée d'un système avec siège emprunté à un fauteuil roulant Invacare. Le dispositif a été modifié pour



FIGURE 1.3 – Plateforme à base d’ergonometre[3]

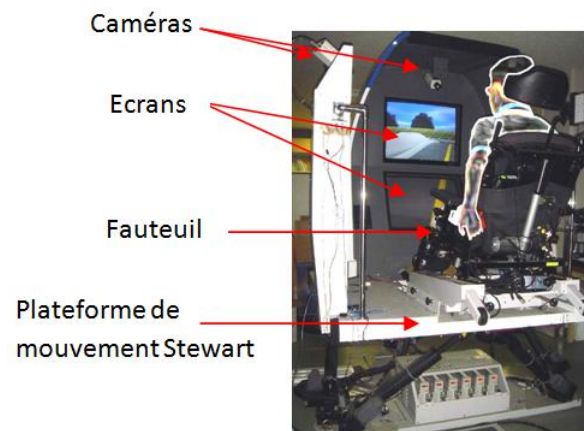


FIGURE 1.4 – Description du simulateur de conduite du FRE de [4], première version

ajouter les fonctionnalités d’inclinaison.

Sonar et al. [5] ont utilisé une forme modifiée de la plateforme Stewart, illustrée par la figure 1.5. La plateforme est composée de deux plateaux : un plateau inférieur immobile et un plateau supérieur relié au premier par l’intermédiaire de vérins. La longueur des différents vérins impose l’orientation du plateau supérieur.

La plateforme vMocion 3vTM [6], un dispositif basé sur la stimulation vestibulaire galvanique (SVG), peut potentiellement être utilisée pour le retour de mouvement vers l’utilisateur. Le système stimule le système vestibulaire du corps (situé dans l’oreille interne) et produit une sensation de mouvement en temps réel basée sur ce que voit l’utilisateur (figure 1.6). Il comprend les trois dimensions du mouvement et synchronise les champs visuel et vestibulaire en 0,1 seconde.

Dans [7] les auteurs ont utilisé une plateforme basée sur une paire de rouleaux montés de sorte qu’un rouleau soit en contact tangentiel avec chacune des roues motrices. Le contact de frottement entre le pneu et le rouleau est suffisant pour assurer que le rouleau tourne simultanément avec chaque roue et puisse ainsi être utilisé pour naviguer dans l’environnement virtuel. L’utilisation de deux rouleaux était nécessaire pour distinguer le mouvement différentiel des roues motrices du fauteuil roulant afin de détecter une rotation (figure 1.7)[7].

L’élément du développement de VEMS (Virtual Environment Mobility Simulator) implique la

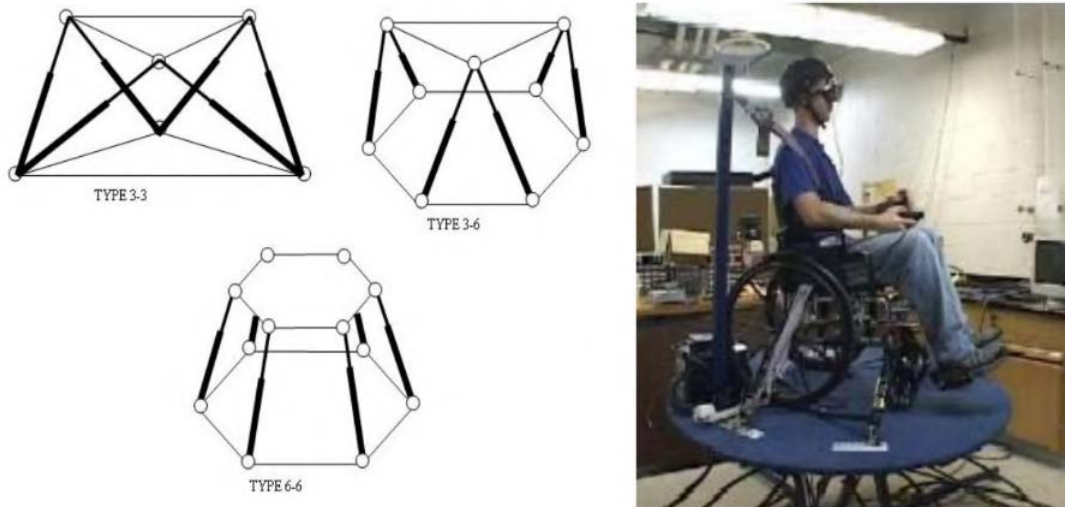


FIGURE 1.5 – Plateforme Stewart [5]



FIGURE 1.6 – Plateforme vMocion 3vTM[6]

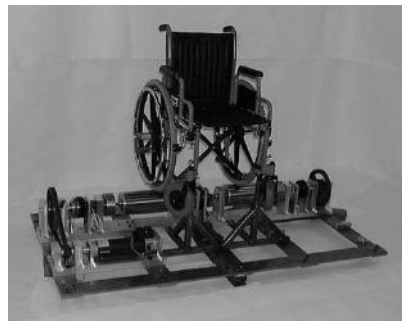
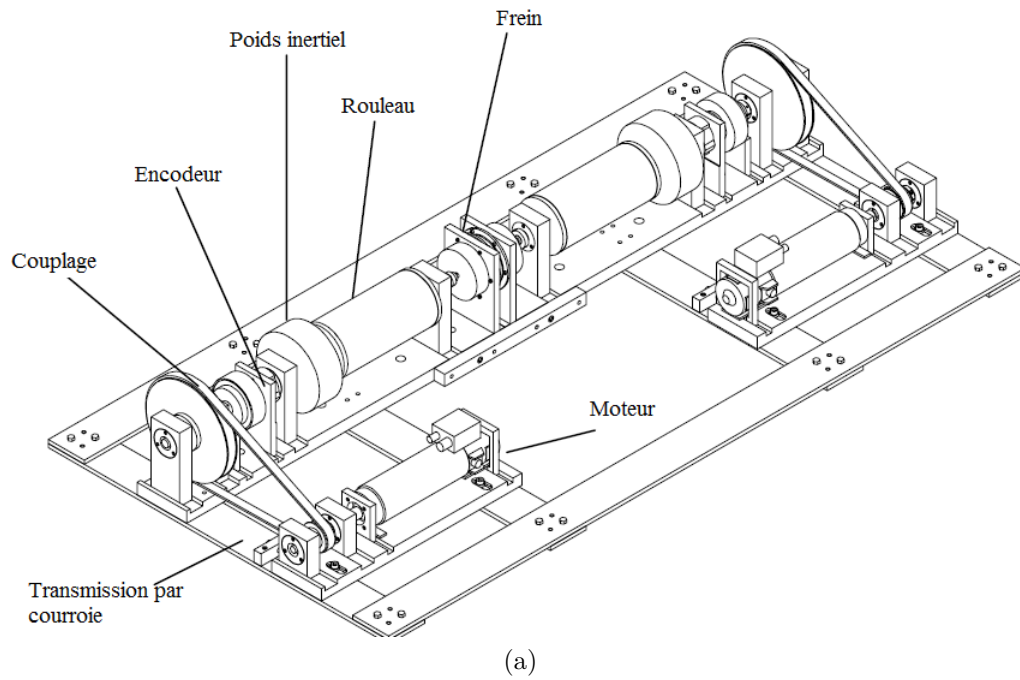


FIGURE 1.7 – Plateforme de mouvement : (a) architecture et (b) plateforme avec FR[7]

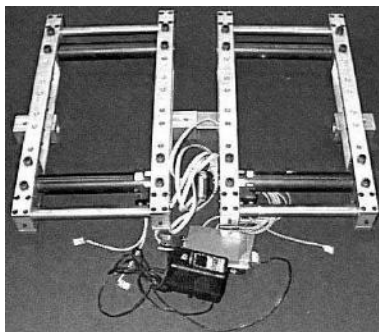


FIGURE 1.8 – Unité fonctionnelle (rouleau) de la plate-forme de fauteuil roulant [8, 9]

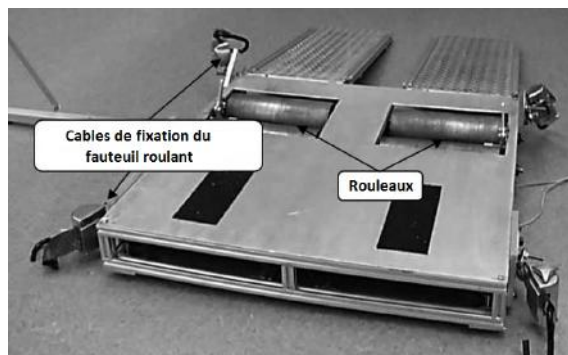


FIGURE 1.9 – Plate-forme à rouleaux[10]

conception et la construction d'une plate-forme de fauteuil roulant intégrant une unité à rouleaux. Ce dispositif est la partie fonctionnelle de la plate-forme conçu pour servir d'interface mécanique entre le fauteuil roulant et l'ordinateur. Il a été conçu pour garder le fauteuil roulant stationnaire, tout en permettant la rotation des roues. Cette unité se compose de deux paires de rouleaux (illustrés à la figure 1.8), chacun équipé de réflecteurs et de capteurs pour suivre le mouvement du fauteuil roulant. Les signaux numériques sont obtenus à partir de codeurs rotatifs. le principe de l'odométrie est appliqué pour déterminer les composantes de translation et de rotation afin d'obtenir le déplacement réel du fauteuil [8, 9].

VRSIM est un simulateur de conduite à base réalité virtuelle. Il peut aider les cliniciens à effectuer des évaluations normalisées de la conduite des fauteuils roulants. Les utilisateurs utilisent leur propre FRE et doivent le stationner sur une plate-forme à rouleaux décrite par le figure 1.9 [10].

Dans le cadre du projet Accessim, les auteurs dans[11] ont développé une plateforme de mouvement composée de quatre vérins électriques 1.10. Ces derniers permettent de gérer les inclinaisons de la plateforme robotique et donc du fauteuil. La plateforme de mouvement peut simuler les vitesses et accélérations selon trois 3 degrés de liberté : translation haut/bas, rotation avant/arrière et rotation gauche/droite. Par sa petite taille, la plateforme est transportable et est accessible par tous types de fauteuils (électrique ou manuel). Son principal objectif est l'évaluation de l'apport de l'interface kinesthésique dans la perception de l'utilisateur lors de la navigation.

1.2.2.2 Organes de visualisation

Afin d'obtenir une immersion maximale lors de la simulation, l'environnement virtuel CAVE (CAVE Automatic Virtual Environment) (figure1.11) est le plus approprié. Il entoure l'utilisateur avec des images projetées d'un environnement virtuel. Trois écrans de rétro-projection composent trois murs d'un cube d'environ 3 mètres de coté qui disparaissent tous lorsqu'ils sont éclairés avec des images



FIGURE 1.10 – Plate-forme mécanique du projet Accessim [11]

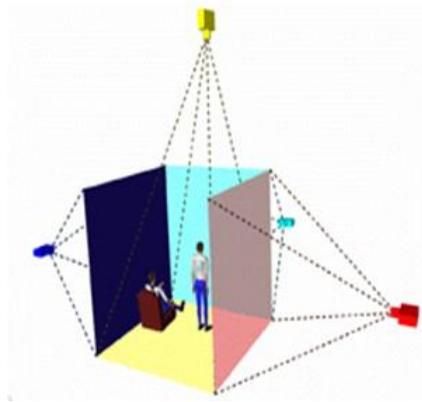


FIGURE 1.11 – Environnement Virtuel CAVE

virtuelles. Un quatrième projecteur illumine le sol pour une immersion complète. Les projecteurs possèdent une haute résolution pour projeter des images stéréoscopiques. Des lunettes à obturations à cristaux liquides actifs sont portées pour séparer les images dédiées à chaque œil, tandis que la position de la tête de l'utilisateur est suivie par un dispositif spécifique. L'utilisateur peut se déplacer dans l'environnement virtuel et voir son propre corps lorsqu'il interagit avec des objets réels et virtuels. Les auteurs ont suggéré que ce type d'environnement était le plus approprié pour la simulation du FR [62].

Cependant, ce type de matériel est d'une utilisation peu pratique dans le cadre de séances de réadaptation quotidienne avec des patients. C'est pourquoi les simulateurs de FRE utilisent principalement des dispositifs moins encombrants et moins onéreux comme de simples écrans.

Néanmoins le choix d'une interface visuelle et la qualité des graphismes virtuels en temps réel sont importants pour la perception de l'utilisateur et ont un impact sur son immersion. Des interfaces d'affichage semi-immersives, comme un écran semi-cylindrique, assurent un champ de vision élevé (150° horizontalement, 40° verticalement) et offrent ainsi à l'utilisateur une immersion visuelle élevée [63].

En pratique, les interfaces immersives telles que les visiocasques (HMD : Head Mounted Displays) sont couramment utilisées [64, 65, 66]. Cependant, les auteurs de [7] ont rapporté que lorsque les utilisateurs avaient le choix entre un HMD et un grand moniteur, beaucoup d'entre eux ne choisissaient pas le HMD, mais ils n'ont fourni aucune raison expliquant la préférence des utilisateurs.

Une approche intéressante pour justifier la conception d'une interface visuelle est d'étudier le champ de vision de l'utilisateur de fauteuil roulant. Par exemple, le regard d'un utilisateur de fauteuil roulant motorisé est délimité par un cône d'environ 45° . La connaissance du champ moyen de la position de la tête permet donc d'estimer le champ de vision horizontal minimum (140°) et le



FIGURE 1.12 – Différentes configurations de visualisation : Face, WorkBench et Jupe [12]

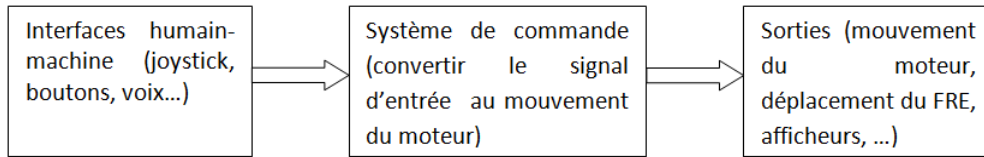


FIGURE 1.13 – Principales composantes d'un FRE

FOV vertical (135°) [67]. La qualité graphique et le réalisme sont immédiatement perçus par les utilisateurs et peuvent avoir un impact important sur une interface en tant qu'outil d'apprentissage [68, 56].

Dans [12], l'auteur a testé différentes configurations de visualisation (face, workbench et jupe cf. figure 1.12) et a montré que la visualisation nécessaire à la bonne conduite d'un fauteuil roulant en environnement virtuel est variable selon l'utilisateur et l'encombrement de l'environnement. En testant différentes configurations d'immersion visuelle qui modifient le champ de vision de l'utilisateur, selon la configuration utilisée, le sujet bénéficie d'informations plus ou moins proches de son fauteuil. La vue de face est une vision orientée vers l'avant du fauteuil avec un champ de vision limité. La vue workbench offre une augmentation du champ de vision vers le bas supplémentaire à la vue de face. La vue jupe, propose un champ de vision supplémentaire centré sur le fauteuil.

Un tracker de tête peut également être utilisé pour changer l'image sur l'écran en fonction du point de vue de l'utilisateur [69]. Le suivi de la tête et la vision stéréoscopique avec le visiocasque ont également été considérés [70]. L'ajout d'informations visuelles dans le champ de vision de l'utilisateur peut être un bon moyen pour motiver un utilisateur dans son activité d'apprentissage [8]. La qualité et la portée du champ de vision de l'utilisateur ont un impact sur le nombre de collisions entre le fauteuil roulant virtuel et les objets virtuels [67]. Avec un HMD équipé d'un tracker, le champ de vision est mis à jour en temps réel en fonction de l'orientation de la tête de l'utilisateur. Avec un écran, le champ de vision de l'utilisateur devrait inclure les extrémités du fauteuil roulant virtuel pour lui permettre d'éviter les collisions avec les objets virtuels. Bien que ce type de matériel soit très intéressant, il demeure difficile à mettre en œuvre avec des patients en situations de handicap, notamment les patients corsetés et n'ayant pas un port de tête correct.

1.2.2.3 Organes de commande

Les principales composantes d'un fauteuil roulant électrique peuvent être classées en tant qu'entrées, systèmes de commande et sorties, et sont illustrées par la figure 1.13. Le joystick est l'interface d'entrée la plus utilisée dans les fauteuils roulants électriques. Il est normalement installé sur tous les FRE. Les joysticks les plus couramment utilisés sont actionnés par la main, le doigt, le menton et la langue. Les principaux types de joystick sont : à commutateur et proportionnel. Les joysticks à commutateur agissent de manière unidirectionnelle en convertissant les signaux de contact électrique en informations de positionnement discrètes. Ils mettent généralement en œuvre quatre

commutateurs donnant un total de huit positions discrètes, quatre en activant un seul commutateur et quatre par l'activation combinée des commutateurs. Les joysticks proportionnels tirent leur nom du mouvement (proportionnel) de la manette, ce qui entraîne un signal de sortie proportionnel, dû à un changement résistif ou inductif, qui indique la position de la manette. Un autre type de joystick proportionnel est le joystick à retour de force (figure 1.14). Ainsi dans [71] des capteurs sont utilisés pour détecter les obstacles sur le chemin du fauteuil roulant, une force est appliquée à la manette en opposition à la direction du fauteuil de sorte que l'utilisateur puisse éviter l'obstacle. Les résultats ont montré que ces joysticks permettent à l'utilisateur d'améliorer sa manœuvrabilité avec moins de collisions dans son environnement [24]. La manette haptique PHANTOMTM de SensAble Technologies[®] a également été testée dans cette étude. Elle se présente sous la forme d'un stylet à 6 degrés de libertés (figure 1.15). Elle est très utilisée dans la recherche en réalité virtuelle car elle permet de toucher et de manipuler les objets virtuels en 3D. Les PHANTOMSTM sont les effecteurs haptiques les plus utilisés en travaux de recherche sur l'haptique.

Les dispositifs Sip/Puff sont largement utilisés pour contrôler les FRE (figure 1.16). Ils se composent d'un cadre de tête avec une boîte de commutation et un tube en plastique remplaçable. L'utilisateur contrôle le FRE en injectant de l'air à l'aide de sa bouche. Un souffle peut déterminer la direction dans laquelle l'opérateur veut que la chaise se déplace pendant que l'aspiration confirme le choix. Ils sont couramment utilisés conjointement avec un affichage à cristaux liquides (LCD) afin que l'utilisateur puisse naviguer à l'aide d'un système de menu informatisé. Ce dispositif fonctionne sans mouvement des membres supérieurs et inférieurs, mais l'utilisateur doit avoir un bon contrôle respiratoire.

L'électropalatographie [72, 73] est une technique instrumentale permettant de déterminer le contact langue/palais pendant la parole. La technique utilise un palais artificiel avec des électrodes intégrées dans sa surface faisant face à la langue. Chaque palais est fait pour s'adapter au sujet et nécessite normalement une empreinte dentaire simple et un ajustement ultérieur. Les électrodes sur le palais sont connectées à une unité électronique, qui recueille les données de contact du palais et le transmet à un ordinateur. L'ordinateur affiche les modèles de contact, soit en temps réel, soit hors ligne pour l'analyse. L'utilisateur peut adapter n'importe quel nombre d'électrodes sur la palette pour contrôler la direction et la vitesse du fauteuil roulant. Ce type d'interface est avantageux par rapport aux autres car la langue ne souffre pas de fatigue contrairement aux autres membres et peut être contrôlée très précisément.

Le contrôle par reconnaissance vocale [74] est un autre moyen utile de contrôler des FRE. Les systèmes de parole sont généralement utilisés avec les patients atteints de lésion spinale de niveau supérieur. Le FRE est configuré avec un système intégré de reconnaissance vocale qui reconnaît un petit vocabulaire de mots utilisés pour contrôler le mouvement directionnel, par exemple avant, arrière, gauche, droite, etc. [75, 76]. Une autre méthode consiste à utiliser l'électropalatographie pour déterminer les mouvements de la langue sur les mots prononcés, tels que les directions, et à traiter les mouvements avec un système de reconnaissance des formes afin que le système reconnaisse le motif et applique le mouvement directionnel.

Les systèmes de suivi de l'expression faciale (gestuelle) [77] constituent un moyen nouveau pour contrôler les FRE. Une caméra est installée sur le FRE ainsi qu'un système informatique pour le traitement. La caméra surveille les gestes du visage et des mains du patient, utilise le visage pour reconnaître le patient et localise les mains du patient afin de ne pas les confondre avec celles d'un autre patient. D'autres exemples incluent des systèmes de suivi du visage et du regard [78], qui surveillent la position de la tête et de la zone autour de l'œil pour voir si le patient regarde dans une certaine direction. Le fauteuil roulant électrique ira alors dans cette direction après confirmation de l'utilisateur par hochement de tête ou par secousse de la tête. L'électrooculographie [79] est une méthode qui utilise des électrodes placées autour de l'œil pour détecter la position du globe oculaire dans sa cavité, donnant à l'utilisateur la possibilité de contrôler la chaise par le mouvement

des yeux.



FIGURE 1.14 – SideWinder 2



FIGURE 1.15 – PHANTOM OMNI



FIGURE 1.16 – Système Sip/Puff

Un type d'entrée de commande de FRE pour les personnes handicapées qui ne maîtrisent pas complètement leurs membres supérieurs est basé sur les signaux électromyographiques (EMG). Ce dernier répond aux besoins des utilisateurs ayant des mouvements restreints mais bien contrôlés. Enfin, dans [80], les auteurs ont montré que le FRE peut être contrôlé par les personnes atteintes

de tétraplégie utilisant les signaux du cerveau à l'aide d'une interface Cerveau-Ordinateur (Brain Computer Interface).

1.2.2.4 Outils informatiques de développement

La plupart des simulateurs utilisent des plateformes à base de réalité virtuelle. Ils utilisent des logiciels de création 3D tels que le 3DStudio Max pour la conception du FRE incluant le châssis, les roues etc. (cf. figure 1.17). Cette modélisation prend en compte la taille du FRE (largeur, longueur) afin d'avoir un modèle virtuel identique en dimensions au fauteuil roulant réel. Ensuite la dynamique du FRE est intégrée à l'aide de logiciels tel que Virtools ou Unity 3D qui sont des moteurs 3D temps réels. Ils vont permettre l'interaction dynamique entre l'utilisateur et le monde virtuel dans lequel il va se déplacer. Ils sont pour la plupart basé sur les langages C, C++. Cette modélisation offre plusieurs avantages tels que l'obtention de nombreuses mesures pour l'analyse sans les effets des perturbations liées aux mesures avec des plateformes mécaniques. De plus, ces simulateurs peuvent être utilisés individuellement sans l'intervention du thérapeute.



FIGURE 1.17 – Modèle physique et virtuel du FRE

Voici quelques exemples de simulateurs ainsi que les logiciels qui ont servi à les développer :

VEEMS (Virtual Environment Mobility Simulator) est un simulateur de conduite en FRE développé par l'université de Limerick de l'Irlande. Son développement vise à fournir des solutions simples et efficaces d'apprentissage et de réadaptation pour conduire un fauteuil roulant électrique [8, 9]. Il a été construit à l'aide des logiciels : AutoCAD 2000, WorldToolKit (version 9) et Microsoft Visual C++ (version 6.0). AutoCAD 2000 a été utilisé pour la construction et la modification d'objets virtuels 3D existants. WorldToolKit (version 9) a fourni une bibliothèque de fonctions qui peuvent être codées dans Microsoft Visual C++ (version 6.0) pour la manipulation dynamique des objets virtuels. En outre, Microsoft Visual C++ (version 6.0) a fourni la plate-forme pour la compilation et l'exécution du programme. L'environnement familial développé à l'aide de ces logiciels comprenait une chambre, une salle de bain, un salon, un bureau et une cuisine avec des

couloirs communicants. Cet environnement est visualisé sur un écran d'ordinateur, et propose des tâches simples ainsi que des éléments de jeu pour motiver l'utilisateur [8].

PWCsim (Power Wheelchair Simulator) [81] à été créé à l'aide de Google SketchUp7 (www.sketchup.com) pour concevoir les modèles 3D, y compris l'environnement intérieur (maison) et le FRE.

Dans [59], sur la base du terme « Serious Games », les auteurs ont combiné la simulation et la réalité virtuelle avec un jeu, pour l'entraînement des personnes à prendre des décisions, résoudre un problème et pour l'éducation. Ils ont utilisé Unreal Engine 3 (UE3), un moteur de jeu qui inclut le moteur physique Nvidia PhysX et offre ainsi la possibilité de réaliser un simulateur de conduite virtuelle pour un fauteuil roulant.

Le simulateur Accessim [82] qui vise au développement d'un système de Réalité Virtuelle constituant un outil innovant d'aide à la conception d'environnements accessibles, utilise 3DVia Virtools de Dassault Systems.

Les créateurs du simulateur Wheelchair-VR [83] ont utilisé le logiciel Unity 3D game qui peut fonctionner sur de nombreuses plateformes matérielles et logicielles (PC, Mac, Smartphone).

1.2.3 Applications des simulateurs de FRE

Deux facteurs principaux ont motivé les concepteurs à créer des simulateurs de fauteuils roulants pour diverses applications. Le premier est la conséquence de l'adoption par de nombreux pays de lois en faveur des personnes handicapées afin d'imposer des normes d'accessibilité. Par conséquent, des simulateurs de fauteuils roulants ont été conçus pour sensibiliser les architectes et les autorités locales aux difficultés d'accessibilité des personnes handicapées [65, 64, 18]. Les simulateurs sont alors utilisés comme des outils de visualisation a priori de l'accessibilité en fauteuil roulant d'un bâtiment avant sa construction ou sa rénovation, et peuvent ainsi devenir un outil de contrôle de conformité [84, 85].

Un deuxième facteur est lié à l'apprentissage des utilisateurs dans le but de les aider à mieux contrôler le fauteuil roulant électrique et à atteindre un niveau d'autonomie plus élevé [65, 66, 84, 86]. De plus, un simulateur de fauteuil roulant peut offrir plus de sécurité dans les différentes étapes d'entraînement, notamment pour les enfants ou pour les personnes ayant une déficience motrice ou visuelle due à des lésions cérébrales [55, 56]. Un simulateur améliore la motivation d'apprendre [70] et peut améliorer la perception spatiale des enfants qui n'ont pas eu accès à l'expérience de l'auto-locomotion durant leurs premières années de développement [66]. L'utilisation de simulateurs de fauteuils roulants a le potentiel de réduire les coûts d'entraînement [87] en facilitant l'acquisition des compétences de la conduite assistée par un fauteuil roulant [88]. Enfin, un autre élément de la conception des simulateurs de fauteuils roulants consiste à motiver les utilisateurs de fauteuils roulants manuels à faire des exercices afin d'améliorer ou de maintenir leur niveau de forme cardiovasculaire [89, 90].

Dans les paragraphes suivants, nous présentons différents projets de simulateurs en fonctions de leur finalité.

1.2.3.1 Les simulateurs de FRE pour l'apprentissage de la conduite ou la réadaptation

Les chercheurs de l'Oregon Research Institute (ORI) ont été parmi les premiers à utiliser la réalité virtuelle pour l'apprentissage en conduite d'un FR pour les enfants handicapés moteurs [14]. Ils ont utilisé cette méthode pour améliorer la mobilité des enfants aveugles et sourds en les entraînant à utiliser efficacement leurs fauteuils roulants. Dans ce projet, l'environnement généré par ordinateur simule une rue avec des personnes afin que l'enfant puisse avoir plus d'expérience en

tant que conducteur de fauteuil roulant. En fait, les chercheurs développent un ensemble d'outils d'éducation et de réadaptation pour les personnes handicapés moteurs. Ces outils sont basés sur une étude expérimentale pour prendre en compte les conséquences spécifiques des différents types d'apprentissage de la navigation sur les enfants utilisant la réalité virtuelle. Ce projet propose également l'utilisation de la réalité virtuelle pour améliorer la perception spatiale à travers les mouvements [91], par exemple en utilisant des sons en cas de collision. L'étude peut être basée sur trois scénarios différents en fonction de la motivation et du rythme personnel des patients évalués. Il vise à apporter une navigation et une expérience sécurisées à l'utilisateur. Ce projet prouve l'utilité de la réalité virtuelle pour les enfants souffrant de handicaps moteurs sévères. Avec la réalité virtuelle, il est maintenant possible d'explorer et d'agir sur l'environnement physique afin d'acquérir des compétences de mobilité, c'est-à-dire des stratégies cognitives et des capacités de perception qui ne peuvent être apprises qu'à partir d'une expérience initiale. Dans le simulateur, un retour sonore a également été intégré pour les personnes aveugles [92].

Dans [13], les auteurs ont développé un environnement virtuel permettant aux utilisateurs de conduire sans risque à l'aide d'un joystick (figure 1.18). Le contexte virtuel de l'apprentissage comprend des scénarios simples simulant des mouvements de base et des scénarios dynamiques complexes simulant des mouvements sur un trottoir avec des personnes se promenant autour. Les cliniciens pouvaient modifier les scénarios virtuels afin de définir des tâches spécifiques et enregistrer la progression de la formation.

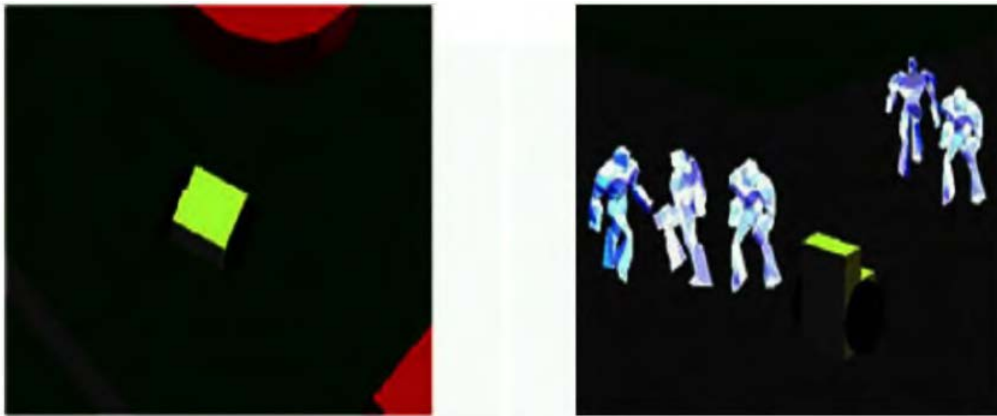


FIGURE 1.18 – Vues 3D d'environnements : statique (à gauche) et dynamique (à droite)[13]

VEMS est un simulateur de conduite en FRE développé par l'université de Limerick en l'Irlande. Son développement vise à fournir des solutions simples et efficaces d'apprentissage et de réadaptation pour conduire un fauteuil roulant électrique [8, 9]. L'analyse de la conduite en FRE pour les enfants handicapés moteurs est fortement liée à l'exploration et à l'interaction avec l'environnement. Ce système fournit un contexte environnemental virtuel et familier sur un écran d'ordinateur et propose des tâches simples avec divers éléments de jeu pour motiver l'utilisateur (figure 1.19). La nature très diversifiée des incapacités nécessite néanmoins une adaptabilité du système aux besoins spécifiques de chaque utilisateur. Il utilise une technique d'analyse pour apprendre les comportements, les préférences et les incapacités des utilisateurs à remplir leurs conditions afin d'avoir un apprentissage efficace. VEMS est adaptatif dans ses tailles d'éléments constitutifs [93] et permet d'aider les enfants à acquérir des capacités motrices en utilisant un système de réalité virtuelle sûr et sécurisé grâce à :

- l'étude d'une méthode expérimentale et statistique pour mesurer les qualifications requises pour conduire un fauteuil roulant dans un environnement virtuel ;
- l'élaboration d'une procédure analytique pour obtenir des modèles mathématiques du comportement d'un utilisateur en phase d'apprentissage.



FIGURE 1.20 – Simulateur WheelSim [14]

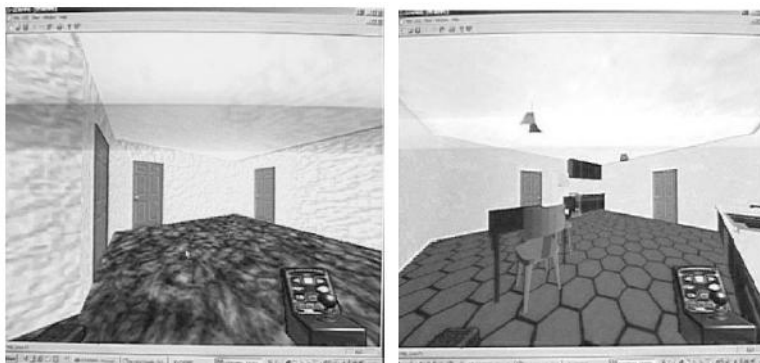


FIGURE 1.19 – Environnement domestique VEMS : couloir (à gauche) cuisine (à droite)[8, 9]

Le logiciel WheelSim© [14] est le seul simulateur de fauteuil roulant disponible sur le marché. C'est un produit de la société LifeTool (fondée en 1998), installée à Linz en Autriche. La version actuelle du logiciel vise à compenser la mobilité des personnes handicapées. Cette société réunit les compétences de spécialistes diversifiés, combinant l'intégration éducative, psychologique, sociale des membres des organismes sociaux avec l'expertise technique de chercheurs en ingénierie et des spécialistes du handicap et de la réadaptation. Le logiciel WheelSim vise à faciliter l'apprentissage de la conduite en fauteuil roulant électrique, et peut également être utilisé comme un logiciel de diagnostic et de formation ou même comme un simple jeu. Il vise à améliorer la mobilité personnelle ou la sécurité de la circulation. Le fauteuil roulant peut être commandé avec un joystick, les touches fléchées du clavier ou avec des simples contacteurs. Les niveaux de navigation peuvent être ajustés en termes de situation et de complexité (figure 1.20). WheelSim© inclut également une notion de défaut, c'est-à-dire des déviations par rapport aux lignes jaunes indiquant les limites de sécurité, les collisions de navigation ou les règles de circulation. Les fautes sont quantifiées, signalées par des rétroactions visuelles et peuvent induire jusqu'à la disqualification (arrêt de navigation). Les applications peuvent concerner la réadaptation, l'apprentissage des enfants, la compensation des déficiences physiques, etc. [14].

Le simulateur de FRE développé par l'institut de recherche National Rehabilitation Center for the Disabled au Japon [4] a comme objectif l'utilisation pratique d'un simulateur d'environnement extérieur pour un fauteuil roulant électrique. Le simulateur est constitué de deux écrans d'ordinateur et d'une plate-forme mobile (figure 1.21). L'environnement virtuel inclut des panneaux routiers, des passages à niveau, des trottoirs, etc. Les piétons et les bicyclettes peuvent emprunter différentes voies et chemins. La plate-forme est connectée à six actionneurs (des servomoteurs électriques) produisant des accélérations et des décélérations similaires à celles d'un véritable fauteuil roulant électrique. Les résultats de la conduite ont montré que les utilisateurs ont trouvé de nombreuses similitudes entre les trajets réels et virtuels, bien qu'ils aient plus de difficultés à utiliser le simulateur.



FIGURE 1.21 – Simulateur de conduite de fauteuil roulant première version [4]

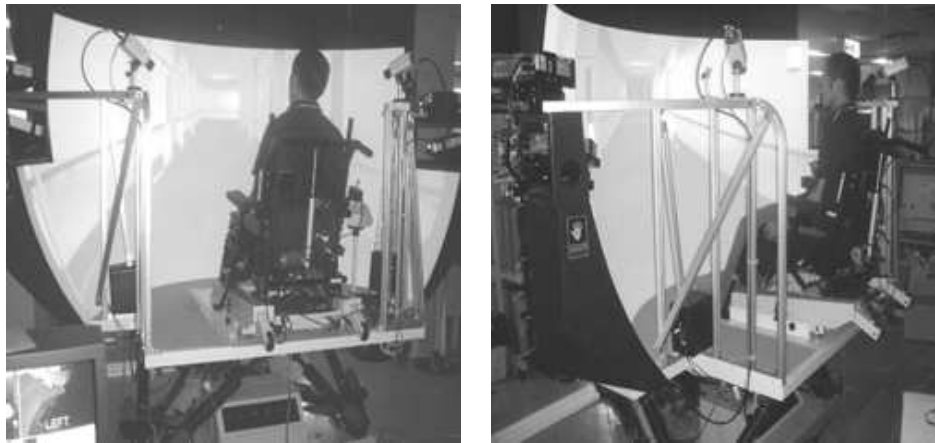


FIGURE 1.22 – Simulateur de conduite de fauteuil roulant deuxième version [4]

Cela a été provoqué par l'absence de vue latérale et par des maladies vestibulaires dont environ la moitié des utilisateurs ont été atteints. Les évolutions du système ont conduit à une nouvelle version dans laquelle la modification la plus importante consistait à remplacer le système d'affichage à deux écrans par un affichage hémisphérique permettant un champ de vision de 110° (figure 1.22). Les dernières expériences ont conduit à la définition de critères d'évaluation qualitatifs et quantitatifs basés sur des mesures telles que la position du FRE, la vitesse, le contrôle du joystick, etc. Ils ont utilisé la déviation standard de l'amplitude du joystick et le rapport entre les basses et les hautes fréquences des positions du joystick comme des critères d'évaluation des compétences, qui semblent efficaces lorsqu'ils sont correctement combinés.

Le projet VRWC (Virtual Reality Wheelchair) consiste en la conception et la réalisation de toutes les parties d'un simulateur de fauteuil roulant manuel [14]. Les assurances ne prennent pas en charge les utilisateurs de FRE qui n'ont aucune compétence. Dans ce contexte, le simulateur VRWC a été créé. Ce simulateur permet aux utilisateurs d'améliorer leur qualité de conduite en fauteuil roulant dans un environnement virtuel, sous la supervision d'un thérapeute. Si l'utilisateur maîtrise la conduite du FRE sur le simulateur, dans ce cas il sera accepté par les compagnies d'assurances. Ainsi, les familles obtiendraient des facilités pour acheter des fauteuils roulants à leurs enfants. La détection de collision et de pente sont possibles grâce à un ensemble de segments qui modélisent les surfaces de contact (horizontal pour les obstacles, vertical pour le sol) (figure 1.23). Il utilise le joystick pour contrôler le FRE avec un enregistrement vidéo de tout le scénario de conduite. Il possède une plateforme à 6DDL.

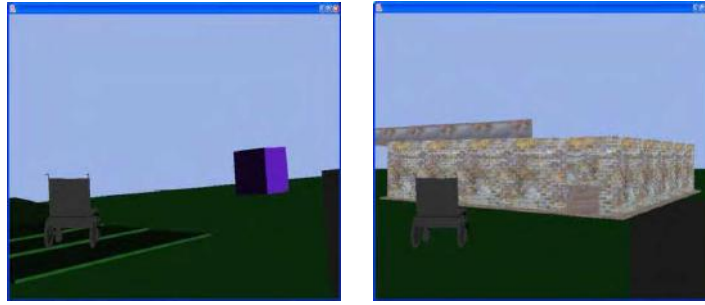


FIGURE 1.23 – Réalité virtuelle d'un fauteuil roulant [14]



FIGURE 1.24 – Simulateur de fauteuil roulant virtuel [15]

1.2.3.2 Les simulateurs de FRE pour l'évaluation de performance

Dans le cadre de développement des FRE adaptables aux personnes handicapées, les auteurs dans [15] ont construit un système permettant à un utilisateur de conduire un fauteuil motorisé dans un environnement architectural virtuel. En fait, le manque de méthodes d'évaluation lors de la conduite du FRE par des personnes handicapées moteur ne permet pas de définir la commande de compensation appropriée afin d'adapter le FRE selon les capacités motrices de l'utilisateur. Afin d'éviter les difficultés liées aux contraintes d'un apprentissage en situation réelle, le système développé utilise la réalité virtuelle pour évaluer la compétence de l'utilisateur évoluant dans des environnements structurés virtuels.

Une collaboration entre le centre de réhabilitation pour la quantification des performances de l'Ohio State University et l'OSC (Ohio Supercomputer Center) à Columbus a été mise en place afin de participer au développement du système de prototypage virtuel permettant la navigation en FRE (figure (1.24)) [15]. Un sous-projet intitulé «Détermination de la compétence des utilisateurs en fauteuils roulants et de l'accessibilité environnementale par simulation virtuelle» a été conçu pour examiner l'activité humaine dans la navigation libre, en utilisant des simulations virtuelles, afin de fournir les informations pertinentes qui permettent de définir les aides technologiques les plus adaptées à une personne spécifique. De plus, cette recherche vise à valider les applications directes de la méthode optimisée développée pour la conception d'environnements sécurisés.

Le projet de simulateur de fauteuil roulant électrique PWMS (Powered Wheelchair Mobility Simulator) est basé sur les travaux originaux de «Turtle Trainer» (figure (1.25)) [16], développés par une équipe du Center for Assistive Technology de l'Université d'État de New York (Buffalo), afin de construire un outil d'évaluation et de formation pour les personnes ayant des handicaps moteurs importants et des déficiences cognitives et/ou sensorielles.

Une analyse sur le contrôle de la vitesse du FRE en temps réel face aux perturbations, aux variations des paramètres internes et aux incertitudes externes a été effectuée par [94]. Les chercheurs



FIGURE 1.25 – Simulateur de FRE Turtle [16]

ont réalisé cette étude car le simple régulateur proportionnel-intégral utilisé dans les fauteuils roulants électriques a été jugé insuffisant et ne se comporte pas correctement face aux perturbations, aux incertitudes de capteurs et aux variations de charge. Cette équipe a ainsi proposé un contrôleur adaptatif robuste avec lequel la stabilité du système et la convergence des erreurs de vitesse ont été examinées. L'efficacité du contrôleur a été validée par des études de simulation. Les auteurs pensent que cette étude pourrait conduire à des améliorations de conduite, à des sensations plus fluides et à moins de collisions. Ensuite, ils ont investi de nombreux efforts pour développer des environnements et des systèmes virtuels afin d'améliorer l'évaluation et l'apprentissage de la mobilité, ainsi que la perception de l'environnement (figure 1.18). Une suite du travail sur le potentiel de la réalité virtuelle pour la rééducation, la formation et l'entraînement à la conduite de FR motorisé a été développé par [13]. Son objectif est de permettre aux utilisateurs de conduire sans risque et efficacement dans un environnement virtuel à l'aide d'un joystick.

miWe est un simulateur de conduite en FRE créé par Archambault et al. de l'université de McGill dans le cadre d'un projet pour l'aide à la mobilité des personnes avec des déficiences sévères (figure 1.26). Dans [95], une étude comparative a été établie sur la conduite d'un FRE réel et virtuel sur simulateur. La motivation est d'assurer l'apprentissage en conduite d'un FRE en toute sécurité en utilisant un simulateur virtuel. Ce dernier doit avoir des performances identiques à celles d'un FRE réel. 16 jeunes adultes valides âgés entre 20 et 26 ans ont participé à l'expérience avec le simulateur et 13 adultes valides entre 25 et 35 ans ont conduit un FRE. Aucun des deux groupes n'avait d'expérience de conduite en FRE. Les deux groupes ont effectué le même ensemble de tâches à l'aide des commandes de joystick. Le deuxième groupe a conduit un FRE à propulsion (Oasis 2 Orthofab). La vitesse maximale des deux groupes était fixée au même niveau de 1,5 m/s avec une accélération maximale de 0,5 m/s. Ils ont été invités à naviguer avec le fauteuil roulant à travers un environnement de centre de réadaptation virtuel avec une série de couloirs et de chambres avec des plans inclinés, des portes et des obstacles. Les tâches ont été modélisées à partir du test de compétences en fauteuil roulant, version 4.1 [95] et incluaient : reculer de 5 mètres en ligne droite, ouvrir une porte, franchir la porte et la fermer (pousser et tirer), tourner de 180° dans les limites d'un mètre carré (gauche et droite), tourner de 90° vers l'avant et vers l'arrière (gauche et droite), et se déplacer latéralement d'un mur à l'autre dans un espace de 1,5 mètres carrés. Les résultats ont montré que les participants des deux groupes utilisaient le même nombre de mouvements de joystick pour effectuer les tâches. Cependant, il a fallu plus de temps pour effectuer les manœuvres latérales et le passage à travers la porte avec la porte ouverte dans l'environnement virtuel par rapport à la réalité. Archambault et al. a conclu que miWe est suffisamment immersif pour offrir une expérience proche de la réalité.

Une limitation importante de l'étude de [95] est que la recherche a été effectuée sur des adultes valides et non des utilisateurs du FRE. Les sujets n'avaient aucune déficience motrice, sensorielle ou cognitive qui pourrait affecter les résultats. D'autres recherches sur le même projet [96], ont prouvé

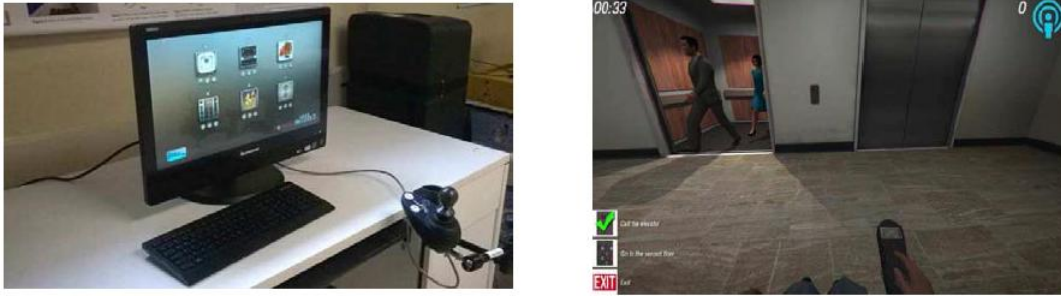


FIGURE 1.26 – Simulateur miWe

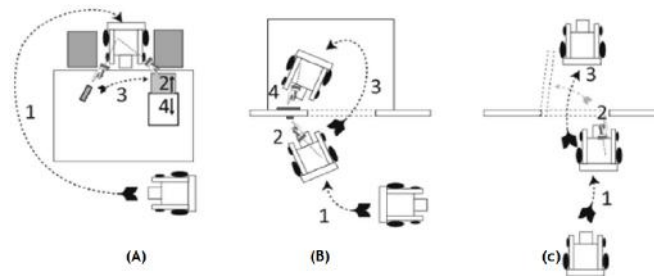


FIGURE 1.27 – Tâches à accomplir : (A) travailler au bureau, (B) utiliser un ascenseur et (C) passer une porte [17]

que les utilisateurs expérimentés du FRE ont une performance de conduite bien meilleure que les adultes valides sans expérience préalable. Archambault et. al [95], prouve que les simulateurs de conduite virtuels pour FRE peuvent potentiellement remplacer l'entraînement physique dans les centres de réadaptation. Les centres de réadaptation présentent des limites majeures, telles que la simplification ainsi qu'une sécurisation excessive de l'environnement de navigation. Il ne permettent pas les expériences en villes ou zones d'activités qui ne sont pas adaptées aux conducteurs du FRE. Les simulateurs virtuels peuvent modéliser n'importe quel niveau de difficulté à l'aide de tâches uniques et personnalisées et offrir des expériences sécuritaires tout en économisant beaucoup de ressources. Il peut être utilisé par le patient à la maison chaque fois qu'il veut pratiquer. D'autres recherches basées sur le simulateur miWe de [17] ont implémenté un contrôleur de mouvement 3D (manette de type nunchuk, oculus ou HTC vive) qui a montré une implication environ 40% plus élevée qu'un joystick classique, mais un plus grand risque de collisions et d'erreurs dans l'environnement virtuel. La tâche lors de la simulation a également pris plus de temps. Contrairement à l'étude précédente, ils comparent les résultats pour le même groupe de personnes et tous ont eu au moins deux ans de conduite du FRE, ce qui signifie un comportement expérimenté sur la meilleure façon d'effectuer les tâches. On leur a demandé de remplir trois tâches : travailler au bureau, utiliser un ascenseur et passer une porte, comme le montre la figure 1.27. Dans cette expérience, le joystick du simulateur a été placé dans la position du joystick du FRE. Les participants portaient également des contrôleurs de mouvement Hydra permettant de suivre leur orientation dans l'espace 3D (cf. figure 1.28). Le résultat a montré une plus grande immersion en le comparant au simulateur avec des commandes de joystick seulement ; les contrôleurs ont également apporté quelques confusions aux participants. Les sujets ont vu le mouvement de la main virtuelle, synchronisé avec les leurs, mais n'ont pas ressenti le contact ou n'ont pas pu juger correctement la distance au bureau / ascenseur / porte pour l'atteindre avec une main. Il a été conclu que plus la complexité et la variété des fonctionnalités disponibles dans le simulateur FRE sont importantes, plus les utilisateurs ont de possibilités d'éprouver un manque de réalisme, notamment par le manque de retour haptique.

VRSim est un simulateur de conduite de fauteuils roulants électriques qui possède un outil

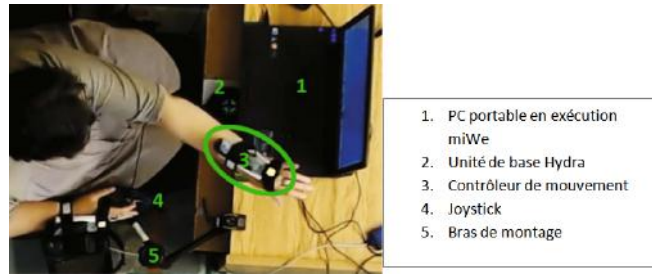


FIGURE 1.28 – Simulateur miWe avec contrôleur de mouvement 3D[17]

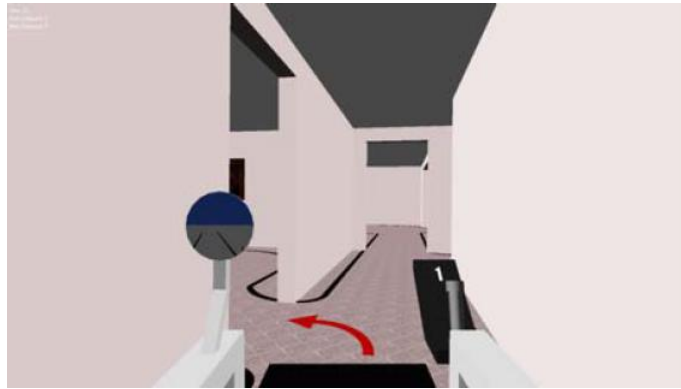


FIGURE 1.29 – VRSIM

d'évaluation : le Power Mobility Road Test (PMRT) [97]. Cet outil permet de faciliter l'évaluation et la formation en conduite d'un FRE. L'objectif de l'équipe est de développer un simulateur fournissant un critère de validation fiable à une évaluation réelle sur FRE. VRSim a deux options d'affichage : les écrans immersifs de la réalité virtuelle et un écran de PC. Les participants interagissent avec l'environnement VRSim à l'aide d'un joystick relié à une plateforme à base de rouleaux. L'environnement virtuel consistait en une simulation d'un espace de bureau intérieur avec une cuisine, un salon, un ensemble de couloirs bordés de bureaux, et incorporait les tâches du PMRT (figure 1.29). Un modèle mathématique du FRE virtuel a été utilisé pour modéliser les mouvements réels du FR. Une analyse du PMRT (Power Mobility Road Test) a montré que ce simulateur peut être utilisé comme un outil pour l'analyse et l'évaluation de la conduite en FRE [10][97].

1.2.3.3 Autres applications

Dans [81], les auteurs ont créé un simulateur de conduite en FRE PWCsim (Power Wheelchair Simulator) utilisant l'environnement CAVE pour analyser les effets du champs de vision (ChV) sur la conduite en FRE. Le simulateur contient une maison, un fauteuil roulant et un parcours à suivre. Les dimensions de l'environnement intérieur ont été jugées conformes aux normes de conception accessible, en particulier les portes, les couloirs et la largeur du chemin. Dans cette étude, la largeur des portes et des chemins a été fixée à 120 cm et les couloirs à 150 cm (figure 1.30). Le simulateur utilise le joystick pour contrôler le FRE. Un rétroviseur a été ajouté au FRE virtuel et permet à l'utilisateur de regarder vers l'arrière. Pour cette étude, les auteurs ont recruté 24 sujets valides (21 hommes et 3 femmes de 19 à 31 ans). Les utilisateurs doivent suivre un parcours pour chaque condition de visualisation (ChV étroit, ChV large et ChV stéréo). La tâche de conduite consistait à conduire aussi rapidement et précisément que possible en restant dans un chemin idéal (deux lignes noires) et en suivant les directions (flèches rouges sur le sol). Les critères de performance mesurés sont : le temps de parcours, le nombre de collisions et le nombre de violations des limites.



(a) Environnement virtuel 3D



(b) Système de vision installé

FIGURE 1.30 – Simulateur PWCsim

Le score de performance global a été calculé à partir du nombre de violations de limites de chemin, du nombre de collisions avec les murs et du temps total en secondes requis pour compléter le parcours. le score de performance global a été calculé : il était attribué 1000 points pour chaque sujet et il était soustrait un point par collision, un point par seconde dépensée et de deux points par collision avec le mur. Un questionnaire a été posé sur le champ de vision le plus proche de la réalité. Le résultat a montré qu'un champ de vision large est mieux apprécié par les utilisateurs, donc il est nécessaire de le prendre en considération lors de la conduite d'un FRE sur simulateur afin d'améliorer la qualité d'analyse durant la phase d'apprentissage.

L'équipe CRVM (CRVM : Centre de Réalité Virtuelle de la Méditerranée, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II, France) a développé un simulateur d'apprentissage et d'évaluation où un système CAVE (CAVE Automatic Virtual Environment) a été installé afin d'assurer une immersion optimale [98]. Ce simulateur interactif permet d'optimiser les interfaces graphiques et de commande, et la coopération homme-machine en prenant en compte les difficultés potentielles résultant de leur sophistication [99]. Il est également développé pour devenir un système d'apprentissage de la commande de fauteuil roulant virtuel, et un outil d'assistance pour prescrire un fauteuil roulant adapté à un utilisateur spécifique (figure 1.31). Plus précisément, les expériences sont réalisées en utilisant un modèle dynamique de fauteuil roulant virtuel utilisant Virtools SDK.

Le simulateur ISIDORE (Interface d'aide à la SIMulation, à la DécisiOn et la REéducation) a été développé en partenariat avec l'Hôpital Renée Sabran (Giens / Hyères -Var) et l'Association des Paralysés de France (délégation du Var). Il sert à apprendre et à évaluer la capacité de conduite pour la prescription de fauteuils roulants électriques. Il fournit des informations quantitatives pour aider le thérapeute dans la prise de décision sur les progressions de l'utilisateur et l'instrumentation

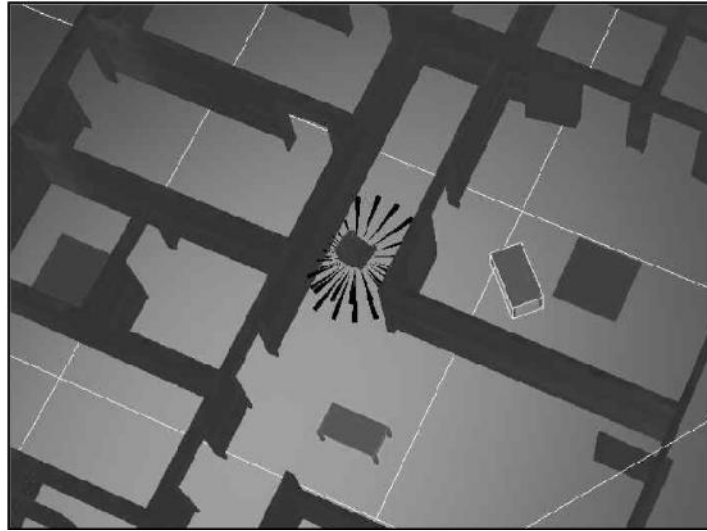


FIGURE 1.31 – Simulation 3D du fauteuil roulant intelligent avec des capteurs de proximité



FIGURE 1.32 – Simulateur ISIDORE

à ajouter pour améliorer la sécurité de la conduite. Pour ce faire, le simulateur intègre l'information comportementale de référence avec une approche floue [14]. Afin d'obtenir une trajectoire de référence, ISIDORE utilise une approche génétique ou déterministe en fonction de la précision requise et de la fatigue du patient [100]. Il utilise également des informations comportementales, visuelles et sonores pour avoir une meilleure évaluation de l'utilisateur et des informations plus pertinentes pour les thérapeutes et les médecins prescripteurs [101]. Le simulateur peut être utilisé de manière autonome (joystick et écran d'ordinateur) ou intégré dans un système complet utilisant une plate-forme de réalité virtuelle avec un fauteuil roulant fixe fournissant des informations sur la vitesse des roues (figure 1.32). Il permet un très bon compromis coût/performance et peut être interfacé avec les logiciels de CAO 2D et 3D pour la conception de l'environnement. Il peut fonctionner avec différentes interfaces de contrôle (main, pied, tête, voix, etc.) et permet d'effectuer des tests virtuels avant de passer aux conditions réelles [102].

Parmi les simulateurs qui visent plusieurs objectifs, on trouve le simulateur du fauteuil roulant électrique SIMCHAIR de l'université de Metz [88]. Ce simulateur est basé sur la réalité virtuelle, où un FRE est entièrement modélisé (figure 1.33). Il poursuivait trois objectifs :

- aider à concevoir de nouvelles fonctionnalités d'aide à la mobilité ;
- aider à choisir et à prescrire des fauteuils roulants électriques ;
- faciliter l'apprentissage de la conduite.

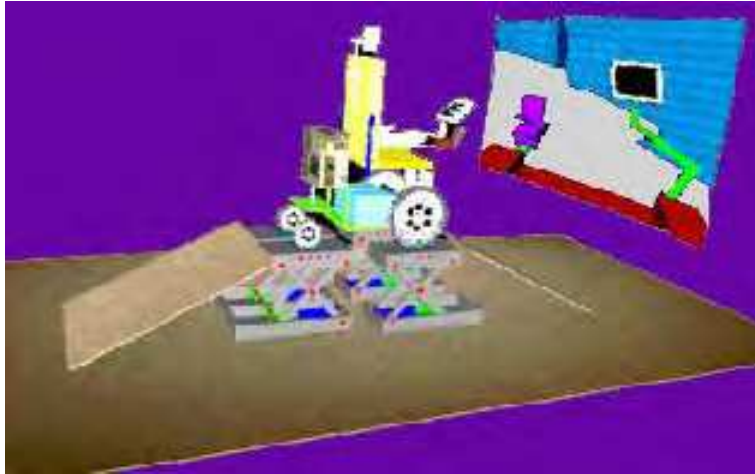


FIGURE 1.33 – Simulateur SIMCHAIR

Le simulateur (figure 1.33) prend en compte la cinématique d'un fauteuil roulant intelligent existant : le VAHM [103]. Il a également intégré les télémètres lasers en simulation et le système du pilotage du FRE. Le système comprend une plate-forme avec une base fixe avec une structure rigide pour soutenir le fauteuil roulant. Deux paires de rouleaux permettent aux roues du moteur de tourner librement tandis que le cadre du fauteuil reste fixe. Afin d'établir des critères d'évaluation, un protocole de test a été défini. Un groupe de test est composé de personnes valides qui ont été divisées en deux sous-groupes en fonction de leur connaissance du fauteuil roulant électrique [104].

Trois fauteuils roulants ont été utilisés : Storm (Invacare), Moover95 (Flex) et Jet 2 (Pride Mobility). Tout d'abord, une vue globale de l'environnement et du fauteuil roulant virtuel a été présentée aux utilisateurs, qui ont eu 5 minutes pour l'explorer librement. Ensuite, l'équipe de recherche a analysé les données quantitatives et qualitatives obtenues sur les capacités des utilisateurs en fonction de leur évaluation en réalité virtuelle [105]. Les critères utilisés sont les collisions (le nombre de début de collision et la durée moyenne de collision), les critères de blocage (nombre de fois que la personne s'est retrouvé bloquée sur un parcours avec des difficultés telle qu'un passage de porte, virage étroit, etc.), et le critère de pilotage basé sur l'analyse de la trajectoire (le nombre d'arrêt, l'encombrement avant aux points d'arrêt, l'indice de confort, l'encombrement à gauche et à droite dans les zones de couloir). Ces critères sont intégrés dans un régulateur flou afin de prendre une décision d'activation ou non de certains fonctionnalités d'assistance.

Dans le cadre de l'accessibilité, on trouve le Projet AccesSim (cf. figure 1.34). Ce simulateur permet de :

- former et sensibiliser les architectes ;
- vérifier l'accessibilité ;
- aider à entraîner sans risque ;
- tester des nouvelles aides techniques ;
- partager entre les laboratoires un simulateur de fauteuil pour l'analyse.

Il utilise un environnement de réalité virtuelle, avec des représentations 3D de personnages, fauteuils, bâtiments, etc. Il utilise une plateforme à retour d'effort permettant d'accueillir différents type de fauteuils. Il est équipé d'un système de suivi des mains et de la tête pour gérer les postures, ainsi qu'un système de visualisation immersive (écrans projetés ou dalles LCD ou casque). Les

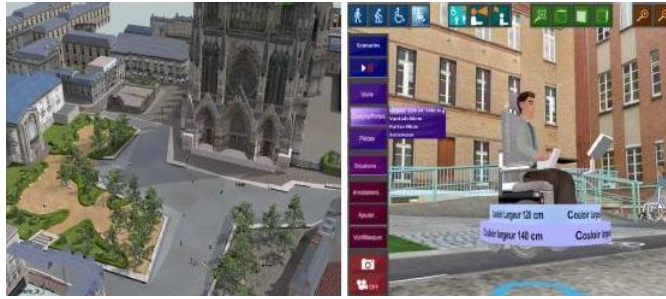


FIGURE 1.34 – Simulateur AccesSim



FIGURE 1.35 – Plateforme de simulation pour un fauteuil roulant manuel et électrique[18]

déplacements du FRE réel sont simulés en temps réel permettant le déplacement du FRE virtuel. Il contient des scénarios de mise en situation permettant d'analyser les locaux et l'apprentissage de la conduite.

Un projet de l'université de Strathclyde sur le développement d'une plateforme de fauteuil roulant [18], basée sur la réalité virtuelle, peut également être employée pour aborder des questions d'accessibilité de bâtiments. Ce travail est le fruit d'une collaboration entre architectes, biomécaniciens et utilisateurs, et consiste en l'étude de matériaux liés à la conception et à la construction de la plateforme, aux interfaces de test et à l'évaluation des utilisateurs (figure 1.35). Les résultats du projet ont conduit au développement d'une interface haptique permettant aux utilisateurs de fauteuils roulants de se déplacer dans des bâtiments virtuels en utilisant leur propre fauteuil roulant. La caractéristique principale de l'interface est qu'elle fournit à l'utilisateur une rétroaction liée à l'effort requis pour conduire le fauteuil roulant à travers les changements de surface et les pentes. Ceci a été suivi par la production d'outils visant à résoudre les problèmes de conception d'accessibilité.

Les simulateurs présentés dans ces différentes sections ont été développés pour atteindre différents objectifs tels que l'évaluation de la conduite chez les personnes handicapées moteur, l'adaptation de FRE aux capacités motrices de l'utilisateur, l'apprentissage, le test des nouvelles technologies ou encore l'adaptation architecturale des appartements pour l'accessibilité des utilisateurs handicapés. L'avantage commun de ces simulateurs est de conduire sans aucun risque avec un coût réduit par rapport aux tests sur FRE réel avec le thérapeute. Mais toutes les compétences acquises en simulation sont elles transférables en conduite réelle ?

1.2.4 Transférabilité au 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 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 [106], [59], [60] : 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 [107], [108]. Il a été montré dans [57] qu'un programme de physiothérapie utilisant un simulateur réduisait l'impact de la négligence hémisphérique sur la mobilité de l'utilisateur. De même, [109] 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 [110] qu'un simulateur de FRE sur mesure était particulièrement efficace lors de la formation des enfants à l'utilisation du FRE. Ils ont prouvé que le groupe d'utilisateurs formés par simulateur présentait une plus grande amélioration que le groupe témoin.

Dans [111][95], 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. Le 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 sens de présence, ce qui est important pour la motivation. Les performances étaient très similaires pour la conduite de fauteuils roulants électriques dans le simulateur ou dans la vraie vie. 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 [97, 112] 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 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.

1.3 Le simulateur ViEW : Virtual Electric Wheelchair

1.3.1 Introduction

A l'instar d'autres équipes de recherche, le laboratoire LCOMS s'est intéressé à l'analyse de la tâche de conduite en FRE par une personne en situation de handicap. Dans ce contexte on cherche alors à développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique qui permettent d'évaluer les capacités de conduite d'un utilisateur.

Le choix de la simulation, permet de s'affranchir des problèmes inhérents aux tests réels comme la sécurité des patients, l'instrumentation coûteuse du fauteuil qui permet de recueillir les données de navigation ainsi que les problèmes techniques associés.

Un premier simulateur 2D a été mis en œuvre au sein du Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH¹) afin de recueillir des données réalisées par des personnes présentant divers déficits moteurs dans le cadre des travaux de thèse de S. Meliani au sein de notre laboratoire [113]. Ces essais ont démontrés qu'une interface en 2 dimensions rebute les utilisateurs et demande un effort cognitif supplémentaire comme décrit dans [58]. 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 disponible à l'achat était WheelSim [114], cependant il ne permettait pas la collecte de données de navigation nécessaire à l'étude ciblée.

Il a donc été décidé de développer au sein du laboratoire un outil de simulation 3D dédié. Le logiciel de modélisation et de moteur 3D temps réel s'étant démocratisés et il était alors possible de développer assez facilement un simulateur. La maîtrise complète de cet outil permettait 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 le laboratoire collabore (en terme d'environnement 3D, d'interface de commande, de fonctionnalités, d'exercices proposés, etc.). Mais le revers de ces avantages est la charge de développement que cela demande.

1.3.2 Composition

Une solution 3D logicielle a été choisie pour faciliter la diffusion et les tests du simulateur dans plusieurs centres de réadaptation (CERAH, IRR (Institut Régionale de Réadaptation) de Nancy, CNRF (Centre National de Réadaptation Fonctionnelle) de Fraiture en Condroz). Ce dernier doit respecter certains critères :

- 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 1.36) ;
- avoir un comportement proche d'un fauteuil réel. Pour cela 3 architectures de fauteuil ont été modélisées (cf. figure 1.37) : traction, propulsion et roues motrices centrales. Dans la présente étude nous utilisons un modèle cinématique de déplacement du fauteuil auquel est appliquée une dynamique du premier ordre pour simuler les accélérations radiales et longitudinales lors des déplacements. Le modèle dynamique complet du fauteuil incluant les couples moteurs des roues, la pesanteur, les frottements a aussi été développé au laboratoire ;
- 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 ;
- être facilement transportable ;
- avoir un coût et un temps de développement minimum.

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



FIGURE 1.36 – Simulateur de conduite ViEW : Organe de commande (Joystick Penny & Giles et module d’acquisition Labjack U12)



FIGURE 1.37 – Simulateur de conduite ViEW : architectures de fauteuil (propulsion, centrale et traction)

Le Simulateur 3D ViEW (Virtual Electric Wheelchair a été développé [115] en utilisant les logiciels VirtoolsTM pour la partie simulation temps réel, et 3D Studio MaxTM pour la partie modélisation. L’organe de commande est 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.

Il possède un comportement proche d’un FRE réel (figure 1.38). Le modèle géométrique et cinématique du fauteuil roulant virtuel est celui du fauteuil Storm 3 (InvacareTM). Il a comme objectifs principaux :

- l’adaptation de fauteuil roulant électrique en fonction de l’utilisateur ;
- le test et l’évaluation des capacités de conduite ;
- l’expérimentation des nouvelles fonctionnalités en sécurité ;
- l’apprentissage sécurisé de la conduite.

Ce simulateur offre 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) ;
- le nombre de collisions réalisées par l’utilisateur ;

- la gamme de vitesse choisie par l'utilisateur (de 0.42 m/s à 2.02 m/s) ;

L'utilisateur utilise le joystick dont les signaux passent à travers le module d'acquisition pour contrôler le fauteuil roulant électrique virtuel dans l'environnement 3D (figure 1.39).

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 réaliser l'analyse de la conduite après traitement.



FIGURE 1.38 – Simulateur de conduite ViEW : vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite)

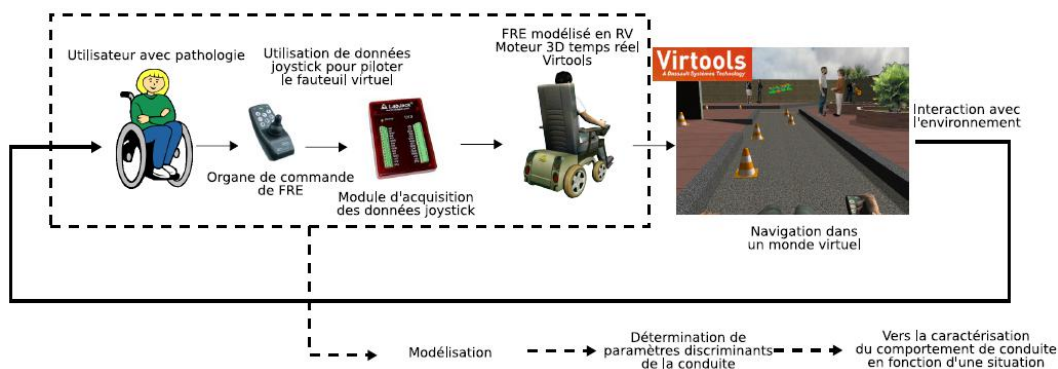


FIGURE 1.39 – Synoptique du simulateur et de son traitement de données

La conception modulaire de ViEW permet d'intégrer facilement différents organes de commandes (joystick à retour de force [116], commande par signaux électromyographiques [117]), d'afficher sur des lunettes 3D, ou encore de réaliser l'acquisition du regard à l'aide d'un système d'eyetracking [118].

1.3.3 Applications

ViEW a été utilisé pour l'analyse du comportement en conduite du FRE dans les travaux de [119]. Il s'agissait de mettre en œuvre une méthode permettant de modéliser le système Homme-Fauteuil dans une tâche de conduite. Le modèle automatique « CrossOver » a été utilisé avec le simulateur. Il a été ainsi possible de détecter des différences de comportement de conduite entre la simulation 2D et la simulation 3D.

Dans [116], ce simulateur a été utilisé pour tester l'apport d'un retour haptique lors de la conduite pour des personnes en situation de handicap. 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. Le retour de force sera bénéfique pour certains utilisateurs (réduction des temps de fonctionnement, contrôle plus fluide), alors que pour les autres, cela devient un inconvénient dans la tâche de conduite (se sentir obligé de se battre contre le fauteuil roulant).

Il a également été utilisé pour l'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique chez les personnes atteintes de sclérose en plaques [120]. La question essentielle à laquelle cherche à répondre cette étude est de savoir si l'utilisation du simulateur peut permettre de repérer de façon objective des difficultés ou une impossibilité de conduire un FRE de façon sécurisée du fait de troubles cognitifs. Les résultats semblent indiquer qu'il s'avère possible d'évaluer quantitativement les capacités de pilotage de ces personnes à l'aide d'un simulateur simple, uniquement logiciel.

Dans une autre étude, décrite dans [121], ViEW a été utilisé pour l'apprentissage de la conduite de FRE en simulation impliquant des sujets atteints de paralysie cérébrale. L'objectif était 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. 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.

Dans la présente étude, nous utilisons le simulateur ViEW pour l'analyse du comportement de la conduite en FRE et pour l'évaluation des performances des utilisateurs du FRE. Les outils, les méthodes ainsi que les résultats obtenus sont décrits dans les chapitres suivants. Une partie des travaux à fait l'objet de la publication [118].

1.4 Discussion/Conclusion

Les fauteuils roulants électriques présentent un moyen indispensable pour compenser nombre de situations de handicap de mobilité. Un problème se pose cependant avec les personnes atteintes de déficience motrice sévère pour qui les tests de conduite sur un fauteuil roulant électrique peuvent être dangereux. Ainsi malgré l'évolution dans le développement des fauteuils roulants électriques on ne peut pas toujours conclure sur l'aptitude à la conduite du FRE. De même le réglage de paramètres comme la vitesse ou l'accélération maximale admissibles peut poser problème pour ces raisons de sécurité. Enfin pour les personnes souffrant de déficiences motrices sévères, la prescription d'un FRE peut être simplement refusée faute de pouvoir effectuer des tests ou un apprentissage sans danger.

Les travaux cités précédemment montrent l'intérêt des outils de la simulation virtuelle 3D dans l'analyse de la conduite. Les simulateurs peuvent modéliser plusieurs environnements de test suivant les besoins des centres de réadaptation. L'environnement virtuel inclut des objets fixes et mobiles (obstacles, pente, virage, etc.) afin qu'il soit proche de la réalité. Ainsi, ces simulateurs permettent de tester les différents organes de commande du FRE afin de trouver l'organe adéquat en fonction des capacités motrices du patient. Ils permettent également de modéliser les différents types de fauteuils roulants avec les différents modes de conduite et tester de nouvelles fonctionnalités. Nous pouvons récupérer des données importantes pour l'analyse de la conduite (positions, vitesses, accélération, angle du joystick,...), en minimisant les problèmes du bruit par rapport au cas des mesures sur FRE réel.

Dans le paragraphe 1.2.4, différents travaux montrent que les apports des exercices en simulation sont identiques à ceux réalisés en réel. Les simulateurs peuvent donc être considérés comme des outils fiables pour l'analyse de la conduite, avec des résultats qui seront transférables en conduite réelle.

On manque cependant de critères validés permettant d'analyser de façon objective la conduite de FRE en simulation ou en réel. On se propose dans cette thèse de contribuer à combler cette lacune. Ainsi dans le chapitre 2 on proposera une analyse comportementale du système composé de la personne handicapée et du FRE en utilisant le modèle mathématique OPCM (Optimal Control Preview Model). Les critères d'évaluation de la conduite qu'on en déduira seront analysés expérimentalement dans le chapitre 3 sur un panel de personnes valides puis de personnes handicapées.

Chapitre 2

Modélisation du système pilote-fauteuil

2.1 Introduction / justification

Ces dernières années, le nombre de véhicules à basse vitesse sur les espaces piétonniers a augmenté. Les fauteuils roulants motorisés de divers types sont des exemples typiques de ces systèmes. L'accroissement des activités sociales des personnes atteintes d'incapacités sévères et le vieillissement de la population sont les principaux facteurs provoquant cette augmentation. Parmi ces véhicules on retrouve les fauteuils roulant électriques. Ces derniers sont censés rouler non seulement sur les routes, mais aussi sur les espaces piétonniers. Le partage de ces zones peut poser des problèmes de sécurité : ces véhicules peuvent entrer en collision avec les piétons et deviennent alors dangereux s'ils sont mal maîtrisés. Cependant, les fauteuils roulants électriques restent essentiels et indispensables aux personnes âgées et aux personnes ayant des déficiences motrices sévères. Pour une bonne utilisation des FRE, l'apprentissage de la conduite et l'utilisation de technologies d'assistances à la conduite (éviter d'obstacle, arrêt automatique, détection d'escalier [122]) peuvent apporter une garantie de sécurité. Une autre piste complémentaire consiste à étudier les caractéristiques du conducteur afin d'en évaluer les compétences. Ceci peut passer par la modélisation globale du pilote et de son véhicule. Les recherches existantes dans le domaine des véhicules de mobilité personnelle ont principalement porté sur l'approche expérimentale et rarement sur l'approche théorique. Par contre dans le domaine de l'automobile, les analyses théoriques ont été étudiées de manière plus importante. Ainsi 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 travail consiste à analyser le comportement du pilote en conduite d'un fauteuil roulant électrique en se basant sur le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) de Sharp [25]. D'après le résultat de [25], ce modèle est utilisé pour l'analyse du comportement du pilote pour une tâche de poursuite, en se basant sur sa distance anticipée. Il a conclu que plus l'utilisateur observe loin sur son chemin, mieux il anticipera son futur contrôle appliqué au véhicule. Dans la présente étude nous essayons de valider cette conclusion en conduite d'un FRE, pour ceci nous commencerons l'étude des modèles Homme-Machine par le modèle général à trois niveaux de comportement de Rasmussen. Ensuite nous présenterons les modèles issus du pilotage d'avion, de la conduite automobile et les modèles récemment proposés pour la conduite de FRE.

Le modèle de Rasmussen. Les modèles Homme-Machine sont définis comme une synthèse entre l'humain et le système à contrôler. Dans le cas de la conduite, ils sont composés des variables liées au pilote combinées avec le modèle de l'élément à contrôler. Ces modèles ont une fonction à

réaliser et un comportement à décrire.

Un modèle à trois niveaux a été proposé par Rasmussen [19] pour décrire le comportement de l'opérateur d'un système automatisé. C'est un modèle général qui nécessite d'autres modèles plus spécifiques pour une situation donnée (Fig. 2.1). Il a été utilisé par exemple dans [123, 124] pour l'analyse du comportement d'un chirurgien du point de vue méthodologique d'un automaticien. Les niveaux du modèle de Rasmussen sont les suivants :

- Le comportement basé sur l'habileté (SBB : Skill-Based Behavior) :

Il décrit le comportement de l'humain sans contrôle conscient. Les tâches dans ce niveau sont hautement automatisées et sont basées sur une sélection rapide de programmes moteurs qui contrôlent les muscles appropriés. Les programmes moteurs sont basés sur une représentation interne précise de la tâche, de la dynamique du système et de l'environnement à portée de main (par exemple, appris par la formation et l'expérience). Un exemple de ce type de comportement est la marche.

Rasmussen définit les informations sensorielles perçues pendant ce comportement comme des signaux continus. L'information de mouvement visuellement perceptible d'un véhicule, en réel ou sur un afficheur, sont des exemples de ces signaux continus.

- Le comportement basé sur les règles (RBB : Rule-Based Behavior)

Dans ce comportement l'exécution des tâches est contrôlée par des règles ou des procédures mémorisées. Celles-ci peuvent avoir été dérivées empiriquement de situations précédentes ou communiquées par d'autres personnes expertes sous forme d'instructions. Les règles appropriées sont sélectionnées en fonction de leur « succès » dans les expériences précédentes. Par exemple, les étapes procédurales de reconnaissance anatomique d'une pathologie en chirurgie nécessitent un comportement basé sur des règles. Au niveau des règles, l'information est généralement perçue comme des signes discrets. Un signe sert à activer ou à déclencher une règle mémorisée. Arrêter votre voiture devant un feu rouge est un bon exemple d'un signe (feu rouge) qui déclenche une règle mémorisée (l'arrêt de la voiture).

- Le comportement basé sur la connaissance (KBB : Knowledge-Based Behavior)

Dans des situations non familières, où l'individu est confronté à une tâche pour laquelle aucune règle n'est disponible lors des expériences précédentes, le comportement humain est basé sur la connaissance. Au cours de ce comportement, le but est explicitement défini en fonction d'une analyse de l'objectif global. Par exemple, les complications sérieuses qui se produisent occasionnellement pendant la chirurgie exigent beaucoup de comportements basés sur la connaissance du chirurgien. Il doit analyser la complication et le but de l'intervention chirurgicale afin de développer des stratégies pour contrer la complication. Ensuite, il doit sélectionner la meilleure stratégie et prendre les mesures appropriées en conséquence. Dans ce niveau, l'information est perçue comme un symbole. Les symboles se réfèrent à des extraits d'information conceptuelle, qui sont la base du raisonnement et de la planification. Les symptômes pathologiques sont un bon exemple de symboles dans la pratique médicale [125].

Le modèle de Rasmussen est général et nécessite d'autres modèles complémentaires pour analyser le comportement du pilote. Les modèles suivants permettent de réaliser un ou plusieurs niveaux du modèle de Rasmussen.

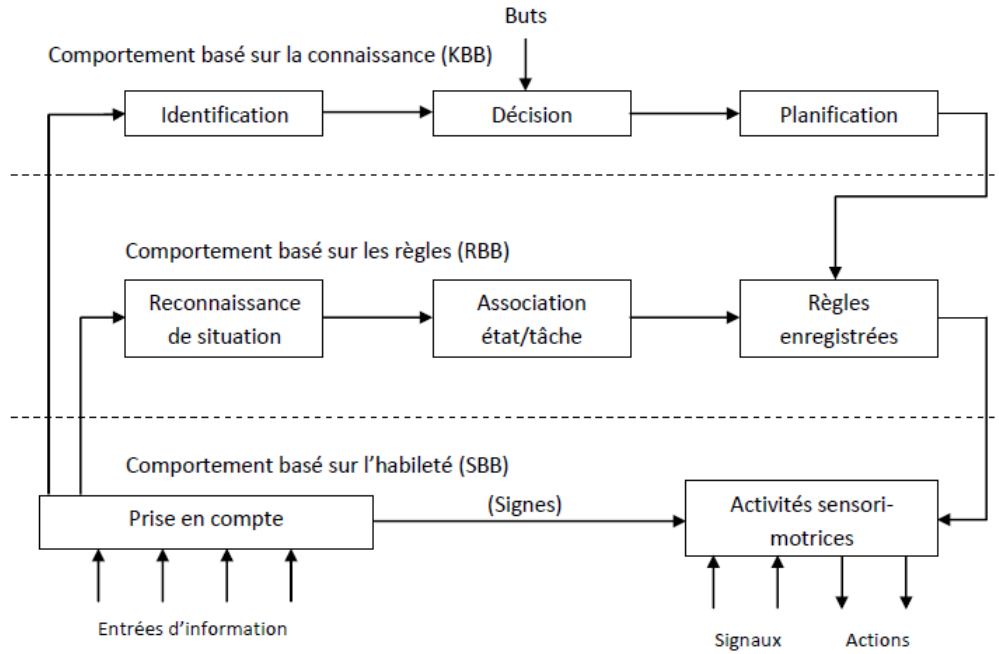


FIGURE 2.1 – Modèle à trois niveaux de performance de l’opérateur humain [19]

2.2 État de l’art des modèles pilote-véhicule

L’interaction entre les fonctions du conducteur et du véhicule peut être considérée comme un exemple de la notion plus générale du comportement du conducteur. Il est donc important de définir plus précisément ce que nous entendons par comportement. Comme suggéré par [126], le comportement, par opposition au simple mouvement corporel, peut être défini comme une activité dirigée vers un but. Selon [126], nous comprenons l’activité des autres en adoptant ce qu’il appelle la position intentionnelle. Ceci implique d’attribuer des intentions et des objectifs à d’autres agents, ce qui nous permet de faire des prédictions sur leur comportement (naturellement, ces descriptions ne correspondent pas toujours aux intentions réelles des personnes). Sur la base de cette notion, le comportement du conducteur peut être compris en termes de ce qui est nécessaire pour accomplir un certain nombre d’objectifs durant la conduite. De plus, dans la conduite dirigée vers des objectifs (tels que rester sur la voie ou atteindre une destination), les conducteurs peuvent également se préoccuper d’autres objectifs indépendants du fonctionnement du véhicule (comme trouver une piste sur un lecteur MP3). Ainsi, le comportement du conducteur pourrait être défini comme la poursuite générale d’objectifs liés ou non à la conduite du véhicule

Afin de comprendre le comportement du conducteur en terme d’activité ciblée, nous avons besoin d’un moyen de décrire comment les objectifs des pilotes sont atteints et maintenus de manière dynamique. Le contrôle est un concept utile pour décrire la dynamique du comportement orienté vers un objectif, de l’homme aussi bien que des machines. En général, le contrôle peut être compris comme la capacité de diriger et de gérer le développement des événements [127]. Contrôler un processus signifie que les actions sont déterminées par l’objectif consistant à atteindre un état d’objectif cohérent (souvent appelé valeur de référence ou cible). Le contrôle est donc étroitement lié à l’ordre ou à la prévisibilité, c’est-à-dire qu’un système contrôlé est ordonné, stable et prévisible, tandis qu’un système hors de contrôle est désordonné, instable et imprévisible.

Il existe deux formes de contrôle de base : dans le contrôle par rétroaction (ou compensatoire), le contrôleur exécute des actions correctives en fonction de l’écart entre un résultat souhaité (l’objectif)

et l'état réel. L'exemple prototypique d'un système de contrôle par rétroaction est le thermostat. Un autre type de contrôle est le contrôle anticipé (ou anticipatif). Dans ce cas, les actions de contrôle sont basées sur des prédictions du futur état et, par conséquent, proactives plutôt que réactives. Le comportement de conduite est généralement un mélange de rétroaction et de contrôle anticipé.

Le pilotage des avions nécessite une relation satisfaisante entre les caractéristiques de l'avion et les propriétés de contrôle du pilote humain. Le pilote doit atteindre une position dans tous les sens sans difficulté et à n'importe quel moment sous un contrôle parfait et équilibré. Un couplage adéquat entre les propriétés dynamiques de l'avion et les caractéristiques du pilote peut donner une information sur le comportement du pilote. Dans ce contexte, les modèles mathématiques du système pilote-machine ont été établis [20]. Ces modèles ont pour but de résumer les données comportementales, de fournir une base pour la rationalisation et la compréhension des actions de contrôle des pilotes et surtout, de les utiliser conjointement avec la dynamique des véhicules pour élaborer des prévisions ou expliquer le comportement des systèmes pilote-véhicule. Les modèles sont valables dans la mesure où leurs propriétés comportementales ressemblent à celles du pilote.

Dans la mesure où la situation physique a des propriétés stationnaires, une approche appropriée consiste à modéliser le système non linéaire pilote-véhicule par un système quasi linéaire. C'est un système équivalent dans lequel les relations entre les mesures pertinentes des signaux d'entrée et de sortie du système sont linéaires malgré l'existence d'éléments non linéaires. Beaucoup de systèmes non linéaires possèdent des réponses équivalentes aux systèmes linéaires, ils sont généralement connus sous le nom quasi-linéaire. Pour une entrée donnée au système non linéaire, la réponse de ce système peut être divisée en deux parties : une partie correspondant à la réponse d'un élément linéaire équivalent excité par cette entrée, et une partie appelée « le reste », qui représente la différence entre l'élément non linéaire réel et l'élément linéaire équivalent. Les modèles quasi linéaires d'un système non linéaire, pour une entrée spécifique, sont représentés mathématiquement par une « fonction descriptive », qui est l'élément linéaire équivalent, plus le reste de la linéarisation tous les deux dépendant de l'entrée. La fonction descriptive pour une entrée aléatoire plus le reste de la linéarisation sont les modèles quasi-linéaire les plus importants du système pilote-véhicule.

Les caractéristiques du pilote en tant que contrôleur dépend de quatre types de variables. Les premières sont les variables de tâche (voir la figure 2.2), qui comprennent toutes les entrées du système et les éléments du système de contrôle externes au pilote et qui entrent directement et explicitement dans la tâche de contrôle du pilote. Quatre de ces fonctions, à savoir la fonction de forçage, l'affichage, la manipulation (pilote humain) et la dynamique des éléments contrôlés ont un effet majeur sur la dynamique du pilote. Le deuxième type de variable affectant le fonctionnement du pilote est son environnement externe. Les variables environnementales comprennent des facteurs tels que l'éclairage ambiant, la température, les vibrations etc. Le troisième type de variable provient de l'opérateur. Ceci comprend des éléments tels que l'entraînement, la fatigue et la motivation. Enfin, pour une série expérimentale donnée, il existe des variables procédurales, telles que les instructions, la pratique, l'ordre de présentation, etc., qui peuvent être très importantes pour la précision et la généralisation des conclusions basées sur l'expérience.

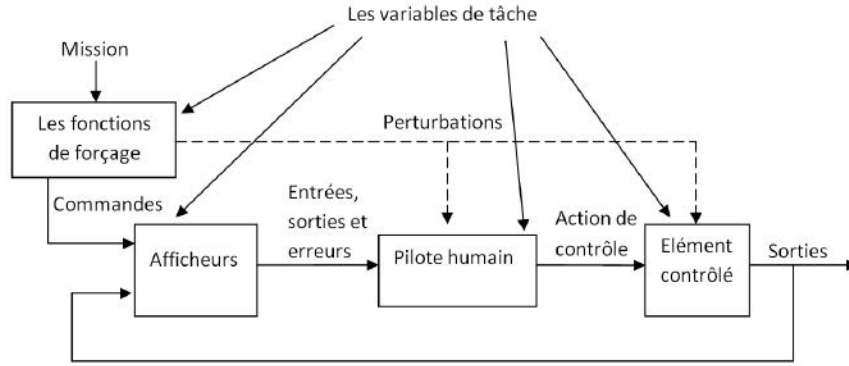


FIGURE 2.2 – Les variables de tâche d’après [20]

Parmi les classes de situations les plus importantes pour lesquelles les modèles pilote-véhicule sont utiles on retrouve les tâches de compensation. Dans ce contexte se trouve le modèle Crossover [20]. Il a initialement été utilisé pour modéliser le comportement des pilotes face à des perturbations en plein vol, ensuite il a été utilisé avec les véhicules automobiles. Ce modèle est utile pour des tâches de compensation en boucle fermée dans lesquelles le pilote agit en comparant l’erreur affichée e entre l’entrée de commande u souhaitée et s la sortie de la position du véhicule afin de fournir la commande c appliquée au véhicule (Fig. 2.3). Sa formulation représente la fonction de transfert fréquentielle du système pilote-véhicule en se basant sur deux paramètres : la fréquence de coupure ω_c et le retard τ_e (perceptible au voisinage de ω_c). Il simule le fait qu’un opérateur bien entraîné et concentré adapte son comportement de telle sorte que si $Y_p(j\omega)$ est la fonction du transfert du pilote et $Y_c(j\omega)$ celle de l’élément contrôlé (Figure 2.3), alors :

$$Y_{OL}(j\omega) = Y_p(j\omega).Y_c(j\omega) = \frac{\omega_c e^{-j\omega\tau_e}}{j\omega} \quad (2.1)$$

Ce modèle modélise l’humain par un système quasi-linéaire simple avec un gain, un retard temporel et un système à avance-retard (Eq. 2.2). Il peut décrire efficacement un opérateur humain pour une action de réjection de perturbations.

$$Y_p(j\omega) = Kp \frac{T_L j\omega + 1}{T_I j\omega + 1} e^{-j\omega\tau_e} \quad (2.2)$$

Ce modèle est conforme aux caractéristiques souhaitables d’un compensateur avec un élément contrôlé, il est utilisé pour analyser le comportement de l’utilisateur dans une tâche de compensation.

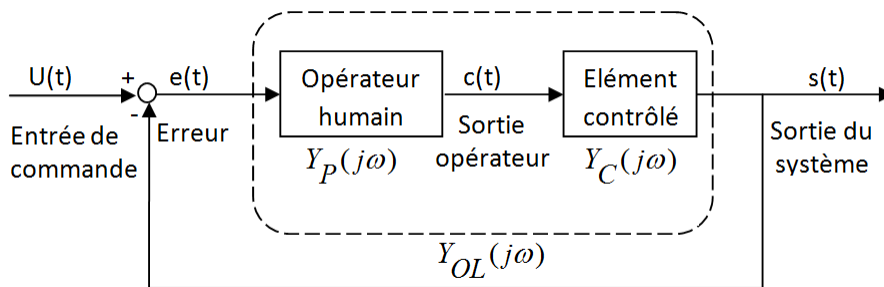


FIGURE 2.3 – Schéma fonctionnel d’une tâche de compensation [20]

Dans [21], une analyse de manœuvrabilité en conduite d’un fauteuil roulant électrique basée sur la connaissance du modèle du pilote a été réalisée. Un modèle représentant le pilote pour la tâche

de conduite du FRE a été proposé et appelé le « modèle d'erreur » du contrôle manuel du FRE. Le modèle d'erreur est construit pour coïncider avec le comportement du pilote et les connaissances empiriques du pilote humain sur la stratégie de contrôle du FRE. La figure 2.4 montre le schéma du contrôle manuel du système pilote-machine, où le pilote humain est représenté par deux fonctions $H_c(s)$ pour la compensation de l'erreur de poursuite en boucle fermée et $H_p(s)$ pour la régulation de la poursuite. $P(s)$ représente l'élément à contrôler. La fonction $H_c(s)$ est identique à celle établie par le modèle Crossover (décrite précédemment par $Y_p(s)$), de même pour la fonction du modèle de l'opérateur autour de la fréquence Crossover qui est décrite par l'équation 2.1.

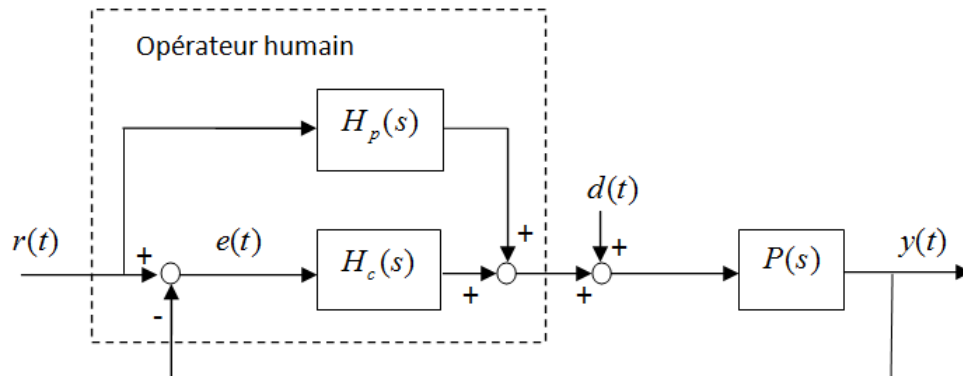


FIGURE 2.4 – Schéma bloc du système du contrôle manuel [21]

Dans [128], Les auteurs ont proposé un modèle théorique pour l'analyse comportementale de la conduite du FRE. Ils ont considéré quatre facteurs majeurs qui influencent la conduite. Le premier incite l'utilisateur à exercer une certaine force pour commencer ou continuer un mouvement se rapportant à la différence entre la position actuelle du fauteuil roulant et la position cible (dans ce cas le but instantané). Le deuxième facteur influence la force exercée dans la « tentative » de minimiser la différence de position. Ce facteur est lié à l'urgence ou au temps moyen requis par l'utilisateur pour accomplir la tâche de conduite en cours ; et c'est habituellement une fonction de la disposition, de la volonté et de la priorité du conducteur. Le troisième facteur concerne l'évaluation des risques et concerne à la fois la capacité de conduite de l'utilisateur et son jugement en matière de sécurité de l'environnement. Le quatrième facteur est lié à la force exercée et est contraint par les limites physiques du fauteuil roulant.

Tous ces facteurs contribuent simultanément à des variations de la vitesse du FRE en mouvement vers le but. Il est important de noter que la force exercée est bornée par les limites physiques du fauteuil roulant. En se basant sur les facteurs précédents, les auteurs ont proposé un modèle représentant le comportement du conducteur dans un contexte local et est représenté par l'équation 2.3 :

$$v_{k+1} = v_k + k_v(v_{des} - v_k) - k_{env} \sum_{i=1}^N \frac{\cos^m(\phi_{obst_i} - \phi_k)}{A_i^n} \quad (2.3)$$

où k_{env} , m , n et N sont des constantes, ϕ_{obst_i} est la direction instantanée de l'objet (obstacle) i par rapport à la position du fauteuil roulant, ϕ_k est la direction du fauteuil roulant à l'instant k , A est le mécanisme d'adaptation effectué par l'utilisateur, v_{des} est la vitesse de conduite désirée, v_k est la vitesse de conduite à l'instant k et v_{k+1} est la vitesse calculée à l'instant $k + 1$. Le modèle est une combinaison entre le but à atteindre, le pilote et la situation environnementale [128].

2.2.1 Modèles de comportement : compensatoire, précognitif et de poursuite

Les auteurs dans [129] ont proposé un modèle d'asservissement à trois niveaux du comportement de conduite. Tout d'abord, ils ont décrit la conduite comme une hiérarchie de navigation, d'orientation et de phases de contrôle menées simultanément avec les opérations de recherche visuelle, de reconnaissance et de surveillance. Ils ont également distingué le contrôle en boucle fermée (compensatoire) du contrôle en boucle ouverte (anticipation). La direction compensatoire était décrite comme deux boucles de rétroaction (voir figure 2.5). Premièrement, la position latérale est renvoyée et comparée au trajet souhaité, et s'il y a une déviation, il en résultera une action de correction d'erreur, qui sera comparée à l'angle actuel du cap et, si nécessaire, une correction du volant sera effectuée. La courbure de la route perçue dérivée de l'entrée visuelle guide le contrôle de poursuite. Deuxièmement, le contrôle de poursuite est un élément de commande de déviation en boucle ouverte qui permet au conducteur de suivre la courbure de la route prévue. Un troisième concept intéressant est le contrôle précognitif qui est constitué d'une première phase de contrôle bi-mode, à savoir les contrôles en boucle ouverte et en boucle fermée. Le contrôle précognitif consiste en des actions de contrôle préalablement acquises, déclenchées par la situation et le mouvement du véhicule, mais fonctionnant comme un contrôle en boucle ouverte.

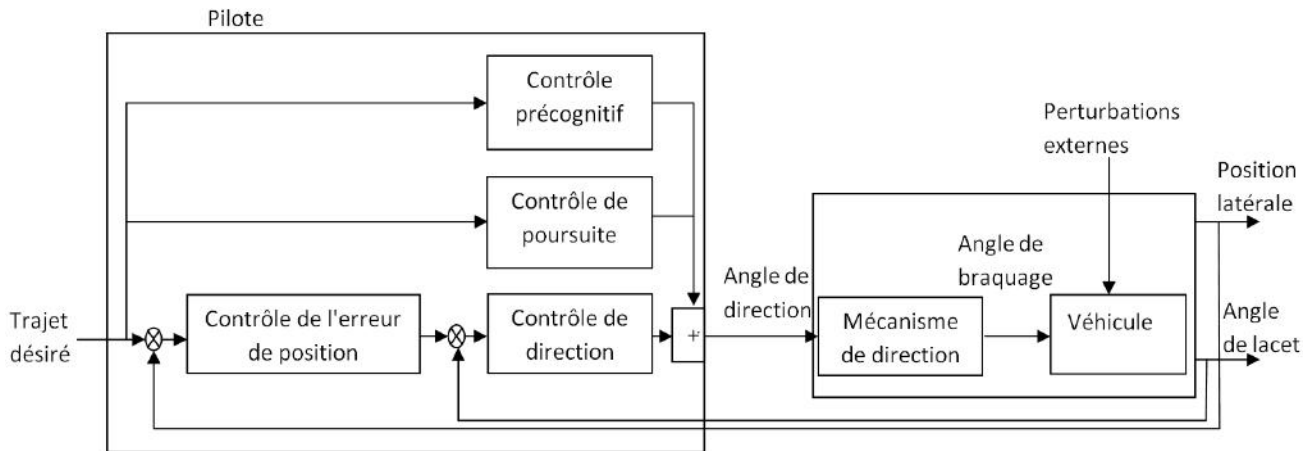


FIGURE 2.5 – Modèle de contrôle à trois niveaux de McRuer [20]

La figure 2.6 montre les voies principales pour décrire le comportement humain dans un système interactif homme-machine où l'humain opère sur des entrées visuellement détectables et communique avec la machine via une sortie manipulable [22]. Ce schéma bloc indique les voies fonctionnelles principales internes nécessaires de l'opérateur humain pour caractériser les différents comportements du contrôleur humain. Le schéma est composé de l'élément à contrôler par l'opérateur et d'une interface de commande entre l'opérateur et la machine. Le système d'action neuromusculaire est la sortie du mécanisme humain. C'est un système asservi de contrôle complexe capable de faire des opérations en boucle ouverte ou en combinaison boucle ouverte/boucle fermée. Le système neuromusculaire contient les muscles et les dynamiques du manipulateur dans la chaîne directe, et un ensemble d'organes musculaires et d'organes tendineux en tant qu'éléments de la chaîne de retour. Il y a d'autres sources sensorielles telles que les récepteurs articulaires et la vision périphérique, qui indiquent la position de sortie des membres. Ceux-ci sont inclus dans la boucle de retour proprioceptive incorporant un bloc au niveau perceptuel plus à gauche dans le diagramme.

Les trois voies dans le niveau perceptuel correspondent aux différents types de contrôle selon la tâche à traiter qui est représentée comme entrée du système. Lorsque le comportement de compensation est activé dans le niveau perceptuel, le contrôleur humain agit uniquement en réponse

à des erreurs ou à des quantités de sortie d'éléments contrôlés. Avec cette voie opérationnelle, une commande en boucle fermée continue est exercée sur la machine afin de minimiser les erreurs du système en présence de commandes et de perturbations. Un niveau de contrôle encore plus élevé est possible. Lorsque la familiarité complète avec la dynamique des éléments contrôlés et l'ensemble du champ perceptuel est atteinte, l'opérateur peut générer des commandes neuromusculaires qui sont habiles, discrètes, correctement synchronisées, mises à l'échelle et séquencées de façon à produire exactement les sorties désirées de la machine. Ces commandes neuromusculaires sont sélectionnées à partir d'un répertoire de mouvements de contrôle préalablement appris. Ce sont des réponses conditionnées qui peuvent être déclenchées par la situation et les quantités de commande et de contrôle, mais elles ne dépendent pas continuellement de ces quantités. Ce type de comportement de commande en boucle ouverte pure est appelé précognitif. Finalement, la voie de poursuite est basée sur les informations de la future allure de la trajectoire à suivre afin de minimiser l'erreur entre la trajectoire de référence et la position du véhicule.

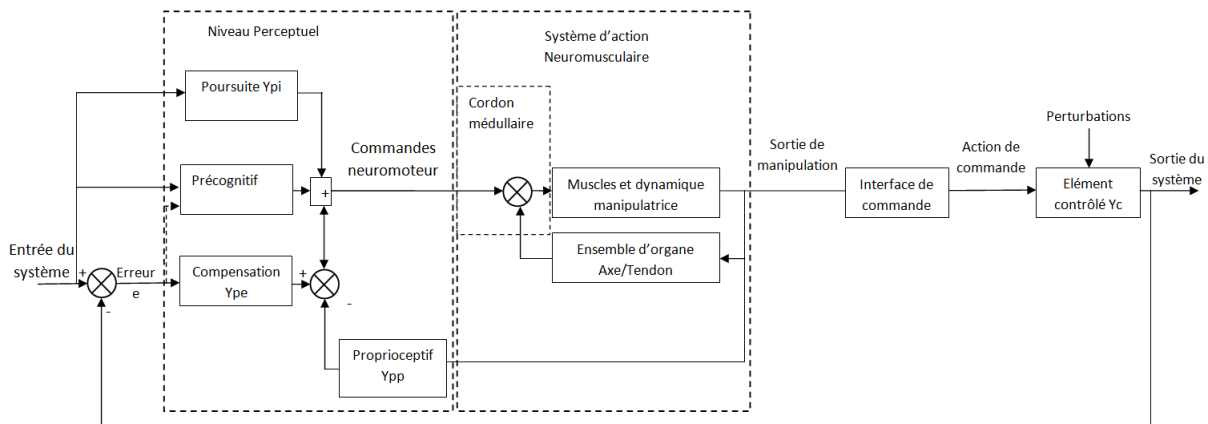


FIGURE 2.6 – Voies interne de l'opérateur humain dans le système homme-machine [22]

2.2.2 Modèles de contrôle optimal

A la fin des années soixante une amélioration importante dans la théorie de la modélisation des systèmes homme-machine est apparue et consistait en l'introduction des techniques de contrôle optimal. Ces dernières nécessitent des connaissances avancées sur les signaux de perturbation ou de référence afin d'améliorer la poursuite ou le rejet de perturbation. Par exemple, si le conducteur observe une longue partie de la route devant lui, alors les changements de direction sont bien anticipés. Dans le cas contraire où la visibilité du conducteur est limitée, le contrôle devient sévère et entraîne des actions tardives et amplifiées qui provoquent des saturations au niveau des actionneurs. La notion de « Preview » a été introduite par Sheridan [130]. Elle considère le problème de suivi de trajectoire dans le cas d'un système pilote-véhicule comme un modèle de contrôle optimal avec vision locale. Le pilote regarde toujours un intervalle fini de la future allure de son chemin en minimisant l'erreur entre la position actuelle du véhicule et la trajectoire de référence. Au début des années soixante-dix, un important modèle a été établi par [23] connu sous le nom OCM (Optimal Preview Model). Ce modèle est utilisé pour décrire le comportement humain dans une tâche de contrôle. Il est composé de deux grandes parties : l'opérateur humain et la machine. 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 (Fig. 2.7).

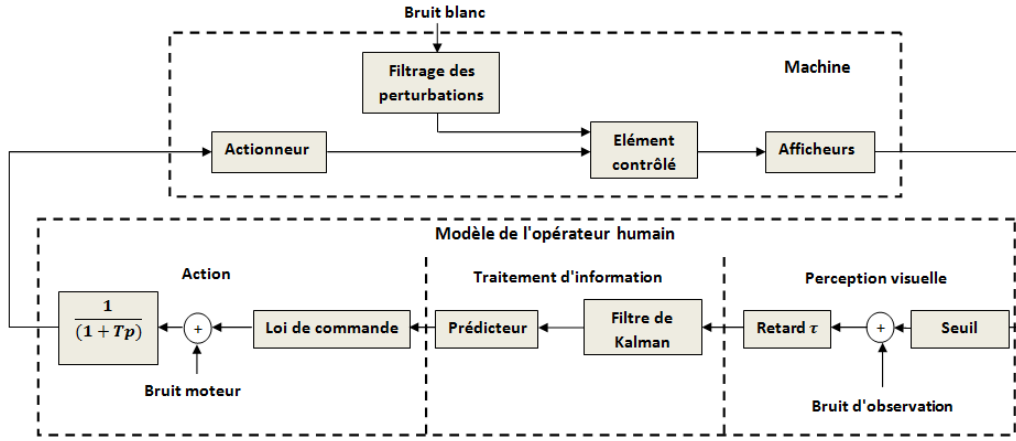


FIGURE 2.7 – Structure du modèle OCM [23]

Cependant, le nombre important de paramètres à régler empiriquement rend le modèle OCM difficile à mettre en œuvre. Dans [131] le modèle développé est appelé « Preview/Predictive Model » et est défini comme une combinaison des comportements de poursuite et de compensation. Le terme « preview » (pré-visualisation) signifie que le conducteur a les capacités de regarder suffisamment loin l’allure future de la trajectoire et le terme « predictive » est lié à la capacité du conducteur à prédire la réponse de son véhicule.

Le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) est basé sur les techniques de commande optimale à base de prédiction et d’anticipation. 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. 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 sera une bonne poursuite de trajectoire sans freinage ou action de contrôle excessive. 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 sera pas possible d’anticiper les changements de direction imposés par la route. Une telle activité de contrôle deviendra inévitablement une tâche de compensation d’erreurs.

Les opérateurs humains sont capables de contrôler et de s’adapter à une large gamme de systèmes dynamiques, dont les véhicules automobiles font partie, nécessitant un contrôle par anticipation et prévision [129]. 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 [25] 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 2.22). 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 2.22, avec $q = 2$).

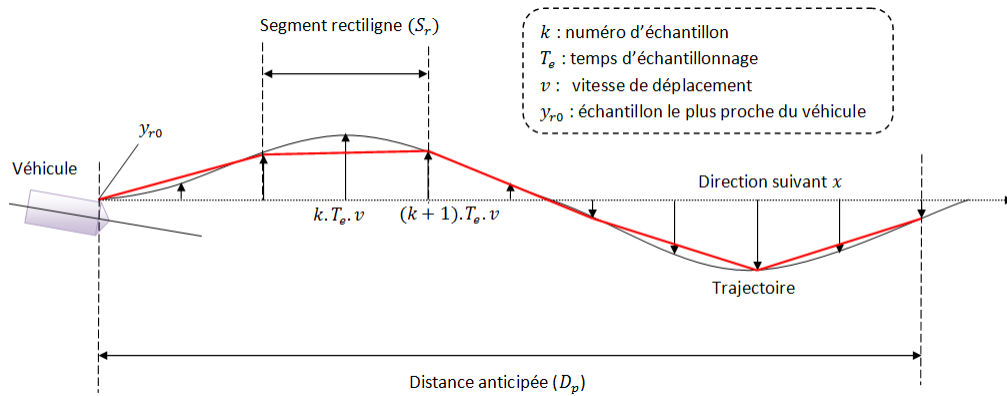


FIGURE 2.8 – Acquisition des données de la trajectoire[24, 25]

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 actuelle de l'élément contrôlé. Des travaux ont déjà utilisé ce modèle pour l'analyse comportementale des personnes en conduite d'un FRE [132], [24]. Dans [132, 24], les auteurs ont utilisé le modèle OPCM pour analyser le comportement du pilote en conduite d'un FRE. Ils ont conclu que le paramètre D_p joue un rôle important dans l'analyse de la conduite. Lorsque D_p est important la trajectoire du modèle converge vers la trajectoire de référence ce qui permet à l'utilisateur de bien anticiper ses changements de direction. Dans le cas contraire la trajectoire du modèle diverge et l'utilisateur se trouve dans une situation de compensation.

Le pilote perçoit et traite les informations selon plusieurs systèmes, parmi lesquels le système visuel, le système vestibulaire et le système neuromusculaire sont les plus importants. La contribution de chaque système dépend de la tâche de conduite, telle que le maintien de la voie, le changement de voie, le suivi de la voiture, la conduite en courbe ou la conduite en ville. Dans la suite, nous présentons quelques modèles basés sur le système visuel.

2.2.3 Modèles visuels

Dans [26], les auteurs ont développé un modèle de pilote dans une tâche de conduite en FRE. Pour modéliser un contrôle manuel du FRE, ils estiment que les caractéristiques suivantes doivent être vérifiées :

- La reproductibilité des comportements de fonctionnement dans les mêmes conditions de conduite (a) ;
- La variance des comportements de fonctionnement dans différentes conditions de conduite (b).

Pour vérifier ces caractéristiques, des expériences ont été effectuées avec une personne utilisatrice de FRE depuis 18 ans (suite à une lésion de la moelle épinière), sur un parcours avec un virage à droite. La largeur du parcours était variable (de 0.9m, 0.95m, 1.0m, 1.1m, 1.2m) pour chaque essai (figure 2.9). Ils ont vérifié les conditions (a) et (b) et le fait que le comportement reste identique pour un parcours avec virage à gauche. Pour extraire plus de détails sur les caractéristiques de l'opérateur, les auteurs ont utilisé un simulateur 3D avec plateforme (figure 2.10). En premier lieu un sujet valide a réalisé les tests. La figure 2.10 montre l'apparence du simulateur.



FIGURE 2.9 – Expérience sur FRE [26]

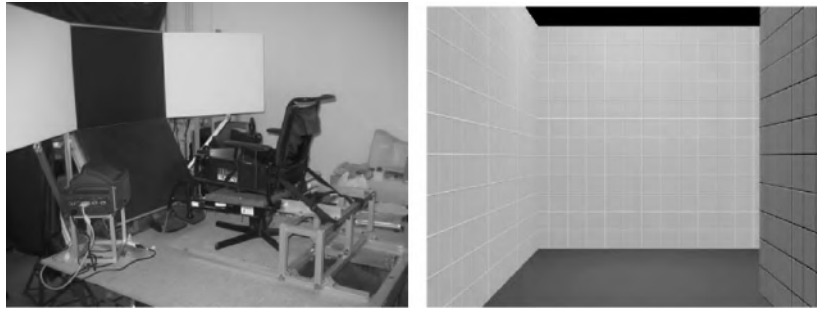


FIGURE 2.10 – Simulateur de FRE (à gauche), Image du parcours expérimental (à droite) [26]

Les auteurs ont analysé la direction du joystick. La figure 2.11, montre un exemple typique d'action de rotation lors de la conduite. 0 sec signifie que l'utilisateur est à 3m du coin. θ_{js} caractérise la direction du joystick, 0° reflète le déplacement vers l'avant. À partir de l'analyse des mouvements du joystick, les auteurs ont divisé l'opération de virage en 3 phases. La phase 1 est la période avant le virage, dans cette phase l'opération est autour de 0° . La phase 2 est la phase durant le passage dans le virage, dans cette phase l'angle du joystick dépend de la vitesse du FRE. La phase 3 est la période après virage, dans cette partie l'angle du joystick change selon la distance aux murs (figure 2.11). Le but de l'opération de cette phase était de stabiliser le fauteuil roulant motorisé. Les auteurs ont constaté que l'opération change par rapport aux conditions expérimentales. La correction dans l'opération de la phase 3 diminuait lorsque la vitesse était petite ou lorsque le parcours était large. Dans le cas contraire la correction devient importante, et parfois l'opération de correction commençait en phase 2. En se basant sur le résultat expérimental précédent, les auteurs ont proposé un modèle mathématique du pilote. L'expression de ce modèle est la suivante :

$$\theta_{js} = \frac{1}{1 + \tau_d s} h \cdot \Delta, \quad (|\theta_{js}| \leq \theta_m) \quad (2.4)$$

$$\theta_m = k \cdot u + c$$

où τ_d : est le temps de réaction,

$h \equiv (h_i - h_0)$ est le vecteur du gain de l'action,

$\Delta \equiv \begin{pmatrix} (1 + \tau_p s) d_i \\ (1 + \tau_p s) d_0 \end{pmatrix}$ est le vecteur de la distance anticipée au plus proche mur,

τ_p : est le temps anticipé (preview),

θ_m : est la limite de l'action,

k, c : sont les paramètres de la limite de l'action,
 u : est la vitesse,
 θ_{js} : est l'angle du joystick (0° signifie que la direction est droite (figure 2.11)).

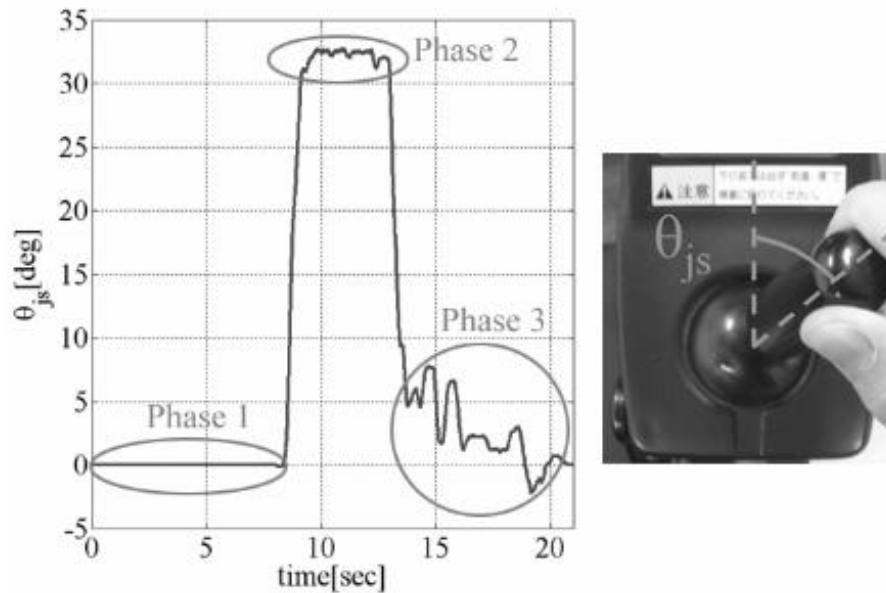


FIGURE 2.11 – θ_{js} en tournant vers la droite

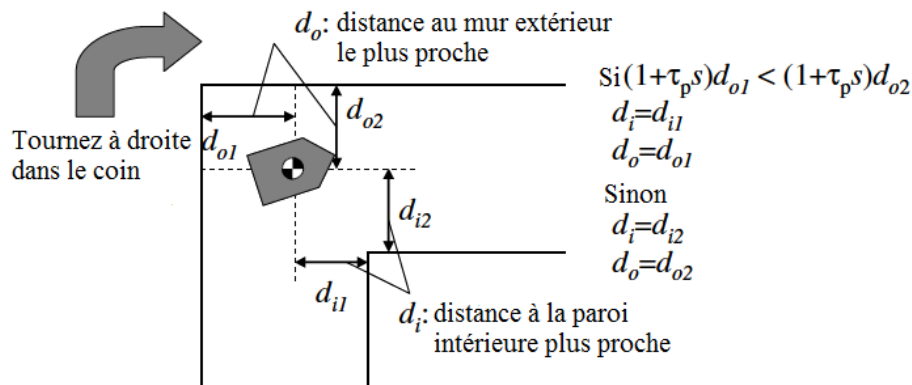


FIGURE 2.12 – Définition de d_i et d_o

Ce modèle est basé sur le modèle d'anticipation du premier ordre [133]. L'action est déterminée en fonction du vecteur de distance d'anticipation aux parois les plus proches. La figure 2.12 montre la définition du vecteur de distance.

Dans [27], une analyse de conduite d'une voiture près d'un virage courbé a été effectuée, sur la base des modèles visuels. Les auteurs ont essayé de répondre à la question suivante : quels sont les indices visuels qui permettent à un utilisateur de contrôler sa vitesse. Beaucoup d'études ont examiné la position du regard fixe dans une scène de route durant la tâche de conduite en environnement réel et en simulation. Deux classes principales de modèles sont proposées. La première classe pose le principe que les conducteurs emploient le point tangent (PT) sur le bord de la route. La deuxième classe stipule que les cibles du regard sont des points sur le futur trajet (FT) sous forme des parties de la route que le conducteur prévoit d'emprunter (figures 2.13 et 2.14).

Depuis près de 20 ans, le regard vers le point tangent a été l'approche la plus importante dans les modèles d'orientation visuelle en conduite sur route courbée et l'interprétation la plus courante

du comportement est que les automobilistes s'orientent visuellement vers le sommet de la courbe. En effet, dans la littérature des sciences visuelles, ce comportement est appelé orientation tangente même s'il reste à établir empiriquement si les conducteurs regardent réellement vers l'intérieur du virage à cause du point tangent ou parce qu'ils ciblent certains points sur le chemin le plus proche. Il s'est avéré difficile de tester quantitativement ces hypothèses (PT vs. FT) en conduite réelle (ou même simulée). La principale raison est probablement qu'il est assez difficile de différencier les hypothèses par des méthodes de zones d'intérêt (ZDI) qui reposent sur la quantification de la fréquence relative du regard dans une ZDI centrée sur un point cible supposé. En effet, avec des tailles de ZDI réalistes et une géométrie de courbe typique, les ZDI se chevauchent fréquemment : lorsque le futur chemin dévie de quelques degrés du point tangent (voir figure 2.14), l'orientation du point tangent et l'orientation du chemin sont pratiquement équivalentes [27].

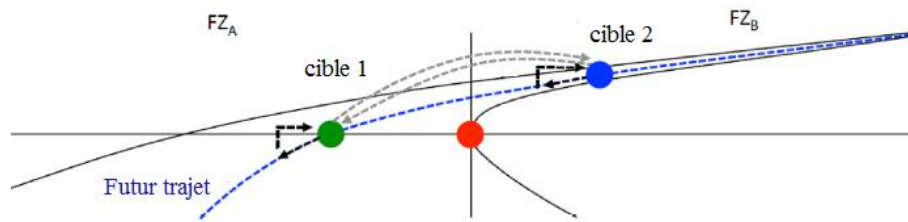


FIGURE 2.13 – Les principales classes des modèles de direction [27]

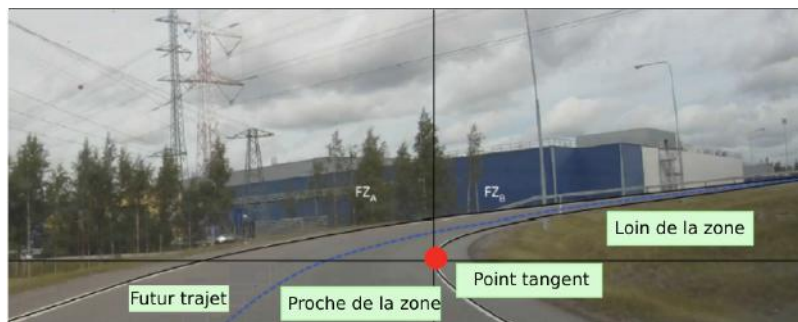


FIGURE 2.14 – Point tangent [27]

Une analyse quantitative détaillée des mouvements oculaires de poursuite provoqués par un flux optique curviligne en conduite réelle a été établie par [27]. Les données impliquent la zone éloignée au-delà du point tangent comme une zone cible importante du regard pendant les virages à l'état stable. Ceci est en accord avec les modèles de suivi de trajectoire, mais difficile à concilier avec n'importe quel modèle de suivi de point tangent pur. Les auteurs ont conclu que les modèles de poursuite du point tangent ne fournissent pas une explication générale du mouvement et de la direction des yeux pendant une séquence de conduite sur une courbe et ne peuvent être considérés comme une interprétation lorsque la distribution du regard est située dans la zone éloignée du virage courbé. Dans d'autres travaux issus du contrôle visuel portant sur la locomotion guidée visuellement telle que la conduite, le regard est principalement orienté vers la direction de la locomotion [134]. En conduite automobile, l'aperçu visuel dans les courbes est généralement d'environ 2s [135]. Dans de nombreux modèles de poursuite, ce comportement de « regarder où vous allez » est interprété comme une fixation sur un point de direction, par exemple le point tangent ou un point sur le futur chemin [136, 137, 138, 134].

Deux principaux types de mécanismes sont proposés pour l'utilisation d'un point de référence [139, 140, 27]. Le premier type de mécanisme propose que la direction du point de virage ou son

changement soit utilisé pour ajuster la direction du véhicule [134], car à partir du point de direction, il est possible de calculer la courbure instantanée de la route. Le deuxième type de mécanisme de direction utilise le flux rétinien et le regard actif pour contrôler la direction de manière à ce que le conducteur emprunte une trajectoire constamment courbée depuis l'emplacement actuel jusqu'au point de direction fixée [141, 138]. Il existe un support empirique et de modélisation pour l'utilisation de plusieurs points de braquage à différentes distances de prévisualisation. Dans les modèles de pilotage à deux niveaux [142, 143, 136, 30], les mécanismes de pilotage décrits précédemment correspondent aux niveaux de direction, qui utilisent des points de braquage dans la zone éloignée. En plus du niveau de guidage, il y a le niveau de stabilisation de la direction, qui utilise des points de braquage dans la zone la plus proche de la voiture. Il aide à maintenir la position du véhicule sur la voie et constitue le niveau le plus important pour la régularité de la direction [143, 136]. Avec l'expérience, le maintien de la trajectoire devient possible avec la vision périphérique [144, 145, 146] et ainsi la plupart des fixations guidantes seront dirigées vers le point de direction dans la zone éloignée (figure 2.14).

Dans [28], les auteurs ont étudié les fixations anticipées du conducteur à l'approche de virage sur une route de campagne sinueuse. Ils ont recruté 19 sujets pour les tests et ont utilisé un modèle de la future trajectoire pour identifier à la fois les fixations vers l'avant et les fixations excentriques par rapport aux courbes. Dix-huit conducteurs ont été divisés en deux groupes en fonction de l'expérience de conduite. Neuf conducteurs ont été classés comme novices et ont tous déclaré moins de 5 000 km d'expérience de conduite. 9 conducteurs ont été classés comme conducteurs expérimentés. Parmi les conducteurs expérimentés, un sujet a signalé une expérience de conduite comprise entre 20 000 et 30 000 km ; quatre ont signalé entre 30 000 et 50 000 km ; deux ont signalé entre 50 000 et 100 000 km ; et deux ont rapporté entre 200 000 et 500 000 km. 30 000 km d'expérience de conduite ont été jugés suffisants pour être classé conducteur expérimenté, car après 30 000 km, les conducteurs peuvent utiliser efficacement leur vision périphérique pour maintenir la position sur la voie [146]. La voiture était équipée de deux caméras de suivi du regard de type Smart Eye Pro 5.5, d'une caméra vers la vue avant et d'un récepteur GPS. La vitesse de lacet a été enregistrée à partir du bus CAN du véhicule. Les participants avaient comme instruction de conduire comme ils le feraient normalement, en respectant les règles de la circulation. Les participants ont parcouru quatre fois un segment de route rurale de 8,1 km dans les deux directions. Le chemin parcouru est donné par la figure 2.15. Les auteurs ont décomposé le passage du véhicule par un virage courbé en différentes phases. La figure 2.16 montre la trajectoire (ligne avec flèche) du véhicule (boîte noire). Le long de la trajectoire, il y a l'entrée, le taux de lacet maximum et les points de sortie de la courbe. Ces points segmentent la trajectoire pour s'approcher des phases d'entrée et de sortie. Le délai d'arrivée au point TH2 est de 2s (figure 2.16).

Une approximation 2D de la trajectoire du véhicule le long du chemin a été calculée en utilisant la vitesse et les données de lacet donnée par [147]. Ils arrivent ainsi à calculer les points d'excentricités sur la trajectoire à chaque point dans le temps, par rapport au cap de la voiture (figure 2.16). Ces points comprenaient le point de taux de lacet maximum, le point de sortie et les points de progression dans le temps où la voiture arriverait dans 1, 2, 3 et 4 s. Les résultats de fixations des yeux ont montré que les fixations sont pour la plupart droites, mais il existe des fixations excentriques sur la courbe. L'excentricité du regard horizontal par rapport à l'axe du véhicule commence à augmenter vers la courbe à la fin de la phase d'approche menant à la rotation du véhicule. L'excentricité atteint son maximum dans la seconde moitié de la phase d'entrée, après quoi elle commence à diminuer, entraînant la diminution du taux de lacet du véhicule.



FIGURE 2.15 – Le chemin courbé de la route Kytajantie, Hyvinkää, Finland [28]

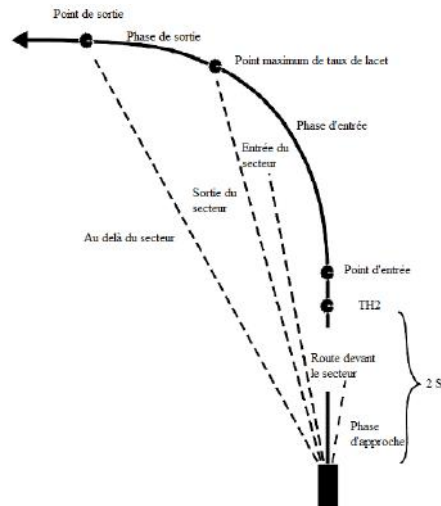


FIGURE 2.16 – Illustration des concepts centraux pour structurer les données [28]

Les résultats trouvés sont conformes à l'interprétation selon laquelle les fixations anticipées sur les courbes servent à la planification de la trajectoire. Les fixations excentriques anticipées sont coûteuses sur le plan cognitif [148, 147] et sont peu susceptibles d'être réalisées sans but précis. Les conducteurs expérimentés sont considérés meilleurs dans leurs compétences d'anticipation, et il est donc raisonnable de supposer que ceci s'applique également à la planification de la trajectoire. Une planification de trajectoire plus complexe crée une plus grande demande d'informations visuelles sur la future route, ce qui entraîne des fixations plus fréquentes. Les auteurs ont trouvé que le temps de maintien de la fixation anticipée a eu une tendance linéaire décroissante significative au cours des essais. Ceci suggère que les conducteurs pourraient créer un modèle mental de l'environnement. En d'autres termes, les conducteurs ont besoin de moins de guidage visuel pour la planification de leur trajectoire si les plans mémorisés précédents doivent être utilisés. Comparativement aux novices, les conducteurs expérimentés avaient un temps d'anticipation plus court à l'approche et à l'entrée des courbes, bien qu'ils roulaient plus vite que les novices. Donc les conducteurs expérimentés sont en mesure d'utiliser efficacement leur vision périphérique pour le contrôle de la direction. De plus, les conducteurs expérimentés avaient un temps de maintien plus long que les novices. L'effet était dû au nombre moins élevé de fixations anticipées par seconde pour les conducteurs novices.

Dans [149], les auteurs ont évalué sur simulateur les différentes restrictions du champ visuel au cours d'une tâche de maintien de la voie sur une route. Soixante-deux jeunes conducteurs inexpérimentés ont été divisés en trois groupes : un groupe de vue rapprochée (VR) où la partie supérieure de l'écran était masquée, un groupe de vue éloignée (VE) où la partie inférieure de l'écran a été masquée et un groupe de contrôle à pleine vue. Tous les groupes ont conduit trois séances d'entraînement de 8 minutes chacune sur une route rurale courbée, suivie de deux séances de maintien de voie à pleine vue. La première session de maintien de voie a pris place sur la même route et la deuxième session sur une autoroute. Par rapport au groupe de contrôle, le groupe VR a

conduit avec une vitesse moyenne plus faible et a eu plus de sortie de voie pendant l'entraînement. De plus, les conducteurs VR ont rapporté une confiance significativement plus faible durant la session de formation et la deuxième session de maintien de voie. Les conducteurs VR ont dirigé leurs regards de façon plus étroite pendant l'entraînement et les deux séances de maintien. Les conducteurs VE se sont approchés des virages avec une vitesse plus faible par rapport au groupe de contrôle lors de l'entraînement et avaient un plus grand nombre de tours de volant rapides pendant la phase d'apprentissage. Les auteurs ont conclu que l'élimination des informations visuelles a entraîné une baisse de la confiance en soi pour les conducteurs (VR) et un comportement de direction modifié pour les conducteurs (VE) dans les sessions de maintien de voie par rapport à la conduite à pleine vue. En outre, la formation VR a incité les conducteurs à regarder de près le véhicule pendant le maintien, ce qui peut être négatif pour la sécurité routière.

Dans ces modèles, le pilote identifie certaines caractéristiques (c-à-d. des indices) dans l'environnement qu'il utilise pour ajuster sa commande. Le point de fixation oculaire, orienté vers ces indices, est supposé refléter le centre de l'attention. Il y a cependant des études qui prouvent qu'un point de fixation oculaire ne représente pas forcément une attention «visuelle» [150, 151]. Le point de fixation peut être extrapolé à partir des données de mouvements oculaires. Dans les scènes dynamiques telles que la conduite, ces données de mouvement oculaire nécessitent des critères spéciaux pour la détermination des fixations, en raison du fait que tous les objets perçus par le système visuel sont pratiquement en mouvement relatif [152]. Les fixations sont généralement définies comme les coordonnées (x, y) moyennes du point de fixation, ce qui donne une surface pendant une durée déterminée [152, 153]. Il faudra également différencier entre les fixations et les saccades, en raison du fait que pendant la saccade, la personne est pratiquement aveugle [154]. Les critères pour une fixation sont fixés de telle sorte que les mouvements oculaires avec une vitesse moyenne supérieure à une certaine valeur, c'est-à-dire des saccades, peuvent être exclus de l'analyse du point de fixation. Presque aucune fixation n'est inférieure à 100 ms [155]. Par conséquent, le taux d'échantillonnage de l'œil et les données de mouvement sont cruciaux pour la définition des critères. Un taux d'échantillonnage insuffisamment élevé, c'est-à-dire <10 Hz, rend la valeur de 100 ms inutilisable. La fixation a une localisation et une valeur de durée. La durée moyenne dépend de la quantité d'interaction parmi les fixations antérieures, l'amplitude des mouvements oculaires, les caractéristiques de l'objet fixé, et le schéma actuel du sujet, ainsi que le temps de traitement de l'information [155]. En général, les durées de fixation fournissent une mesure du contenu informationnel de la fixation ainsi que la stratégie de traitement de l'information utilisée par le sujet [152]. La durée de fixation typique est d'environ 360 ms avec écart type 220 ms et une asymétrie de 2,18 [155].

Les découvertes de [144] selon lesquelles les conducteurs débutants concentrent leurs recherches visuelles dans une zone plus petite et plus rapprochée de l'avant du véhicule par rapport aux conducteurs expérimentés, ont été confirmées dans [29]. Dans leurs résultats de calcul de distances aux objets fixés visuellement et de comparaison du nombre de fixations pertinentes sur les zones a et b (Fig. 2.17), les auteurs ont constaté que les apprenants avaient tendance à placer leur attention plus près du véhicule (c'est-à-dire dans une position verticale inférieure) que les conducteurs expérimentés. Par contre, ils n'ont pas trouvé de différence par rapport à la durée de fixation entre les conducteurs expérimentés et novices dans les deux sections du trajet.

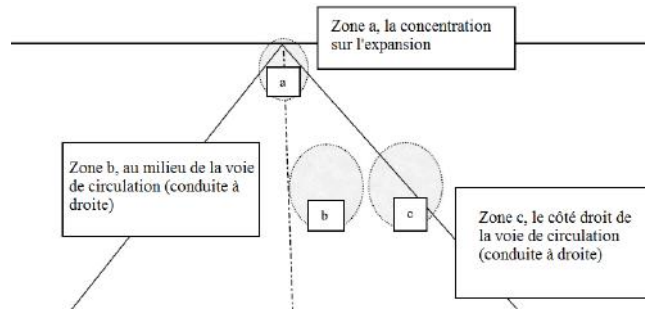


FIGURE 2.17 – Les trois surfaces pour la comparaison entre les groupes par rapport à leur concentration durant la conduite [29] .

Les actions habiles semblent nécessiter des stratégies oculomotrices spatio-temporelles spécifiques pour l'échantillonnage des informations utiles pour la tâche en cours [156]. Quand il s'agit d'attraper un objet, il est naturel de regarder l'objet plutôt que la main [157] et lors d'une action bimanuelle, le regard alterne entre les objets à saisir [158]. Des similitudes peuvent être établies entre l'approche bimanuelle et le pilotage à travers une série de points de repère (par exemple lors d'un slalom) où la cible la plus immédiate est suivie avec 1 à 2 s d'avance, ensuite le regard est dirigé vers la cible suivante dans la séquence [137].

Une autre étude sur le contrôle de l'orientation à différents niveaux de perturbations visuelles a été réalisée par [30]. La perturbation visuelle était un bruit rajouté à l'information visuelle au moyen d'un masque semi-transparent. Le masque peut couvrir tout l'écran, dégradant ainsi le champ visuel de manière uniforme. Dans l'expérience, le masque recouvrait la scène visuelle proche ou lointaine, dégradant ainsi l'essentiel de l'information visuelle nécessaire, respectivement, au processus de compensation et d'anticipation (figure 2.20). Selon le modèle de contrôle à deux niveaux établi par [142, 136], les auteurs ont supposé que le contrôle anticipatif devrait être très sensible à la qualité de l'information visuelle car il permet de prévisualiser la courbure de la route et d'orienter le regard vers des repères visuels. Le panel expérimental regroupait 15 sujets possédant un permis de conduire, âgés de 19 à 38 ans. Tous les sujets avaient une vision normale ou corrigée à la normale. Les utilisateurs devaient maintenir leur voie sans couper les virages au point de traverser les lignes de bord. Les mesures utilisées étaient la position latérale moyenne du véhicule par rapport à la ligne centrale de la route et son écart-type. La manipulation du masque supérieur a montré que, au niveau du comportement du véhicule, les conducteurs ont réussi à maintenir une trajectoire similaire à celle de la ligne de base avec un bruit pouvant atteindre 60%. À partir de ce point, il semblait que les conducteurs ne parvenaient plus à anticiper les changements de courbure de la route. En ce qui concerne les actions des participants sur le volant, le mécanisme d'anticipation a montré une certaine robustesse mais seulement jusqu'à des niveaux de dégradation relativement faibles et est devenu biaisé à mesure que la dégradation augmentait. Les actions étaient de plus en plus nombreuses et plus rapides sur le volant au fur et à mesure que l'opacité du masque augmentait. Ainsi, il apparaît qu'avec une augmentation du bruit dans le contrôle anticipatif, il y a une transition progressive de l'anticipation douce vers le contrôle réactif saccadé, jusqu'à un point où la compensation n'est plus suffisante.



FIGURE 2.18 – Simulateur de conduite à base fixe [30]



FIGURE 2.19 – Masque plein écran avec 20% d'opacité (à gauche), masque supérieur avec 60% d'opacité (dans le centre) et masque inférieur avec 100% d'opacité (à droite) [30]

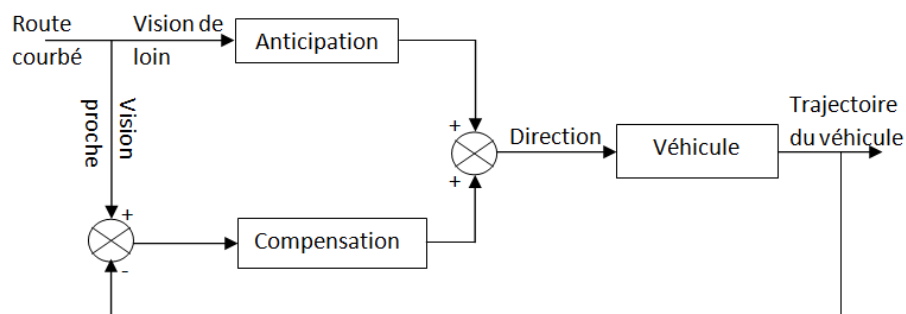


FIGURE 2.20 – Version générique du modèle de contrôle de direction à deux niveaux avec anticipation et compensation [30]

Les théories actuelles sur le rôle de la coordination visuomotrice dans la conduite conviennent que l'échantillonnage actif de la route par le conducteur est une source d'information pour le système bras-moteur chargé d'effectuer des actions sur le volant. En particulier, l'hypothèse du point tangent, qui stipule que les conducteurs regardent un point spécifique sur la ligne de bord intérieur, est récemment devenu l'objet de controverses. Une hypothèse alternative propose que les

conducteurs orientent leur regard vers le futur chemin, qui est souvent situé dans la proximité du point tangent. Dans [159] une étude a contribué à ce débat à travers les analyses de la distribution de l'orientation du regard par rapport au point tangent. Les résultats ont révélé que les conducteurs ont échantillonné la chaussée dans le voisinage immédiat du point tangent plutôt que le point tangent proprement dit. Ceci soutient l'idée que les conducteurs regardent la limite de la trajectoire près de la ligne de bord intérieure. En outre, l'étude a analysé pour la première fois l'influence réciproque du contrôle manuel sur le contrôle du regard dans le contexte de la conduite. Ceci a été réalisé grâce à la comparaison du comportement du regard quand les conducteurs conduisaient activement le véhicule ou lorsque la direction était assurée par un automate. Les résultats ont montré une augmentation des fixations anticipées dans le sens de la sortie de la courbe et une réduction faible mais constante du temps d'observation de la zone du point tangent lorsque la direction était passive. Ceci peut être la conséquence d'un changement de l'équilibre entre les stratégies de regard cognitif et d'anticipation sensori-motrice. Certains travaux cités précédemment ont analysé le regard durant la conduite réelle. Ceci peut être dangereux sur les personnes handicapées moteur surtout durant la phase d'apprentissage et d'évaluation en conduite.

L'importance d'assurer la sécurité de l'utilisateur durant la phase d'entraînement et d'évaluation ne doit pas être négligée. Dans [160], le logiciel de réalité virtuelle a été construit avec l'intention de créer un environnement sûr, où les performances des interfaces de contrôle des FRE pourraient être testées et comparées. Ils l'ont utilisé pour évaluer la méthodologie de contrôle basée sur un système de suivi du regard, une solution prometteuse pour la navigation en mains libres du FRE, en raison de l'abondance des commandes de contrôle qu'elle offre et de sa nature intuitive. Les mouvements oculaires naturels ont longtemps été considérés comme reflétant les processus cognitifs et sont fortement corrélés avec l'intention de l'utilisateur. Par conséquent, la séquence des emplacements du regard pendant la navigation est enregistrée et analysée, afin de rechercher et de dévoiler des motifs dans les mouvements. De plus, cette étude compare différentes solutions oculaires qui ont été mises en œuvre et propose une nouvelle approche plus naturelle. Les résultats préliminaires sur 6 sujets sains indiquent que la solution de visionnage proposée conduit à une exécution de tâche plus rapide de 18,4% (440 secondes) comparée à une approche de vision libre standard.

Dans notre contexte, on insiste sur l'analyse comportementale du pilote en conduite d'un FRE ce qui nécessite de passer par la modélisation du système Pilote-FRE. Dans ce qui suit on va montrer que de cette modélisation on peut déduire l'importance d'un critère visuel pour l'analyse des performances de conduite.

2.3 Modélisation Pilote-FRE

Les techniques de contrôle optimal telles que le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) décrit par Sharp ont permis de résoudre des problèmes importants dans la modélisation des systèmes Pilote-Véhicule [25]. L'objectif de ce modèle est la détermination de la commande optimale qui minimise la fonction du coût qui représente l'erreur entre la trajectoire de référence et la position du véhicule. Ce modèle est basé principalement sur la variable d'information d'anticipation : la distance anticipée D_p ou le temps d'anticipation T_p . Le choix de ce modèle était motivé par le faible nombre de variables empiriques qui le rend simple à mettre en œuvre contrairement à d'autres modèles comme l'OCM. D'après [25], si l'utilisateur observe une longue partie de son futur trajet il anticipera mieux ses actions de contrôle du véhicule (freinage, contrôle de direction,...) ce qui lui permet de bien suivre son parcours ; dans cette situation l'utilisateur possède un comportement de poursuite. Dans le cas contraire, l'information devient inutile dans la poursuite, l'utilisateur possède uniquement l'erreur entre la trajectoire de référence et sa position comme entrée. Dans cette situation l'utilisateur commence des actions préparatoires sévères, il représente un comportement

de compensation. Dans cette section, nous utilisons le modèle OPCM pour valider l'importance du paramètre D_p en tant que critère pertinent pour décrire le comportement du pilote et analyser sa qualité de conduite en fauteuil roulant électrique.

2.3.1 Le Modèle OPCM

Le modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) de Sharp utilise l'information d'anticipation du futur trajet pour déterminer la commande qui minimise l'erreur entre la position du FRE et la trajectoire de référence. Il est basé sur la connaissance de la structure du contrôleur optimal linéaire à pré-visualisation et aussi sur la manière avec laquelle ses paramètres sont reliés à la dynamique du système contrôlé. La structure du contrôleur de base est représentée par la figure 2.21.

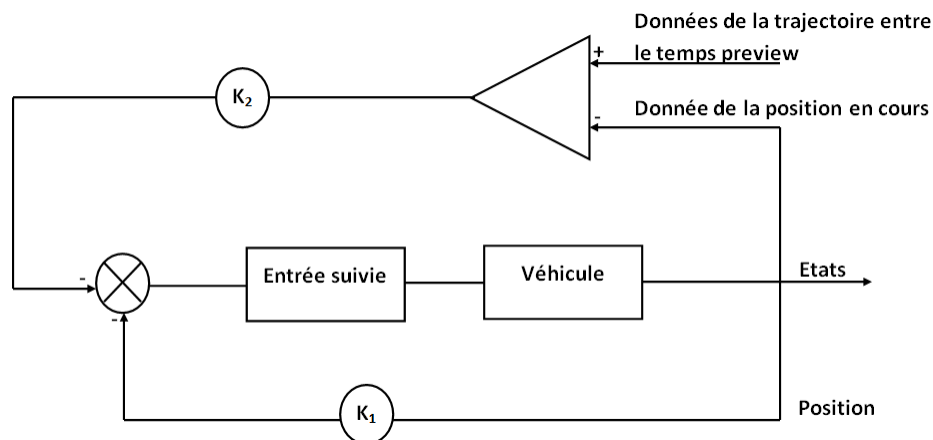


FIGURE 2.21 – Contrôleur linéaire optimal discret donné par [25]

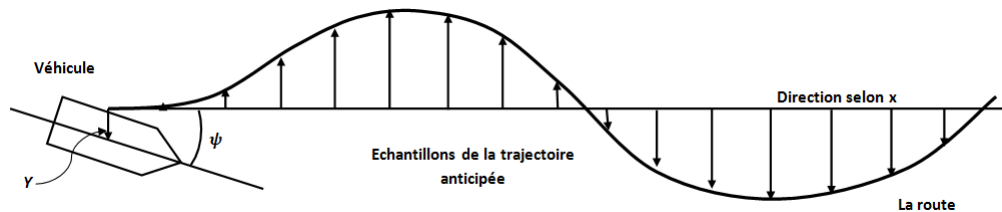


FIGURE 2.22 – Acquisition des données de la trajectoire anticipée selon [25]

Le pilote est représenté comme un moyen d'acquisition des échantillons de la trajectoire à anticiper devant le véhicule. En formant la somme pondérée de ces valeurs qui vont intervenir sur l'angle d'entrée, il devient possible de déduire la commande appliquée au véhicule en minimisant l'erreur quadratique de poursuite (figure 2.21).

Les poids sont choisis pour refléter (figure 2.22) la décroissance exponentielle dans l'utilisation de l'information de prévisualisation avec la distance « preview », inhérente à la solution du contrôle optimal linéaire et tenant compte des propriétés dynamiques du véhicule.

Il est clair que nous avons besoin de la solution formelle de la commande optimale linéaire. La formulation du problème a été établie par Louam [161] et prouvée par Prokop [162] qui a proposé une méthodologie pour mettre en place le problème de commande par prévisualisation (« preview ») du système pilote-véhicule de telle sorte qu'il soit conforme aux exigences de la théorie d'un régulateur linéaire quadratique discret. Cette formulation, qui inclut un simple véhicule et une représentation aléatoire de la route, est utilisée et testée par rapport aux exigences de la théorie.

Le problème de la commande optimale est alors résolu. Les solutions sont interprétées et testées par la simulation du suivi de trajectoire afin d'assurer l'efficacité de la commande.

La combinaison entre les informations de la trajectoire prévue et le système à contrôler est donnée par la figure 2.23. La description de la route est donnée par son profil latéral Y_r , qui est la déviation du véhicule par rapport à la route. Cette dernière est mesurée à chaque pas du temps d'échantillonnage T_e .

À l'instant k , les données prévues de la route observée par le conducteur au devant du véhicule sont composées de $(h + 1) y_r$ valeurs avec espaces égaux sur l'axe x (figure 2.24) $y_r = [y_{r0} y_r \dots y_{rh}]^T$. La distance entre eux est définie par uT , u étant la constante de vitesse du véhicule. À l'instant suivant $(k + 1)$, le premier échantillon de la trajectoire prévue (le point de référence du véhicule projeté sur l'axe x) à l'instant k devient inutile dans le problème, le deuxième point à l'instant k devient le premier à l'instant $(k + 1)$ et ainsi de suite. La valeur de l'échantillon h à l'instant k prend la valeur de $(h - 1)$ à l'instant $(k + 1)$, où une nouvelle valeur h entre à l'instant $(k + 1)$.

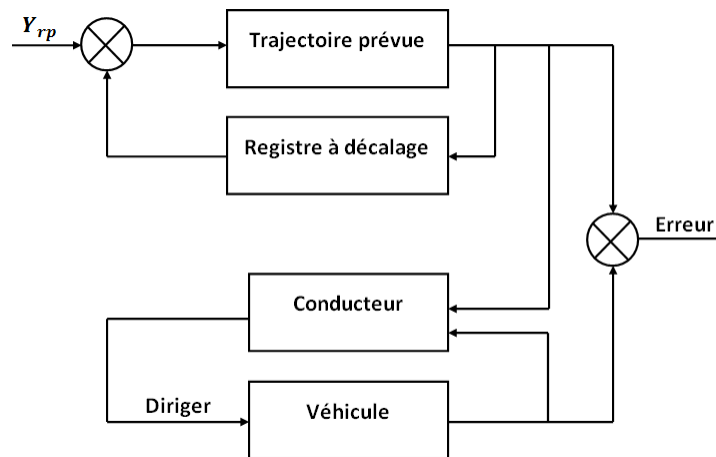


FIGURE 2.23 – La structure du système Vehicule/Route avec commande optimale de « preview » [25]

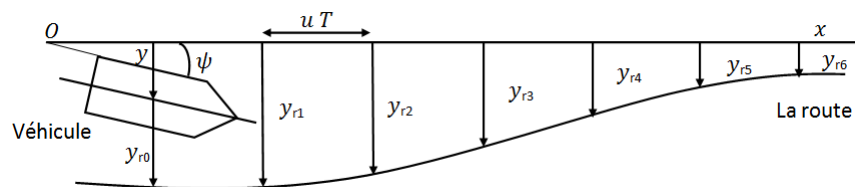


FIGURE 2.24 – Structure du système véhicule/route à l'instant k [25]

Dans ce qui suit nous détaillerons le modèle mathématique OPCM, en tenant compte du modèle du FRE comme élément contrôlé.

2.3.2 Modèle dynamique de l'élément contrôlé

Le modèle dynamique du fauteuil est composé de plusieurs éléments ou sous-systèmes : les éléments rigides (assise et matériaux embarqués), les éléments mobiles (roues motrices et roue libre), les éléments de propulsion (moteurs électriques) et aussi la personne embarquée qui sera considérée comme une masse rigide. La dynamique du fauteuil repose principalement sur celle des moteurs à courant continu.

Notre élément contrôlé est le fauteuil roulant électrique VAHM 3 du laboratoire LCOMS (figure 2.25).

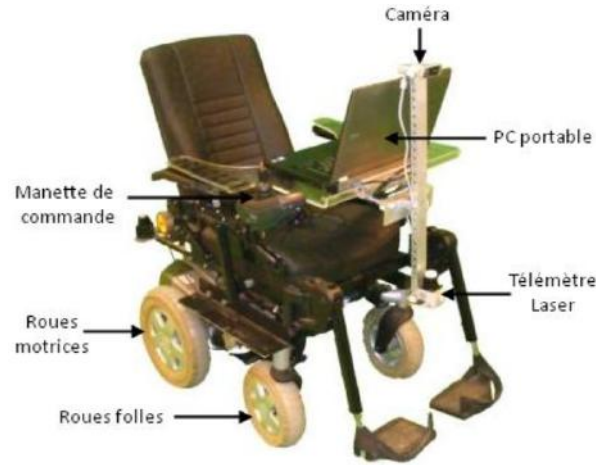


FIGURE 2.25 – Fauteuil VAHM 3

D'après les travaux de [163]et [21] le modèle mathématique du FRE est du deuxième ordre avec des paramètres qui sont fonction du type du fauteuil, notamment l'inertie imposée à chaque moteur. Cette inertie change en fonction de l'emplacement des roues, l'assise, la distance entre les roues motrices et les roues libres, le poids de l'utilisateur etc. En prenant le système de la figure 2.26 comme référence l'équation dynamique du mouvement du fauteuil s'écrit selon [163]et [21] comme suit :

$$J_e \begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_g \\ \ddot{\alpha}_D \end{bmatrix} + C_e \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_g \\ \dot{\alpha}_D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_g \\ C_D \end{bmatrix} + \sigma \left(\frac{M}{2} + m_w \right) gR \sin(\psi) \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

avec :

$$J_e = \begin{bmatrix} J_e(1,1) & J_e(1,2) \\ J_e(2,1) & J_e(2,2) \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

$$J_e(1,1) = J_e(2,2) = \frac{1}{2}J_a + \sigma \left\{ J_w + \left(\frac{M}{2} + m_w \right) R^2 + \left(\frac{R}{L} \right)^2 J \right\}$$

$$J_e(1,2) = J_e(2,1) = \sigma R^2 \left(\frac{M}{4} - \frac{1}{L^2} J \right)$$

et

$$C_e = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma}c_a + \sigma c_w & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sigma}c_a + \sigma c_w \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

$\alpha(t)$: l'angle instantané des roues (voir figure 2.27).

où :

Symbole	Désignation	Valeur déterminée
J	Moment d'inertie du fauteuil autour de l'axe z	$16.08 kg.m^2$
J_a	Moment d'inertie de l'armature (moteur + réducteur)	$0.0024 kg.m^2$
J_w	Moment d'inertie d'une roue motrice	$0.0289 kg.m^2$
σ	Rapport de réduction (réducteur de vitesse)	0.033
M	Masse d'une roue motrice	$210.00 kg$
R	Rayon des roues motrices	$2.00 kg$
L	Distance entre les deux roues motrices	$0.17 m$
C_a	Coefficient du frottement visqueux des roulements moteurs	$0.57 m$
C_g, C_d	Couples moteurs gauche et droit	$0.06 N.m/rad/s$
α_g, α_d	Angles de rotation des roues gauche et droite	
F_d, F_g	Force de réaction agissant sur les roues motrices	
C_{Fd}, C_{Fg}	Couples exercés sur le mouvement de rotation des roues motrices.	

TABLE 2.1 – Paramètres du modèle dynamique du FRE [24].

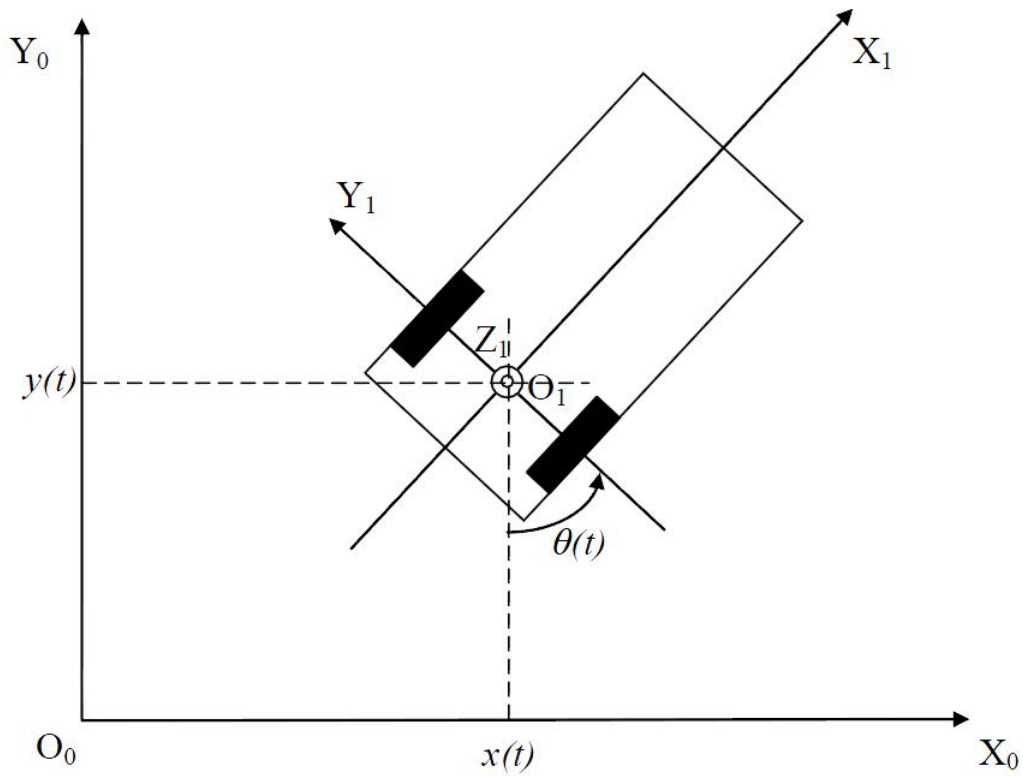


FIGURE 2.26 – Posture $q : q = [x(t) y(t) \theta(t)]^T$ [24]

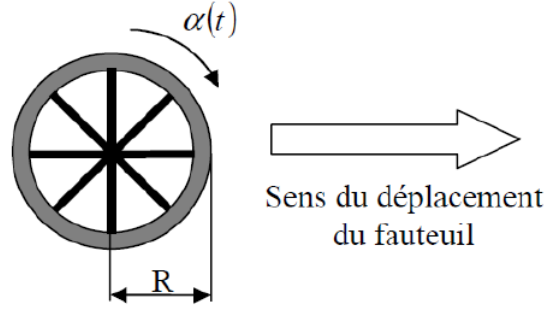


FIGURE 2.27 – Angle de rotation d’une roue motrice [24]

Le terme $\sigma(\frac{M}{2} + m_\omega) g R \sin(\psi)$, qui exprime le couple résistant, est dû à l’inclinaison de la surface de déplacement du fauteuil. Dans ce terme g représente l’accélération gravitationnelle.

Ainsi, pour une étude dans un environnement intérieur, le fauteuil se déplace sur une surface plane horizontale et donc l’angle d’inclinaison $\psi = 0$. Dans ce cas, le modèle dynamique s’écrit :

$$J_e \begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_g \\ \ddot{\alpha}_D \end{bmatrix} + C_e \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_g \\ \dot{\alpha}_D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_g \\ C_D \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

2.3.3 Représentation d’état de l’élément contrôlé

La représentation d’état de l’élément contrôlé est obtenue à partir du modèle dynamique du fauteuil (équation 2.8), où $\alpha_g(t)[rad]$ et $\alpha_d(t)[rad]$ représentent respectivement les angles de rotation instantanés des roues gauche et droite du fauteuil. Les déplacements des deux roues entre les instants $t_1 = k.T_e$ et $t_2 = (k + 1).T_e$ sont respectivement $S_{g,k} = R \alpha_{g,k}$ pour la roue gauche et $S_{d,k} = R \alpha_{d,k}$ pour la roue droite, où R est le rayon de chacune des deux roues. On obtient ainsi :

$$\frac{J_e}{R} \begin{bmatrix} \ddot{S}_d \\ \ddot{S}_g \end{bmatrix} + \frac{C_e}{R} \begin{bmatrix} \dot{S}_d \\ \dot{S}_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

On choisit les variables d’état de la manière suivante :

$$x_1 = S_d, \quad x_2 = S_g \quad (2.10)$$

$$x_3 = \dot{x}_1, \quad x_4 = \dot{x}_2 \quad (2.11)$$

En remplaçant avec (2.10) et (2.11) dans (2.9), on obtient le système d’équations suivant :

$$\frac{J_e}{R} \begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} + \frac{C_e}{R} \begin{bmatrix} x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

donc :

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = -J_e^{-1}C_e \begin{bmatrix} x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + RJ_e^{-1} \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

En posant $JC = J_e^{-1}C_e$ et $RJ = RJ_e^{-1}$, et à partir des équations (2.10), (2.11) et (2.13) on obtient la représentation d’état suivante :

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -JC(1,1) & -JC(1,2) \\ 0 & 0 & -JC(2,1) & -JC(2,2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}$$

$$+ \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ RJ(1,1) & RJ(1,2) \\ RJ(2,1) & RJ(2,2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

avec les équations de sorties :

$$\begin{bmatrix} S_d \\ S_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

Les matrices d'état du système sont donc :

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -JC(1,1) & -JC(1,2) \\ 0 & 0 & -JC(2,1) & -JC(2,2) \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ RJ(1,1) & RJ(1,2) \\ RJ(2,1) & RJ(2,2) \end{bmatrix},$$

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

La représentation d'état s'écrit donc :

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = Ax(t) + Bu(t) \\ y(t) = Cx(t) \end{cases} \quad (2.16)$$

$$\text{avec } u(t) = \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix}$$

La représentation discrète équivalente de ce système peut être obtenue par un bloqueur d'ordre zéro. Cette représentation est donnée par le système d'équations suivant :

$$\begin{cases} x(k+1) = A_c x(k) + B_c u(k) \\ y(k) = C_c x(k) \end{cases} \quad (2.17)$$

2.3.4 Représentation d'état des échantillons de la trajectoire

La représentation d'état des échantillons de la trajectoire est basée sur le modèle établi par [162], [25], elle s'écrit sous la forme :

$$\begin{cases} y_T(k+1) = A_T y_T(k) + B_T y_{Ti} \\ w(k) = H \cdot y_T(k) \end{cases} \quad (2.18)$$

avec

$$A_T = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots \\ \dots & \dots & \dots & \ddots & 1 \\ 0 & 0 & \dots & \dots & 0 \end{bmatrix}, \quad B_T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

L'ordre du système est $(q+1)$, où q est le nombre d'échantillons du temps preview T_p . Donc on a : A_T de dimension $(q+1) \times (q+1)$ et B_T de dimension $(q+1) \times 1$.

À un instant k donné, les données de la trajectoire observée par le conducteur consistent en $(q + 1)$ valeurs de la trajectoire au devant du véhicule, équidistantes sur l'axe des x , contenues dans le vecteur $y_T = [y_{T0} \ y_{T1} \ \dots \ y_{Tq}]^T$.

Les références dans ce cas sont les déplacements des roues droite et gauche. Ainsi le vecteur d'état $y_T(k)$ contient successivement, les déplacements de la roue droite et ceux de la roue gauche. Sa dimension devient égale à $2 \times (q + 1)$ et les matrices d'état sont modifiées sous la forme :

$$A_T = \left[\begin{array}{cccc|cccc} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots & \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ \dots & \dots & \dots & \ddots & 1 & \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \dots & 0 & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ \hline 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots & 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots & \dots & \dots & \dots & \ddots & 1 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & 0 & 0 & \dots & \dots & 0 \end{array} \right],$$

$$B_T = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad H = \begin{bmatrix} \mu & 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & \mu & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}$$

2.3.5 Représentation d'état du modèle global

Dans la structure du modèle global, et compte tenu de la fonction principale de ce modèle qui consiste en un suivi de trajectoire, l'introduction d'intégrateurs est nécessaire pour éliminer les erreurs de poursuite [164, 132]. Le schéma du système global est donné par la figure 2.28.

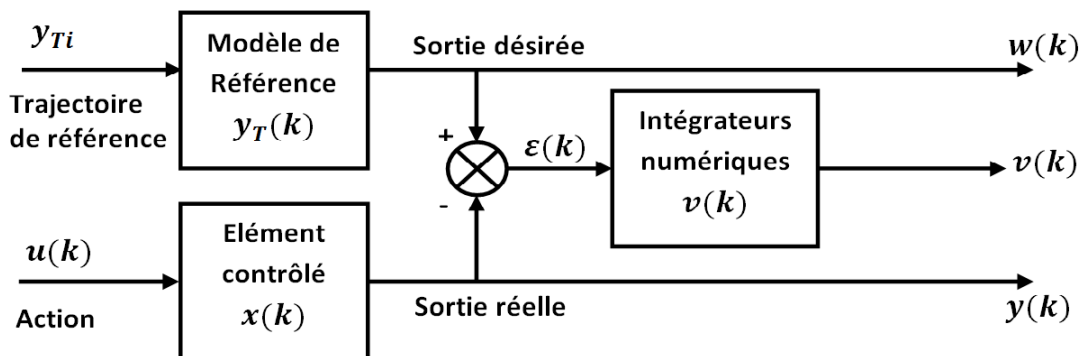


FIGURE 2.28 – Schéma fonctionnel du système pilote - véhicule

Les intégrateurs numériques sont de la forme donnée par l'équation (2.20), qui représente une approximation d'intégrale par la méthode des rectangles [164].

$$v(k+1) = v(k) + T_e \epsilon(k) \quad (2.20)$$

où $v(k)$ est de dimension m , et T_e est le temps d'échantillonnage. Cette expression peut être simplifiée en divisant par T_e le gain de ses éléments [132]. On obtient donc :

$$v(k+1) = v(k) + \epsilon(k) = v(k) - C_c(k) + w(k) \quad (2.21)$$

La représentation du système contrôlé avec intégrateur, de dimension $(n_c + m)$, obtenue en combinant les équations (2.17), (2.21) s'écrit alors :

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} x(k+1) \\ v(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 \\ -C_c & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} w(k) \\ \begin{bmatrix} y(k) \\ v(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \end{bmatrix} \end{cases}$$

En intégrant dans cette représentation le modèle de la trajectoire, donné par l'équation (2.18), on obtient la représentation d'état globale et discrète suivante :

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} x(k+1) \\ v(k+1) \\ y_T(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 & 0 \\ -C_c & I & H \\ 0 & 0 & A_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} + \\ \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ B_T \end{bmatrix} y_{Ti} \\ \begin{bmatrix} y(k) \\ v(k) \\ w(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 & 0 \\ 0 & I & 0 \\ 0 & 0 & H \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} \end{cases} \quad (2.22)$$

Une autre formulation pour exprimer les écarts $\epsilon(k) = w(k) - y(k)$ dans la représentation (2.22) entraîne la modification suivante de l'équation de sortie de ce système, qui devient :

$$\begin{bmatrix} \epsilon(k) \\ v(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -C_c & 0 & H \\ 0 & I & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

En notant par $z(k) = [x(k) \ v(k) \ y_T(k)]^T$ le nouveau vecteur d'état du système global, on peut écrire :

$$\begin{cases} z(k+1) &= A_1 z(k) + B_1 u(k) + B_{T1} y_{Ti} \\ y_1(k) &= C_1 z(k) \end{cases} \quad (2.24)$$

Après l'obtention de la représentation d'état du système global, donnée par (2.24), une commande optimale quadratique peut être synthétisée. Elle consiste en la minimisation d'un critère quadratique J , donné par l'équation :

$$J = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{k=0}^n \{ z^T(k) \cdot R_1 \cdot z(k) + u^T(k) \cdot R_2 \cdot u(k) \} \quad (2.25)$$

$$\text{Où } R_1 = C_1^T Q C_1 \text{ avec } Q = \begin{bmatrix} Q_c & 0 \\ 0 & Q_v \end{bmatrix}$$

Les matrices de pondération Q_c , Q_v et R_2 sont symétriques et définies positives, très souvent choisies diagonales par commodité. Chacune de ces matrices traduit l'importance relative attribuée respectivement aux erreurs de suivi (Q_c), aux intégrales de ces erreurs (Q_v), et aux grandeurs d'action (R_2).

La commande optimale par retour d'état minimisant la fonction de coût s'écrit [165] :

$$u^*(k) = -K.z(k) \quad (2.26)$$

avec $K = (R_2 + B_1^T P B_1)^{-1} B_1^T P A_1$.

Où P est la solution de l'équation algébrique discrète de Ricatti [166] :

$$P = A_1^T P A_1 - A_1^T P B_1 (R_2 + B_1^T P B_1)^{-1} B_1^T P A_1 + R_1 \quad (2.27)$$

Sur le choix des matrices de pondération, consulter [164]. Le seul paramètre restant à déterminer pour mettre en œuvre ce modèle est la distance anticipée D_p . La méthode de détermination de la distance anticipée D_p est décrite dans le chapitre 3 section 3.3.1.

2.3.6 Protocole expérimental

Afin de valider le modèle OPCM et montrer l'importance de la distance anticipée dans l'analyse de la conduite en FRE, nous avons recruté un panel de 15 personnes valides pour faire des tests sur le simulateur de conduite ViEW. Le parcours dans l'environnement virtuel est décrit dans la figure 2.29. Ce dernier est découpé en 3 zones qui correspondent à priori à des comportements de conduite différents : slalom serré, virage puis slalom large. Les trois zones sont définies en figure 2.30 (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. 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. La section suivante en présente les résultats.

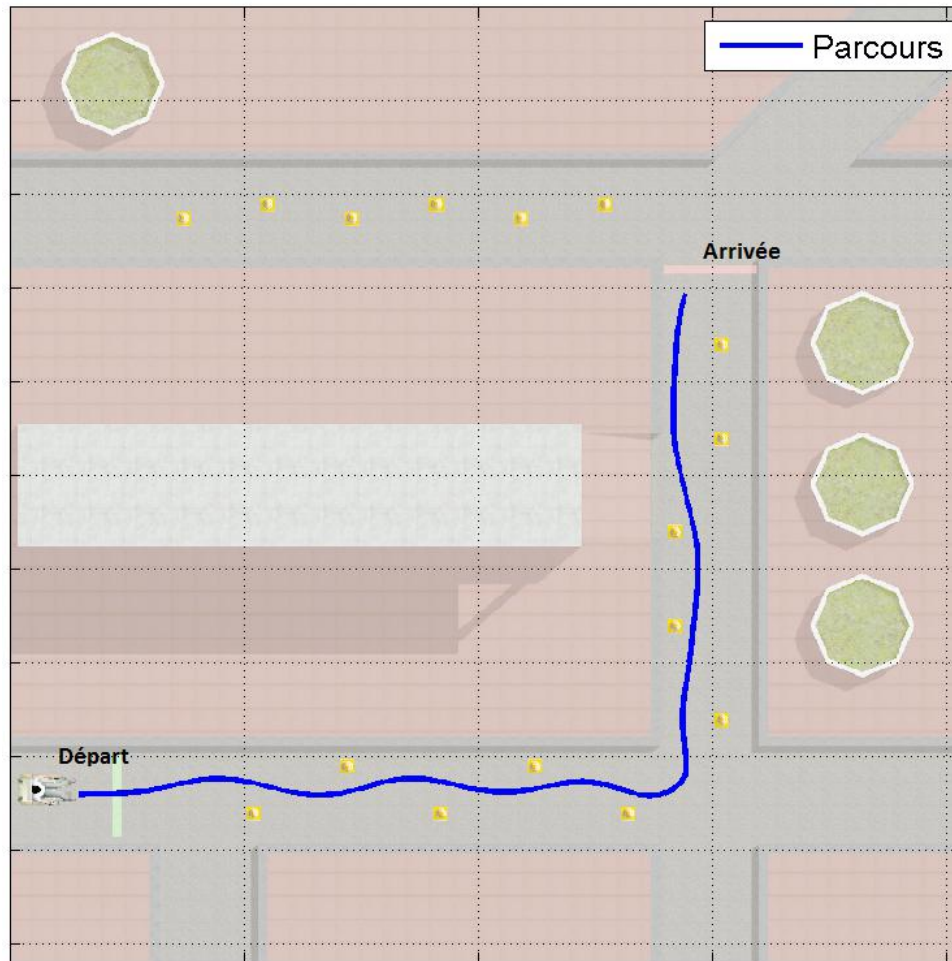


FIGURE 2.29 – Parcours à suivre

2.3.7 Résultats

Nous utilisons les distances D_p 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_p est reconstruite à l'aide la méthode décrite dans le chapitre 3 section 3.3.1. La figure 2.30 montre les trajectoires des roues droite et gauche calculées ainsi que les trajectoires expérimentales pour l'utilisateur 5 à la vitesse 0,52 m/s. Notons que la distance E entre la trajectoire réelle et celle calculée par le modèle OPCM est courte : $E_{mean} = 4.4\text{cm}$, $E_{max} = 8.8\text{cm}$, $\sigma = 1.38\text{cm}$. Par contre dans la figure 2.31 pour le sujet 1 on constate qu'il y a un décrochage entre la trajectoire réelle et celle obtenue par le modèle OPCM, qu'on peut exprimer avec : $E_{mean} = 11.41\text{cm}$, $E_{max} = 76.47\text{cm}$, $\sigma = 15.23$. Si on fixe empiriquement le seuil : $E_{mean} = 15\text{cm}$, $E_{max} = 20\text{cm}$, $\sigma = 5\text{cm}$ comme une limite max pour la convergence de la trajectoire calculée par le modèle OPCM on obtient 29% de 411 trajectoires qui divergent dans les différentes zones du parcours. Après une analyse de D_p sur les trajectoires qui divergent nous avons constaté que leur D_p est inférieur à 0.72m. Pour une courte distance anticipée nous pouvons conclure que l'utilisateur se trouve dans une situation de compensation. Il ne possède comme information pour la conduite que l'erreur entre la position actuelle du FRE et la trajectoire de référence. Dans le cas contraire où les trajectoires générées par l'OPCM convergent vers les trajectoires expérimentales, on déduit que la distance anticipée D_p 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.

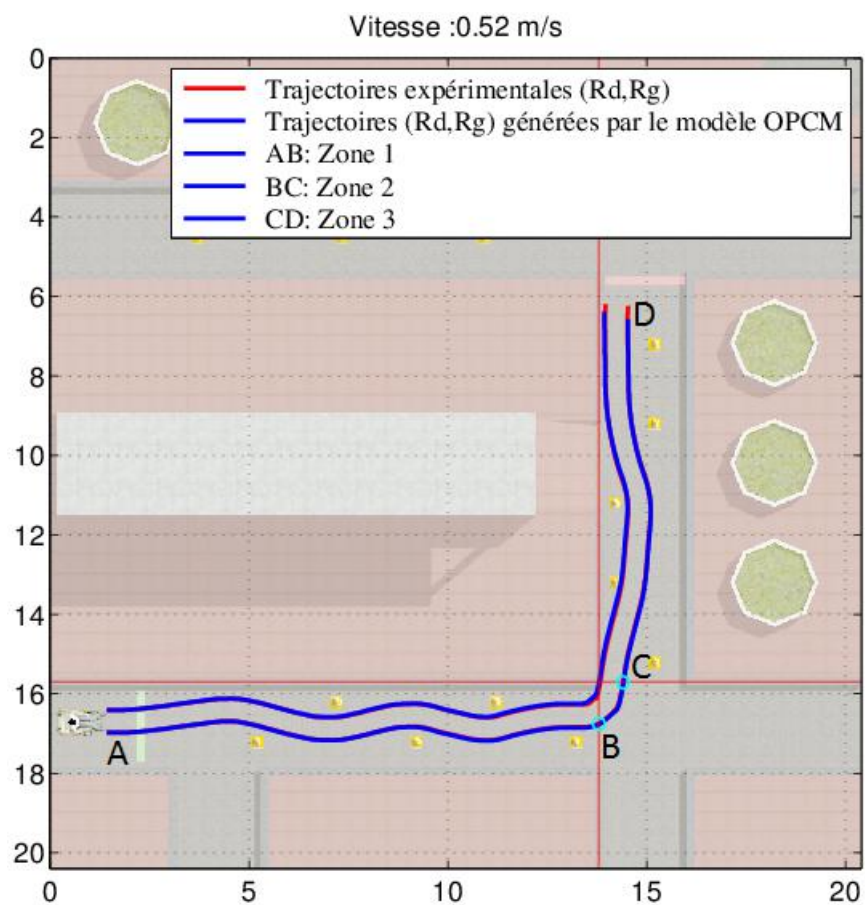


FIGURE 2.30 – Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle OPCM pour 0.52 m/s (Sujet 5)

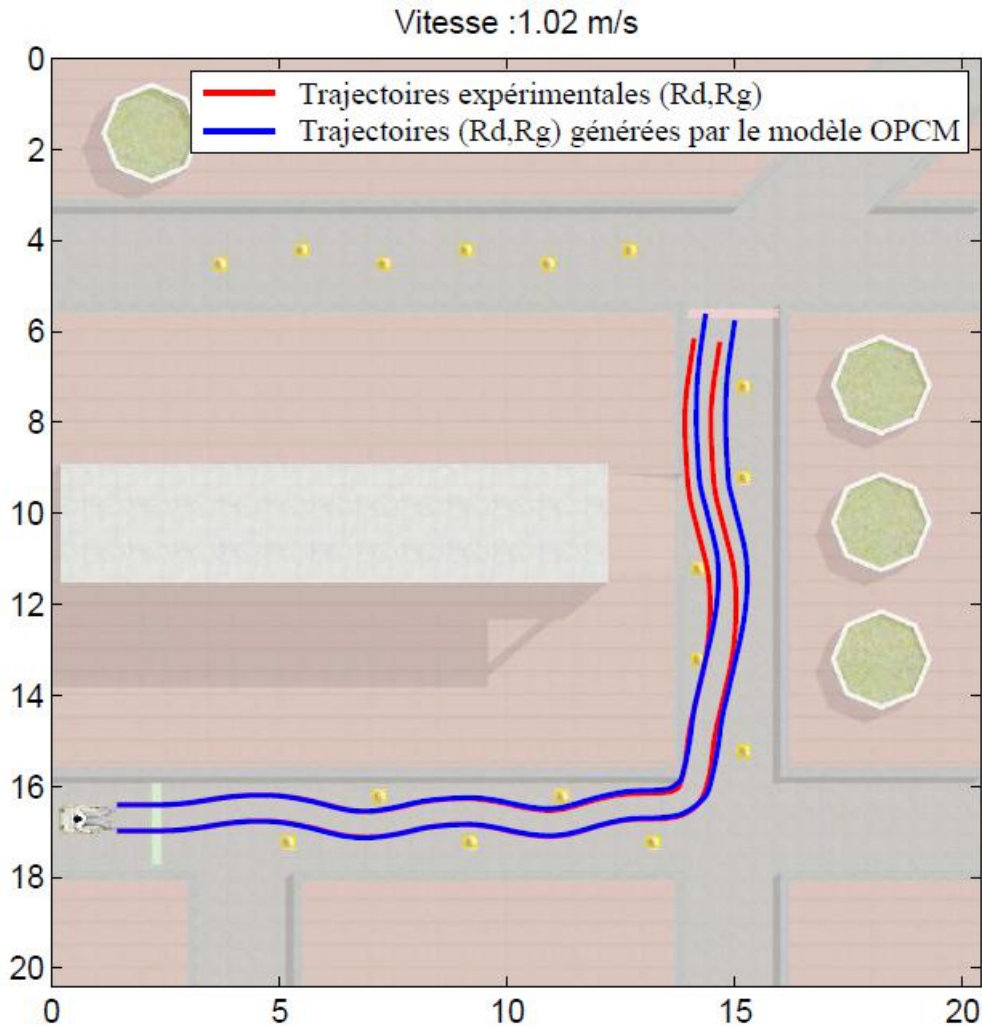


FIGURE 2.31 – Trajectoires expérimentales et trajectoires générées par le modèle OPCM pour 1.02 m/s (sujet 1)

2.3.8 Discussion

Les essais sur personnes valides ont permis de voir que parfois le modèle OPCM ne converge pas. Sur la zone du virage, nous constatons que le sujet 1 a réduit sa vitesse linéaire avec des distances anticipées moins importantes par rapport à la zone du slalom serré (voir figure 2.34). Par contre, à un certain instant de la conduite nous observons un décrochage entre les trajectoires de l'utilisateur (sujet 1) et celles générées par le modèle OPCM sur le slalom large. Nous avons sélectionné une zone englobant le point de décrochage afin de l'analyser. Cette zone est donnée sur la figure 2.32. Sur le tableau 2.2, la vitesse linéaire au cours du parcours reste relativement stable autour de la valeur moyenne 0.92m/s. L'utilisateur est presque constamment à la vitesse maximum autorisée par la gamme de vitesse sélectionnée. Par contre, ses distances anticipées sont toutes autour de 1 m sauf la dernière valeur où on observe qu'il y a un changement important (de 0.97 m à 0.60 m), à cet instant l'utilisateur n'avait pas beaucoup de temps pour changer sa direction, ce qu'on peut constater avec le temps anticipé sur le tableau 2.2 (0.65 s). À cet instant, le pilote (sujet 1) utilise une vitesse importante avec un temps anticipé faible, ce qui ne lui permet pas de garantir la poursuite de trajectoire, ce qui peut être confirmé par la figure 2.35 où on observe les commandes optimales (générées par le modèle OPCM) appliquées près du point de décrochage. On voit qu'il y a des variations brusques près de ce point, ce qui peut être expliqué par une instabilité du modèle

OPCM et une divergence. À cet instant, la distance anticipée $D_p = 0.6m$ prend une valeur qui ne permet pas au modèle d'assurer la convergence. Dans ce cas l'utilisateur change son comportement vers un comportement de compensation où il ne possède comme information que l'erreur entre la trajectoire de référence et sa position actuelle qu'il doit minimiser.

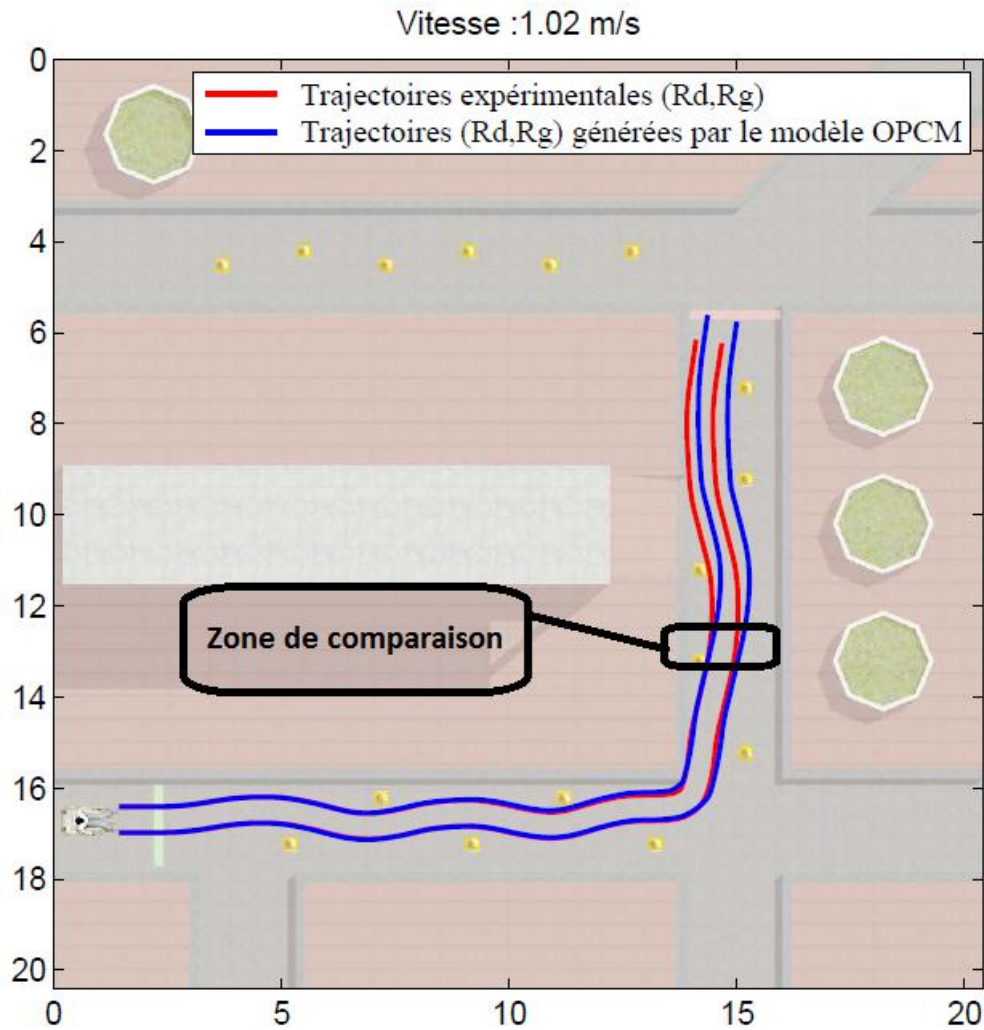


FIGURE 2.32 – Zone de comparaison - Sujet 1

Vitesse linéaire (m/s)	$D_p(m)$	$T_p(s)$
0.92556	1.0129	1.0944
0.92419	1.0595	1.1464
0.92306	0.98626	1.0685
0.92198	1.079	1.1704
0.92215	0.97936	1.062
0.92238	0.60152	0.65214

TABLE 2.2 – Informations récupérées près du point de divergence pour le sujet 1

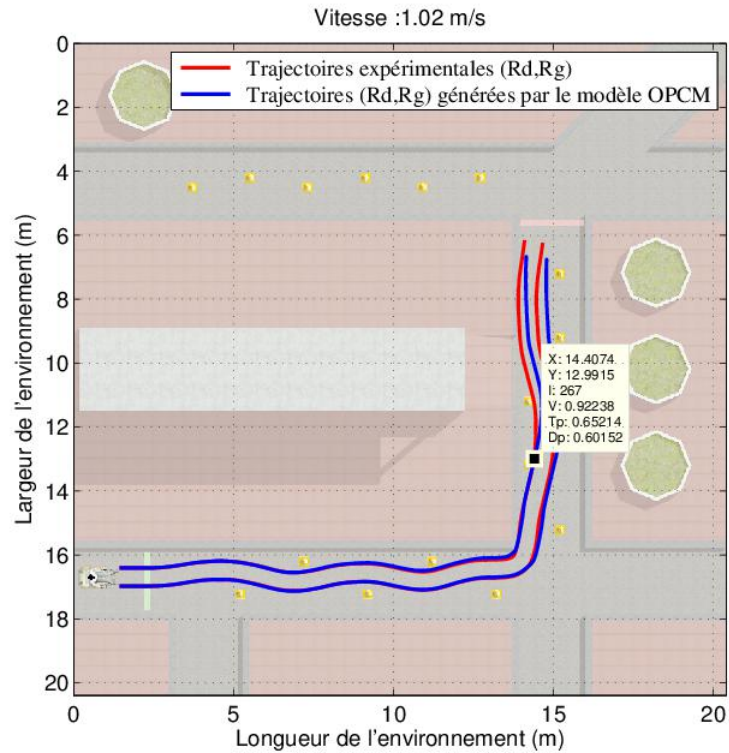


FIGURE 2.33 – Point de décrochage entre les trajectoires générées par le modèle OPCM et celles réalisées par le sujet 1

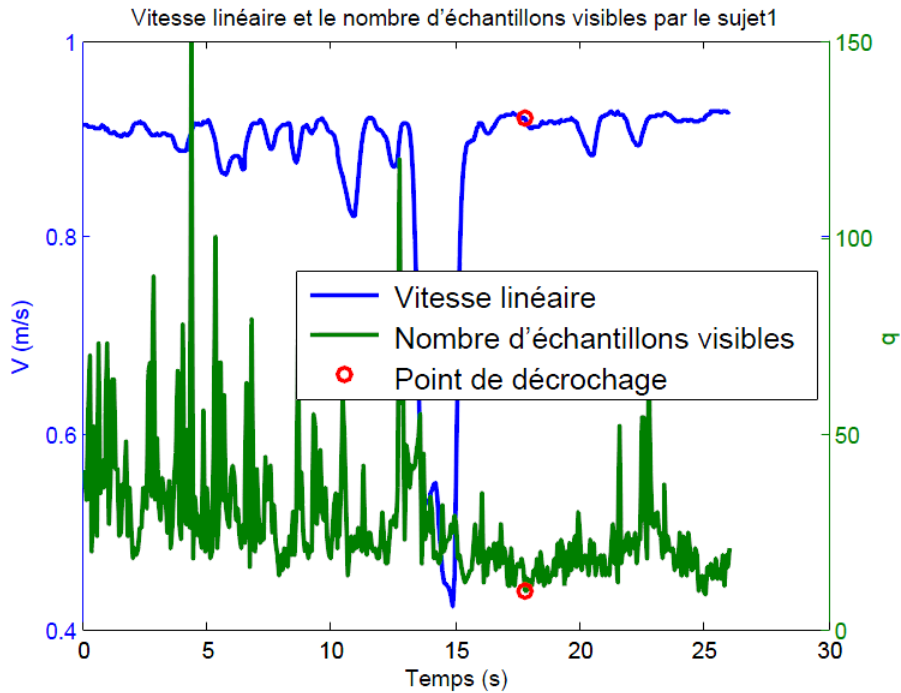


FIGURE 2.34 – Évolution de la vitesse linéaire par rapport au nombre d'échantillons visibles pour le sujet 1

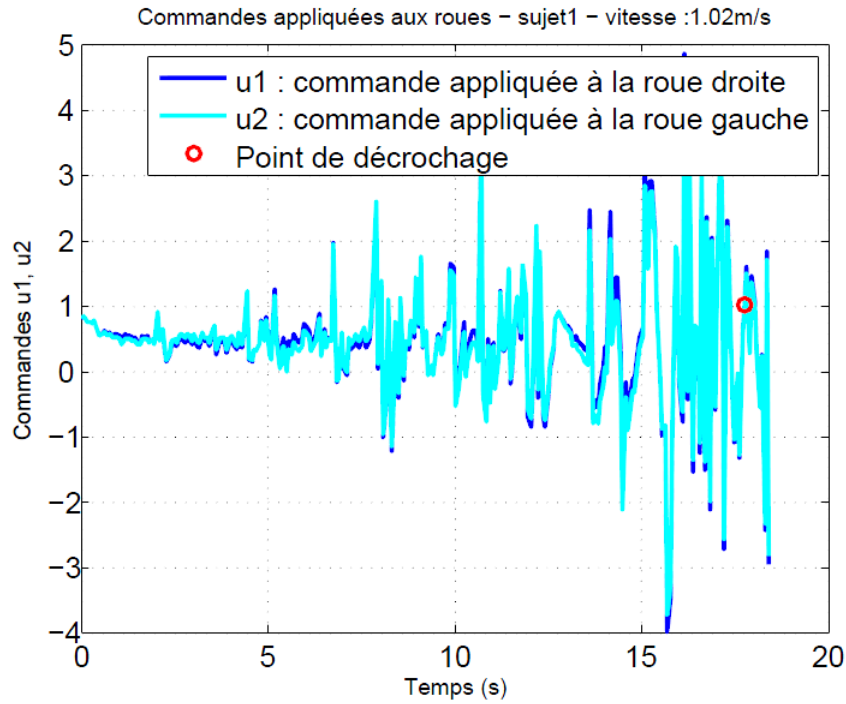


FIGURE 2.35 – Commandes optimales pour le sujet 1

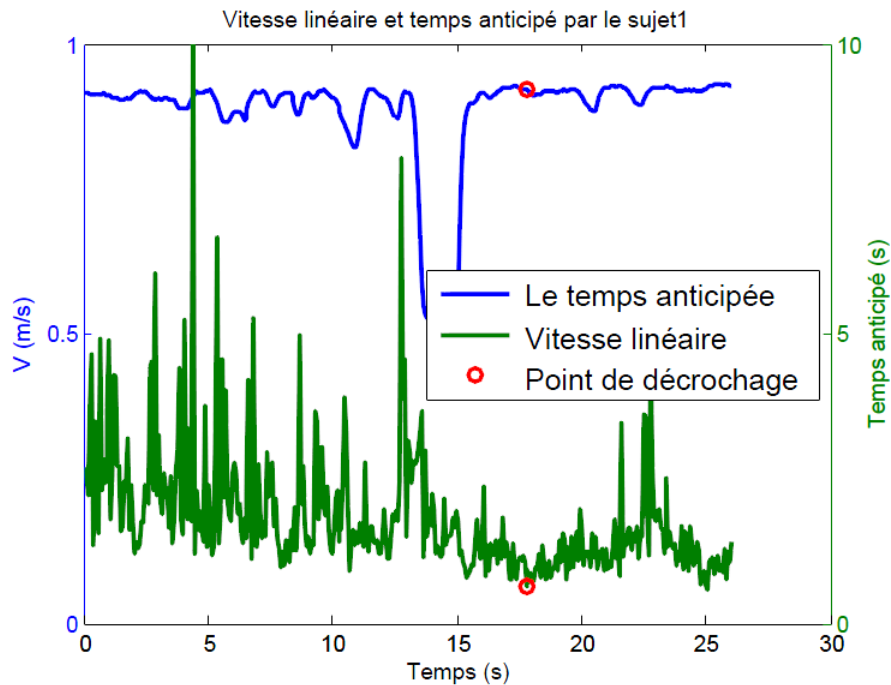


FIGURE 2.36 – Temps anticipé par le sujet 1

Sur la figure 2.30, on constate que les trajectoires du modèle OPCM convergent vers les trajectoires générées par l'utilisateur sur tout le parcours, ce qui peut être expliqué par la figure 2.37 où on observe l'évolution de la vitesse linéaire par rapport au nombre d'échantillons visibles par l'utilisateur. Sur la même position du point de décrochage du sujet, le sujet 5 a environ 163 échantillons visibles de la trajectoire de référence contrairement au cas du sujet 1 (figure 2.34) où on n'a que 10 échantillons de la trajectoire visible, donc le nombre d'échantillons du sujet 5 est

suffisant pour que l'utilisateur ait les informations nécessaires sur l'allure de la future trajectoire. La figure 2.38, montre les commandes appliquées au FRE, on peut constater que l'utilisateur a des faibles variations sur son contrôle.

Vitesse linéaire (m/s)	D_p (m)	T_p (s)
0.48016	1.9629	4.088
0.48014	6.1149	12.7357
0.47956	3.6038	7.5148
0.47921	4.8499	10.1205
0.47943	4.8794	10.1776
0.48119	1.8825	3.9121

TABLE 2.3 – Informations récupérées près du point de divergence pour le sujet 5

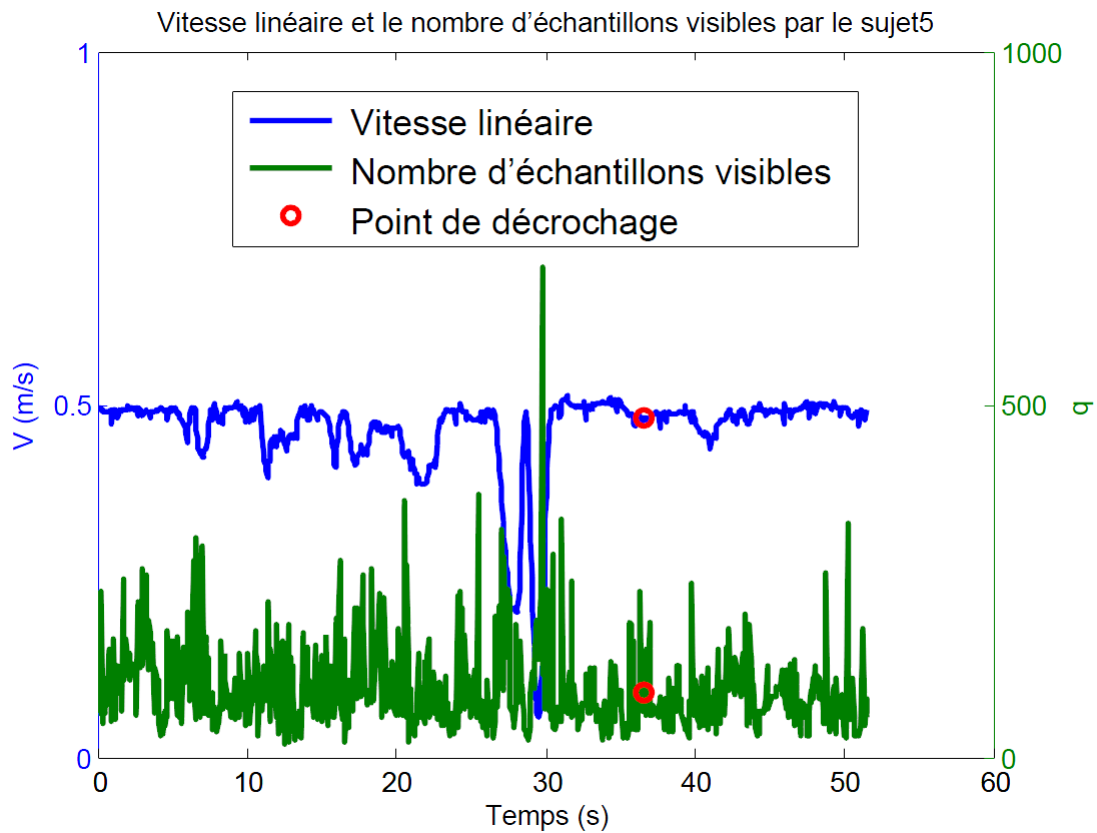


FIGURE 2.37 – Évolution de la vitesse linéaire par rapport au nombre d'échantillons visibles pour le sujet 5

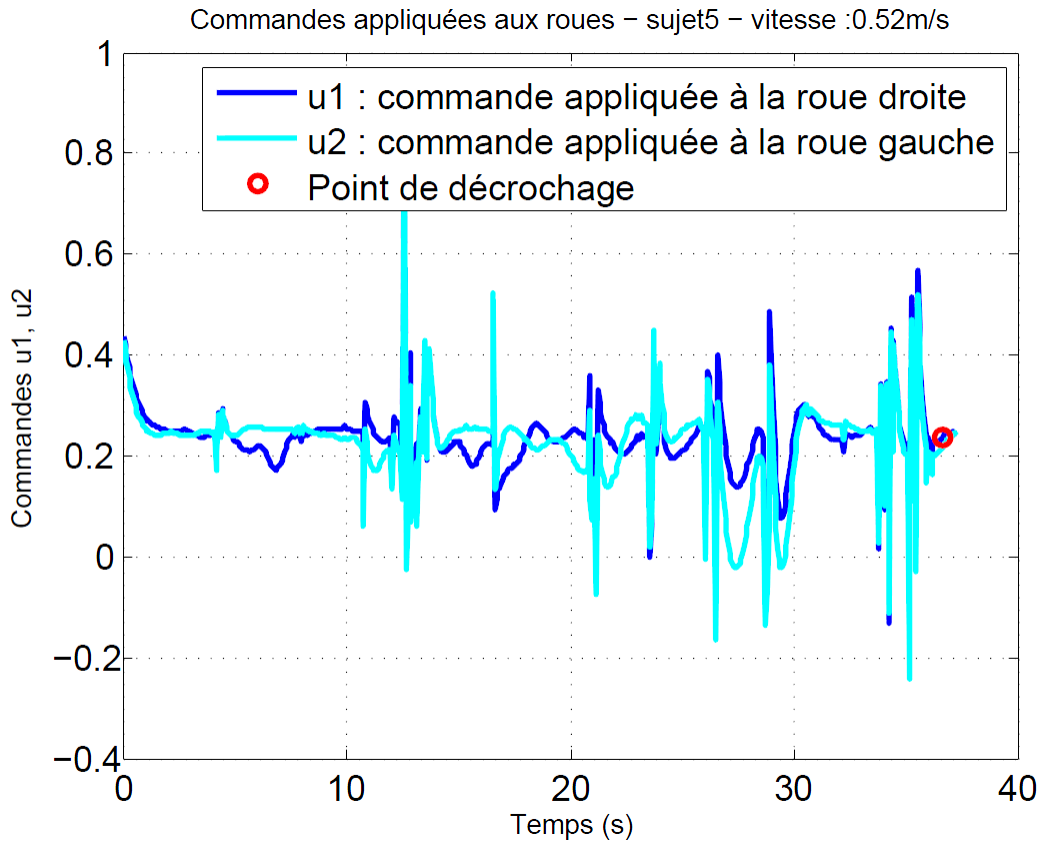


FIGURE 2.38 – Commandes optimales générées par le modèle OPCM pour le sujet 5

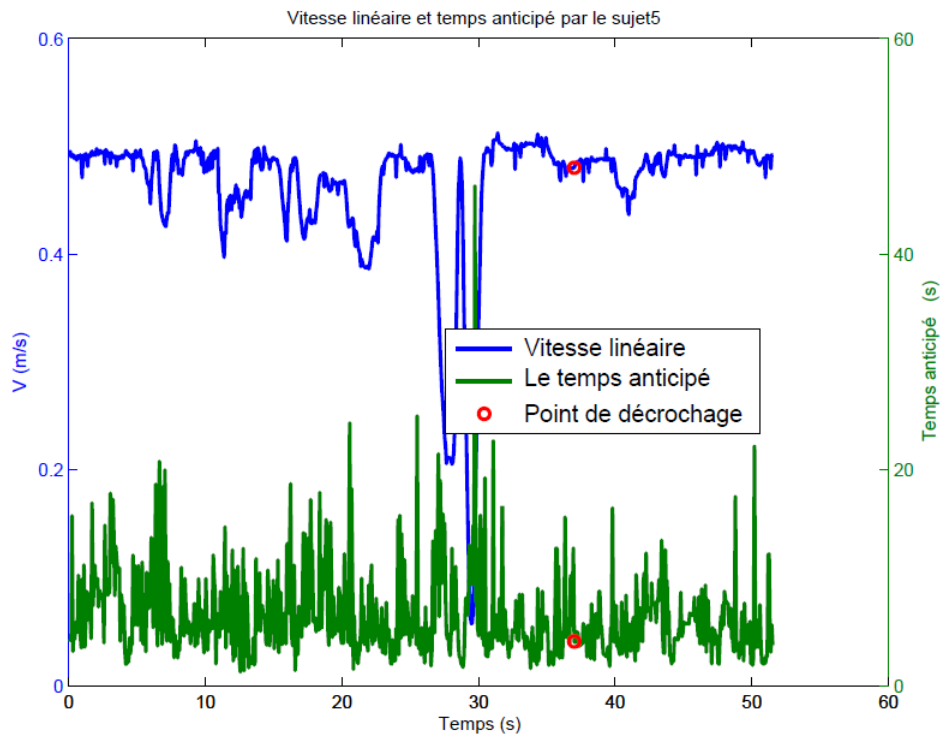


FIGURE 2.39 – Temps anticipé par le sujet 5

Le résultat précédent montre que le paramètre D_p est important dans l'analyse du comportement de l'utilisateur. La figure 2.40, montre les trajectoires expérimentales du sujet 9 et les trajectoires du

modèle OPCM. L'erreur entre les trajectoires expérimentales et celles du modèle ne dépasse pas le seuil défini précédemment. Ceci permet de dire que les trajectoires du modèle OPCM convergent vers les trajectoires expérimentales. Cela implique que la distance anticipée de l'utilisateur est suffisante pour garantir la poursuite des trajectoires, par conséquent l'utilisateur possède un comportement de poursuite.

Un autre essai du même sujet et avec la même gamme de vitesse (1.72 m/s) est donné par la figure 2.41. Sur cette figure, on observe que les trajectoires du modèle décrochent des trajectoires expérimentales à partir du point indiqué sur la même figure. Nous avons sélectionné une zone autour du point de décrochage afin de la comparer avec le cas où les trajectoires convergent (figure 2.40). Les informations récupérées pour les deux cas sont données par les tableaux 2.5 et 2.4. Dans cette zone et dans le cas où les trajectoires convergent, on voit d'après le tableau 2.5 qu'il n'y a pas un grand changement par rapport à la vitesse linéaire, ce qui nous permet de dire que l'amplitude du joystick est près du maximum (la figure 2.45 montre l'évolution de la vitesse). On voit aussi que les distances anticipées sont importantes ($D_p > 2\text{m}$), de même que le temps anticipé ($T_p > 1\text{s}$). Ces informations sur cette zone montrent que l'utilisateur a eu le temps pour aller vers la bonne direction durant la conduite du FRE. Contrairement au cas où les trajectoires du modèle divergent, on observe sur le tableau 2.4 qu'il n'y a pas une grande différence par rapport aux vitesses en les comparant avec le cas qui converge, c-à-d que le pilote utilise toujours le joystick près du maximum (la figure 2.43). La différence se voit au niveau des données de la distance anticipée où les quatre premières valeurs montrent que $1.3 \leq D_p \leq 4.1$, ensuite on voit que cette distance diminue jusqu'à 0.6 m, ce qui correspond à un temps anticipé de 0.4 s. Dans ce cas, on déduit que l'utilisateur n'a pas assez de temps pour diriger le joystick vers la bonne direction comme nous pouvons le constater sur la figure 2.42, où il y a un changement important et rapide de la commande près du point de décrochage. Ceci peut s'expliquer par les actions préparatoires sur le joystick. Dans ce cas, l'information de la distance ou du temps anticipé devient inutile dans le modèle OPCM pour garantir la poursuite de la trajectoire et on peut supposer que l'utilisateur change son comportement de poursuite vers un comportement de compensation.

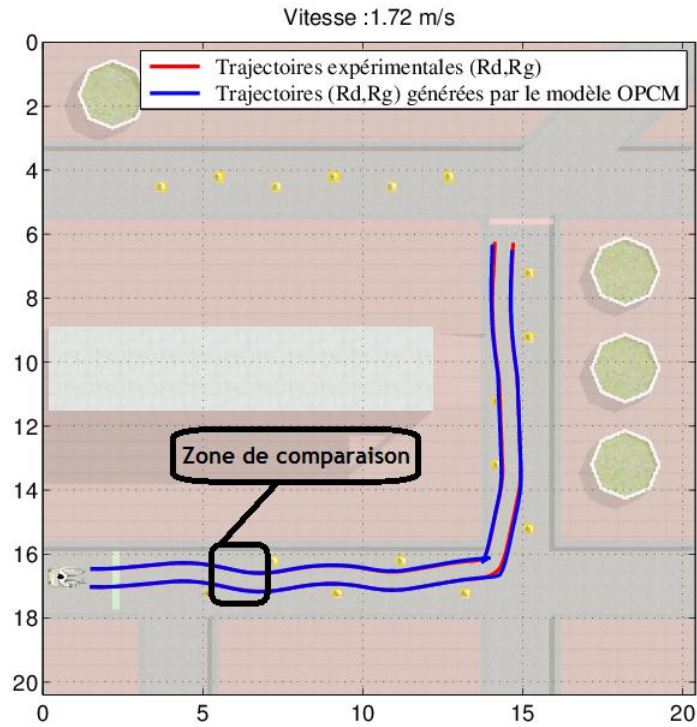


FIGURE 2.40 – Trajectoire expérimentale et trajectoire générée par le modèle OPCM pour 1.72 m/s (sujet 9, cas de convergence)

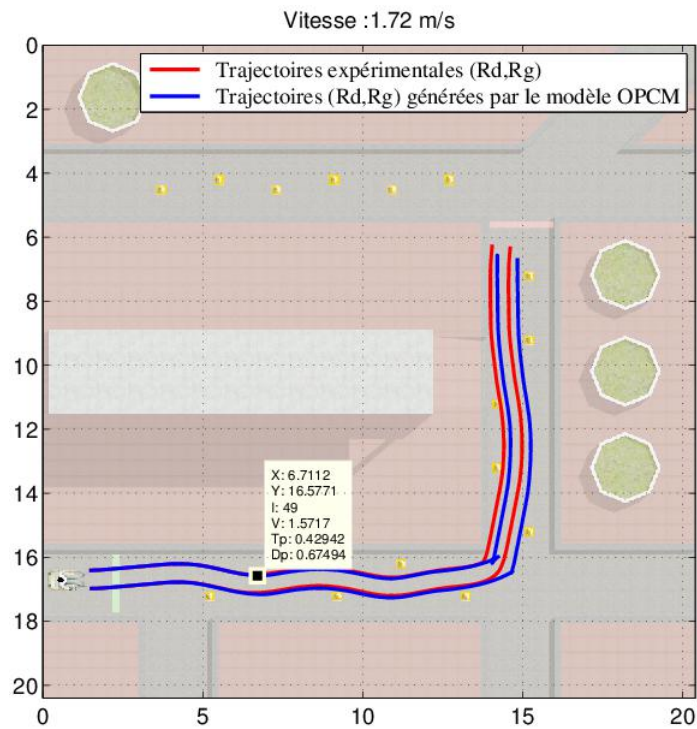


FIGURE 2.41 – Trajectoire expérimentale et trajectoire générée par le modèle OPCM pour 1.72 m/s (sujet 9, cas de divergence)

Vitesse linéaire (m/s)	D_p (m)	T_p (s)
1.6455	1.7219	1.0465
1.6253	1.3321	0.8196
1.5964	1.273	0.7974
1.5824	4.097	2.5892
1.5868	0.6951	0.438
1.5717	0.6749	0.4294

TABLE 2.4 – Informations récupérées près du point de divergence pour le sujet 9

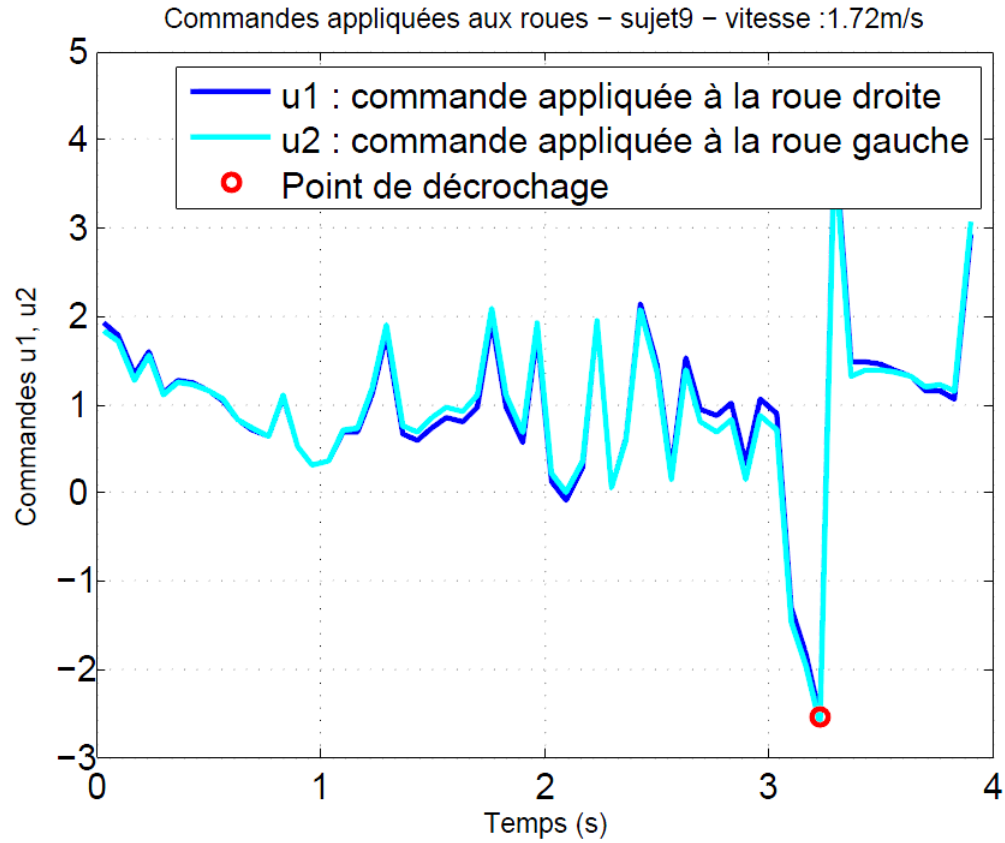


FIGURE 2.42 – Les commandes appliquées aux roues près du point de divergence sujet 9 (cas de divergence)

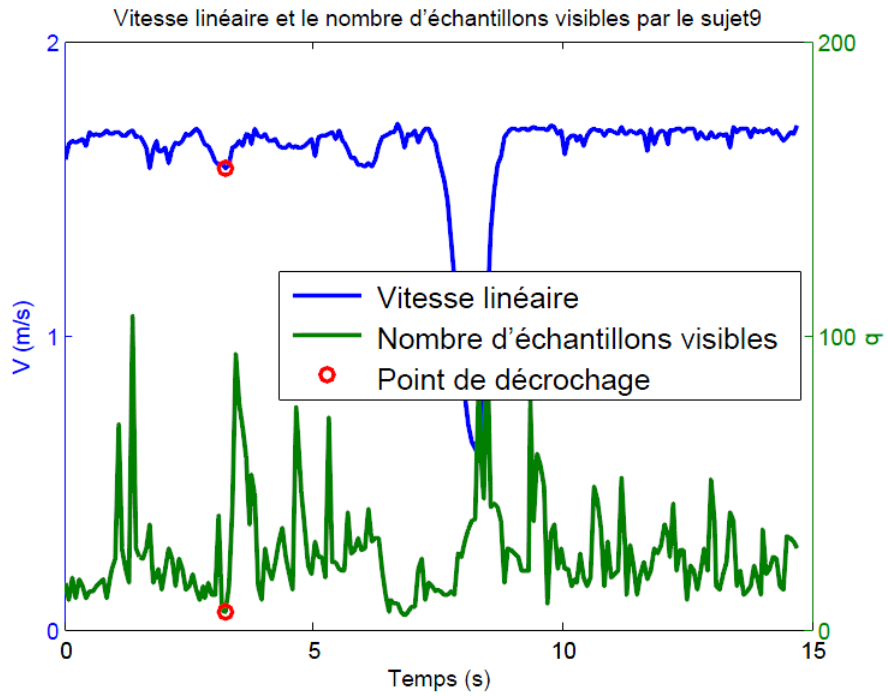


FIGURE 2.43 – Vitesse linéaire et nombre d'échantillons visibles (sujet 9, cas de divergence)

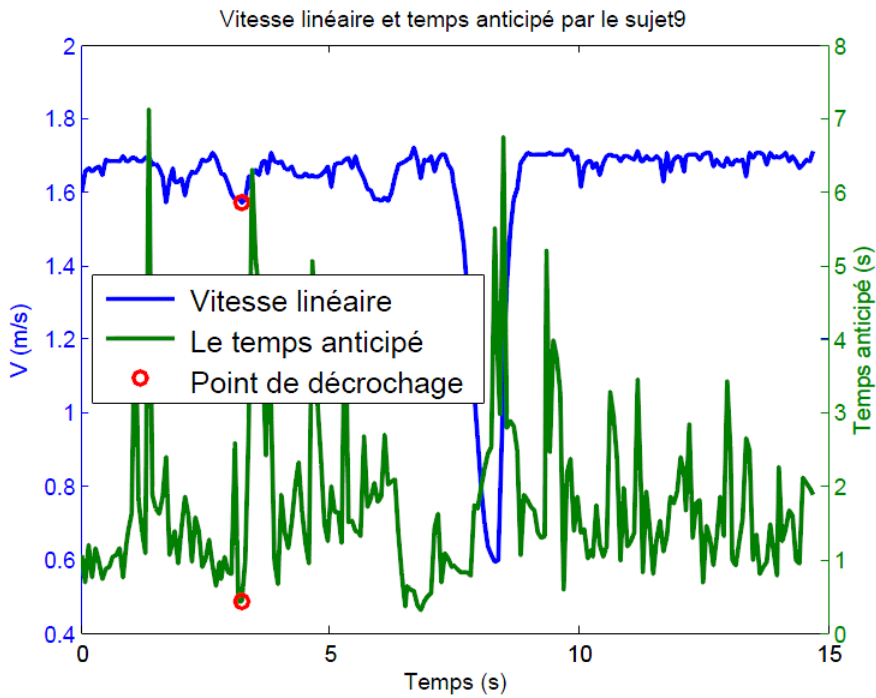


FIGURE 2.44 – Vitesse linéaire et le temps anticipé (sujet 9, cas de divergence)

Vitesse linéaire (m/s)	D_p (m)	T_p (s)
1.6305	13.5532	8.3126
1.6284	3.8705	2.3769
1.6190	2.9696	1.8342
1.6158	3.064	1.8963
1.6274	3.1212	1.9179
1.6138	2.1199	1.3136

TABLE 2.5 – Informations récupérées dans la zone de comparaison pour le sujet 9

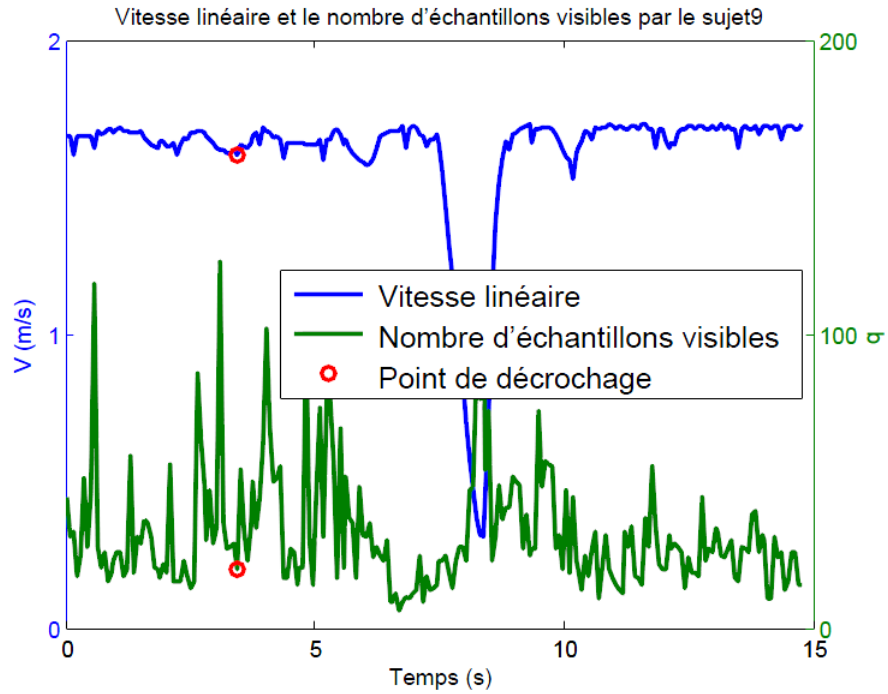


FIGURE 2.45 – Vitesse linéaire et nombre d'échantillons visibles (sujet 9, cas de convergence)

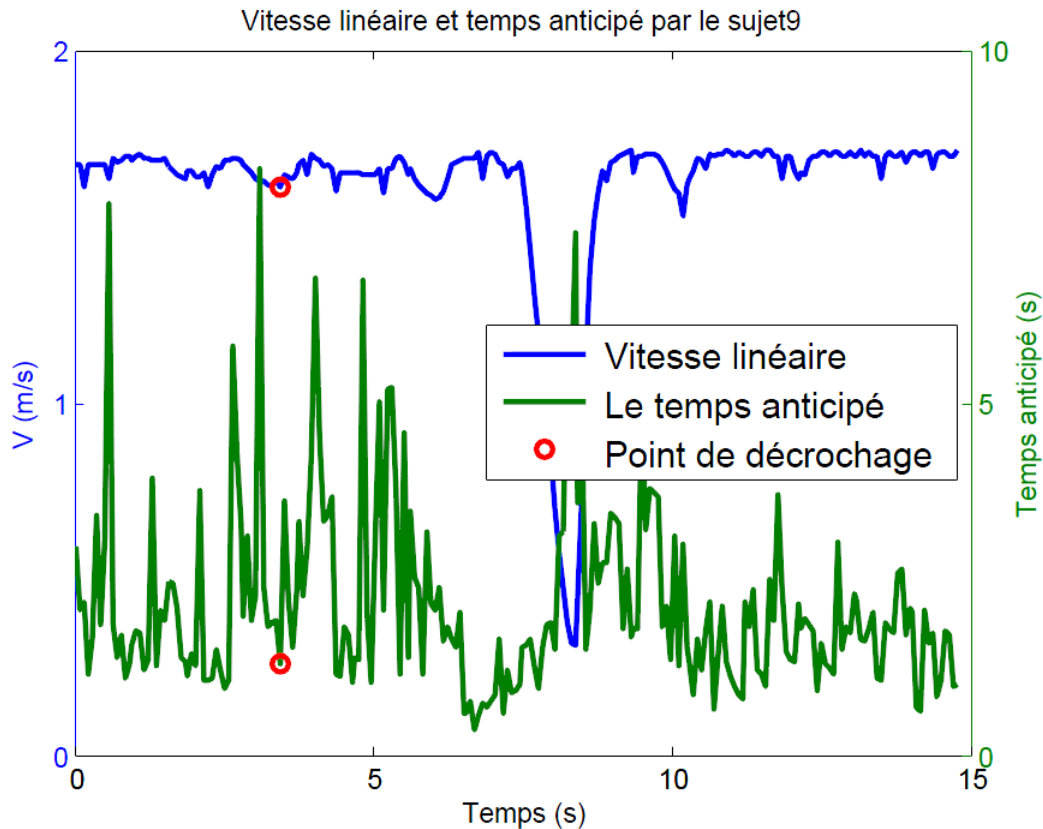


FIGURE 2.46 – Vitesse linéaire et le temps anticipé (sujet 9, cas de convergence)

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons analysé le comportement des utilisateurs en conduite d'un FRE à l'aide du modèle OPCM. Le seul paramètre de ce modèle est la distance anticipée D_p ou le temps anticipé de l'utilisateur T_p . Dans notre cas, un système de suivi du regard a été utilisé en association avec le simulateur ViEW pour mesurer cette distance D_p . La méthodologie complète sera décrite dans le chapitre suivant. Nous avons validé le modèle OPCM sur des personnes valides. Il en ressort que le paramètre D_p joue un rôle important dans l'analyse du comportement de l'utilisateur. Les résultats montrent qu'une distance D_p importante ($> 0.7m$) permet de garantir le suivi de trajectoire du modèle et on peut dire que l'utilisateur possède un comportement de poursuite. Dans le cas contraire où la distance anticipée est courte ($< 0.7m$), l'utilisateur n'a pas assez de temps pour diriger le FRE vers la bonne direction. Dans cette situation la distance anticipée n'intervient pas dans le problème de poursuite de trajectoire décrit par le modèle OPCM, ce qui implique que l'utilisateur n'a plus le temps d'exécuter des actions préparatoires et ainsi, on peut dire qu'il bascule vers un comportement de compensation.

Chapitre 3

Analyse de la direction du regard

3.1 Introduction

Dans le chapitre précédent on a montré que la distance anticipée D_p joue un rôle essentiel dans le comportement de conduite du pilote de FRE. On se propose alors dans ce qui suit d'étudier plus particulièrement D_p comme critère discriminant de la qualité de conduite. Pour cela on établira tout d'abord un état de l'art sur l'analyse de la direction du regard, technique qui nous permet d'accéder en pratique à D_p . On présentera ensuite des expérimentations portant sur un panel de sujets valides puis sur un second panel de personnes handicapées. Elles visent à valider ce critère de distance anticipée comme révélateur de la performance de conduite.

3.2 État de l'art

3.2.1 Analyse du regard en conduite automobile

Des recherches antérieures ont montré que les conducteurs débutants ont des compétences de contrôle du véhicule moins développées et des stratégies de recherche visuelle différentes par rapport à des conducteurs expérimentés. Cependant, on sait peu de choses sur la façon dont les performances de conduite des novices et le comportement du regard (direction, distance, angle, etc.) changent conjointement au cours de l'apprentissage. Dans [167], les auteurs ont étudié les changements dans les performances de conduite et le comportement du regard de 52 conducteurs novices au cours des séances d'utilisation du simulateur. Les participants ont terminé quatre séances de 6 à 8 minutes sur une route rurale contenant plusieurs courbes à 90 degrés, et leur tâche consistait à conduire le plus près possible du centre de la voie de droite. Les résultats ont montré que l'écart-type de la position latérale et des actions sur le volant était significativement réduit de la première à la quatrième session. Les données de suivi du regard ont révélé que les participants augmentaient leur amplitude de la recherche visuelle et réduisaient les changements d'angle du regard. La charge de travail des participants a diminué de la première à la quatrième session. En conclusion, au cours des premières 30 minutes d'expérience de conduite dans un simulateur de conduite, l'écart-type de la position latérale diminue, la variance du regard augmente et la charge de travail diminue. Ces résultats indiquent que des changements à court terme dans les compétences du conducteur et le comportement visuel des conducteurs débutants peuvent être détectés en utilisant des simulateurs de conduite. Dans [168][169], les auteurs ont analysé le comportement des pilote novices et expérimentés en se basant sur l'anticipation des dangers et les comportements d'atténuation des risques chez les conducteurs dans les virages, lieux d'un nombre d'accidents plus élevé. Dans [168], les auteurs ont comparé la position du regard entre les utilisateurs novices et

ceux expérimentés à l'entrée du virage. Ils ont constaté que les utilisateurs expérimentés posent leur regard plus loin que les utilisateurs novices. Ceci permet aux utilisateurs expérimentés d'anticiper le danger et de réduire leur vitesse à l'entrée du virage. Dans [169], chaque conducteur a navigué sur trois trajets dans un simulateur de conduite, dont l'un comportait une courbe modérée et l'autre incluait une courbe serrée à droite. Les regards d'anticipation chez les conducteurs expérimentés étaient plus fréquents et permettaient de maîtriser les ralentissements à l'entrée du virage, ils étaient plus anticipés par rapport aux conducteurs débutants. Aussi, les conducteurs novices qui anticipaient les dangers étaient beaucoup plus susceptibles de les atténuer.

Une étude comparative entre les informations du regard et le mouvement de la tête en conduite d'un véhicule a été établie par [170]. Les résultats ont montré que le mouvement de la tête commence réellement avant le mouvement du regard. Ils ont montré que la pose de la tête est un meilleur indicateur que la direction de regard pour détecter les intentions de changement de voie.

Dans [171], les auteurs ont analysé le comportement de conduite lorsque le trajet n'est pas familier par rapport à la situation d'un trajet connu. Cependant, les détails des paramètres comportementaux et physiologiques critiques au cours du développement de la maîtrise de la conduite ne sont pas bien connus. Ils ont suggéré que le développement de l'anticipation dans les différentes phases de la conduite jouent un rôle essentiel dans l'apprentissage des compétences de conduite. Il est aussi possible que les différences entre les conducteurs expérimentés et inexpérimentés se retrouvent dans leurs processus d'anticipation. Les résultats sont basés sur l'analyse préliminaire de neuf sujets (inexpérimentés, expérimentés et très expérimentés). Les changements de comportement de conduite sont abordés par trois approches. Premièrement, les auteurs ont examiné la relation entre les paramètres et l'expérience de conduite dans le cas où l'itinéraire est connu. Les résultats ont montré que les utilisateurs expérimentés ont freiné beaucoup plus tard que les conducteurs moins expérimentés et inexpérimentés. Par rapport à la vitesse, les utilisateurs très expérimentés ont conduit avec une vitesse importante par rapport aux utilisateurs inexpérimentés. Deuxièmement, ils ont examiné la corrélation des paramètres de conduite pour le développement de l'anticipation pendant l'apprentissage de la route. Les paramètres de conduite ont été analysés lorsque la route est inconnue (deux premiers tests) et après apprentissage de la route (les deux derniers tests). Le résultat montre que le freinage commence plus tard en phase d'apprentissage de la route. En outre, plus les utilisateurs deviennent familiarisés avec la route, plus la vitesse de conduite augmente de façon significative. Les auteurs ont analysé en détail le passage à travers une intersection. Ils ont constaté un retard d'action important dans le cas où la route est inconnue. Le retard de freinage a montré que les utilisateurs très expérimentés ont freiné plus tard que les utilisateurs expérimentés. En général, avec l'apprentissage de l'itinéraire de conduite, les performances du conducteur se sont améliorées : réduction du nombre de freinage, meilleur contrôle de la vitesse, vitesse moyenne plus élevée.

Dans [172], les auteurs ont analysé le rôle du regard dans la conduite automobile en utilisant les simulateurs de course constitués d'une plate-forme expérimentale appropriée pour examiner le comportement des conducteurs dans des tâches à complexité croissante (conduite à grande vitesse). Dans ce travail, les auteurs ont analysé le regard comme une fonction de la vitesse et de l'expérience sur une route droite. Ils ont suggéré que la vitesse de déplacement influe sur le regard, mais cette influence diminue en fonction de l'expérience. En freinage, le regard était toujours très contraint, quelles que soient l'expertise et la vitesse, et tendait à être orienté non seulement vers la trajectoire prévue du conducteur, mais également vers un point d'arrêt. Le regard semble avoir deux fonctions principales : regarder vers les endroits que les conducteurs entendent approcher et regarder vers ceux qu'ils ont l'intention d'éviter de traverser. Ils ont mesuré le taux de freinage et d'accélération. Ainsi les données vidéo de la position du regard par rapport à la scène de conduite ont été enregistrées. Pour l'analyse, l'essai de plus courte durée a été sélectionné pour chaque niveau de vitesse. Les sujets ont conduit suivant trois scénarii de vitesse différents : dans la première la vitesse était

limitée à 30 km/h, la deuxième condition la vitesse peut atteindre 110 km/h et la dernière n'impose aucune limitation et les sujets doivent conduire à la leur vitesse maximale. Le traitement a été divisé en deux phases : conduite et freinage. Dans la phase de la conduite, les données ont été analysées entre 300m et 800m. Sur ce segment la vitesse était constante pour les deux premières conditions et représentait la phase d'accélération dans la troisième condition. La phase de freinage a été analysée à 50 m avant que le véhicule entre dans la zone d'arrêt jusqu'à la sortie de cette phase. La localisation du regard a été affichée en coordonnées cartésiennes à deux dimensions, il a été mesurée par rapport au centre de la route qui intersecte l'horizon. Comme résultat pour les petites vitesses les pilotes ont observé vers les bords de la route. Ils ont souvent ancré leur regard sur des marqueurs de voie consécutifs. Ils ont calculé la moyenne de la distance du regard vers les entités situées à gauche ou à droite à partir du centre de la route qui intersecte l'horizon. Le résultat a montré que la distance absolue d'un regard à gauche ou à droite était inversement reliée à la vitesse de conduite. En plus, ils ont montré que plus les pilotes étaient expérimentés, plus ils pouvaient détourner le regard par rapport au centre de la route à chaque niveau de vitesse. Dans le phase de freinage, le pic de la distribution du regard est autour de l'horizon autour du milieu de la route, à l'intérieur de la zone d'arrêt marquée sur la chaussée. Lors du freinage, les conducteurs ont préféré ancrer leur regard sur quelques points consécutifs sur la surface de la route à l'intérieur de la zone d'arrêt marquée sur la piste. Cette stratégie d'ancrage se limitait à une bande très étroite située directement devant la voiture, ce qui, bien sûr, correspond à la trajectoire de la voiture. Sur le plan qualitatif, la dynamique du regard était similaire à celle de la phase de conduite lors du suivi de l'un des marqueurs de la voie centrale et, comme lors de la phase de conduite, il semble que les conducteurs puissent toujours regarder leur direction.

3.2.2 Autres domaines d'application de l'analyse du regard

L'ère de la perception oculaire moderne a commencé dans les années 1970 avec les études réalisées par [173]. L'utilisation du suivi visuel pour contrôler la visibilité des éléments de la publicité était le travail d'une agence de publicité Euro RSCG et elle a débuté à la fin des années 1970. Parmi les utilisateurs de ces applications figuraient des organismes publics et, plus tard, des créateurs de sites Web. Cette technique a permis d'optimiser et de minimiser leurs messages publicitaires tout en assurant un meilleur effet. L'application de cette technique pour observer les stratégies de conduite remonte également aux années 1970. Déjà en 1971, [174] publiait une enquête sur les études de la conduite automobile. L'un des premiers dispositifs utilisés dans ces études était l'enregistreur de marqueurs oculaires japonais NAC. À cette époque, des études sur les différences de stratégies visuelles des conducteurs expérimentés et novices ont été lancées et le concept de «visibilité» a été inventé, indiquant la capacité de percevoir un élément associé à un concept du champ de vision fonctionnel [175]. En 1972, les auteurs dans [144] ont découvert des schémas visuels différents chez les conducteurs novices et expérimentés grâce au système de suivi oculaire. Dans les années 1980 et 1990, des recherches approfondies sur les mouvements oculaires ont eu lieu, principalement liées au développement des technologies de l'information et à la miniaturisation des équipements optiques. Une revue complète de la littérature dans ce domaine a été publiée en 1998 par [176], qui a analysé plus de 900 publications. Il s'est concentré sur l'étude des mouvements oculaires lors de la lecture et d'autres tâches de traitement de l'information, telles que la lecture de notes de musique, l'écriture ou l'observation d'une scène. L'examen portait principalement sur la lecture en tant qu'exemple spécifique de traitement cognitif. Les principaux problèmes liés à la lecture sont les suivants : caractéristiques des mouvements oculaires, intégration de l'information par l'analyse des saccades, contrôle des mouvements oculaires et différences individuelles. L'auteur résume cette analyse en affirmant que l'analyse des mouvements oculaires s'est révélée extrêmement utile dans l'étude des processus de perception et de traitement de l'information.

Le suivi de la direction du regard est une tâche difficile à réaliser et une analyse avec une interprétation sophistiquée des données sont nécessaires. Les mouvements oculaires lors de la lecture et de l'identification des images fournissent des informations utiles sur les processus par lesquels les personnes comprennent les informations visuelles et les intègrent avec les connaissances et la mémoire. Le suivi oculaire est exploité pour les études de psychologie des adultes ou des enfants, les interfaces homme-machine, la surveillance des conducteurs pour améliorer la sécurité routière, etc. [31].

Dans le commerce, les objets qui attirent l'attention des clients ont un grand intérêt pour les chercheurs. Quelles étagères et quels produits attirent l'attention des consommateurs dans les supermarchés, et quelles images ou mots écrits sont visionnés en feuilletant un magazine (figure 3.1(a)). Les concepteurs de pages Web sont intéressés par ce que lit un internaute, combien de temps ils restent sur une page particulière et quelle page ils consultent ensuite [31]. Une expérience est illustrée à la figure 3.1(b) [31].



(a) Quel shampoing regardez-vous en premier ?



(b) Durant une expérience les auteurs ont demandé à un certain nombre de personnes de voir l'image et rapporter ensuite quelles informations ils pourraient s'attendre trouver sur ce site Web.

FIGURE 3.1 – Suivi du regard : (a) dans le commerce, (b) visualisation des pages Web [31]

La qualité de vie d'une personne handicapée peut être améliorée en élargissant ses capacités de communication, de divertissement, d'apprentissage et de production. En regardant les touches de contrôle affichées sur un écran de moniteur d'ordinateur, par exemple, comme le montre la figure 3.2, l'utilisateur peut exécuter une grande variété de fonctions, notamment la saisie, la lecture de jeux et l'exécution de la plupart des logiciels. Le dispositif de suivi de regard a été utilisé aussi comme un moyen de communication pour les personnes à déficiences motrices sévères [177, 178].



FIGURE 3.2 – Exemple d’interaction humaine avec un ordinateur [31]

Les pilotes d’avion peuvent être étudiés en utilisant le suivi des yeux. Des pilotes expérimentés développent des modèles de balayage efficaces, où ils examinent régulièrement les instruments critiques. Un dispositif de suivi oculaire peut aider les instructeurs à déterminer si les élèves-pilotes développent de bons modèles d’analyse et si leur attention est au bon endroit lors de l’atterrissage ou dans des situations d’urgence.



FIGURE 3.3 – L’attention des pilotes d’avion peut être étudiée en utilisant le système de suivi du regard [31]

3.2.3 Technologies de suivi du regard

Quelque soit l’application envisagée, il faut définir une méthode de mesure de la direction du regard. Un grand nombre de recherches ont été consacrées au suivi du regard, menant à diverses méthodes. Le problème n’est certainement pas une tâche anodine et les méthodes utilisées dépendent fortement de l’objectif individuel. L’enregistrement à partir d’électrodes cutanées fait partie des technologies de suivi des yeux les plus simples [179]. Cette méthode est utile pour diagnostiquer des problèmes neurologiques. Une méthode très précise, mais inconfortable, utilise un attachement autour de chaque œil.



FIGURE 3.4 – Suivi oculaire monté sur la tête [31]

L'une des principales difficultés consiste à compenser les mouvements de la tête. En conséquence, un appui-tête ou un système de suivi des yeux porté sur la tête [180], comme illustré à la figure 3.4, peut être exploité. Les inconvénients sont une restriction de mouvement et un équipement volumineux. Pour les expériences en laboratoire, la méthode peut être réalisable, mais pour une utilisation écologique, notamment par des personnes handicapées, une méthode moins intrusive est préférable. Pour réduire le niveau d'intrusion sur l'utilisateur, une configuration de caméra distante peut être utilisée. Cependant, cela réduit la résolution de la mesure. Le suivi oculaire basé sur la caméra peut être classé selon que la lumière infrarouge (IR) est utilisée ou non. Les systèmes de suivi des yeux IR et non IR de la littérature sont décrits dans la suite.

L'éclairage infrarouge le long de l'axe optique, à une certaine longueur d'onde, permet d'obtenir un iris lumineux facilement détectable. La pupille réfléchit presque toute la lumière infrarouge reçue vers la caméra, produisant ainsi l'effet brillant de la pupille, comme le montre la figure 3.5 (à gauche). Ceci est analogue à l'effet yeux rouges en photographie [181]. [182] présente un système de suivi du regard à distance utilisant une seule caméra et des émetteurs de lumière infrarouge sur axe. La position du regard est calculée à partir des deux centres de la pupille estimés en utilisant un modèle du globe oculaire.

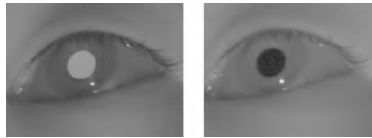


FIGURE 3.5 – Yeux illuminés par IR, à gauche : image de pupille lumineuse générée par un éclairage infrarouge le long de l'axe optique. à droite : image de pupille sombre [31]

L'illumination provient de trois CCD (« Charge Coupled Device ») incluant deux sources de lumière infrarouge. Les sources lumineuses ont des longueurs d'ondes différentes (λ_1 , λ_2), et la source lumineuse avec la longueur d'onde λ_1 est polarisée. λ_2 est placé près de l'axe optique de la camera et λ_1 est placé légèrement hors axe, générant respectivement les images pupillaires brillantes et sombres (figure 3.5) [183]. La combinaison de l'illumination sur l'axe et hors axe est utilisée par [181, 183, 184]. Dans l'étape de détection, les images sont soustraites pour obtenir une image différente, qui est seuillée et filtrée. [184] utilise une combinaison de filtrage de Kalman et de suivi du décalage moyen.

La précision du regard dépend de la détection de l'œil, qui peut être améliorée par une image rapprochée de l'œil. [185] présente un système de suivi du regard à distance combinant une caméra frontale à large champ de vision et une caméra oculaire à champ de vision étroit éclairée par quatre sources de lumière infrarouge. De cette manière, la détection de l'œil est maintenue élevée tout en assurant la robustesse des mouvements de la tête. De nombreuses caméras sont fréquemment utilisées dans la littérature pour estimer l'orientation/position 3D de la tête, améliorant la précision du regard. [186] propose un système de suivi du regard, combinant un ensemble de caméras pour la détection des yeux et une caméra infrarouge pour le suivi du regard. Les deux systèmes fonctionnent indépendamment, contrôlés par deux PC connectés. Les données de position des yeux sont envoyées à l'unité de calcul du regard.

Un dispositif de remplacement de souris permettant à l'utilisateur de déplacer le pointeur de la souris n'importe où sur l'écran, en regardant un endroit, est développé par Eyetechn Digital Systems [31]. Le « clic » peut être fait avec un clin d'œil, ou en fixant le regard. Les yeux sont éclairés par deux sources de lumière IR. On observe comme résultat une pupille sombre facilement détectable. Tobii Technology utilise des sources IR avec des caméras à champs de vision large. Ceci est intégré dans un moniteur TFT comme indiqué dans la figure 3.2. Smart Eye AB a conçu un système capable d'utiliser des sources IR avec plusieurs caméras - jusqu'à quatre [31]. La méthode

est capable de continuer le suivi même si une caméra est complètement fermée. Pendant que le visage est suivi, la direction du regard et la position des paupières sont déterminées en combinant les informations du bord de l'image avec des modèles 3D de l'œil et des paupières.

3.3 Validation expérimentale du critère D_p

Les travaux cités précédemment montrent l'importance de l'analyse du regard qui pourra être utilisée pour définir un ou plusieurs indicateurs de performance dans la conduite. Dans ce qui suit nous analyserons le paramètre distance anticipée D_p afin de voir s'il peut être utilisé comme un indicateur de différenciation des situations de conduite liées au parcours à suivre, et voir s'il permet de différencier les compétences de conduite en FRE.

3.3.1 Système de suivi du regard Tobii (Eye Tracker)

Afin d'obtenir une estimation de la distance anticipée D_p , nous avons utilisé un système de suivi du regard de marque Tobii X1 Light (figure 3.6). Ce système est fixé à l'extrémité basse de l'écran. Il est composé de trois éléments principaux : les projecteurs, les caméras et les algorithmes de calculs. Les projecteurs génèrent une lumière proche de l'infrarouge sur les yeux et les caméras prennent des images des yeux à haute cadence 32HZ, puis les algorithmes de traitement d'image sont utilisés afin d'obtenir des détails spécifiques (taille de la pupille, positions,...) sur les yeux de l'utilisateur (figure 3.7). À cette distance, l'angle de vision peut atteindre 30° avec une précision de $0,3^\circ$. Avant de commencer les tests, le système de suivi du regard a été étalonné pour chaque sujet, en utilisant l'algorithme d'étalonnage à 9 points recommandé par le fabricant. Ce processus de calibration prend environ 1 à 3 minutes et ne nécessite pas de répétition pour l'utilisateur pendant la durée de l'activité de simulation.

Ce système peut être utilisé dans plusieurs disciplines de recherche à l'aide de son SDK¹. Le SDK permet de relier l'appareil avec plusieurs logiciels de développement interactif 3D et d'analyse (Virtools, Unity, Matlab,...). Dans notre cas, nous avons relié ce système avec le simulateur 3D ViEW à l'aide du logiciel Virtools pour pouvoir récupérer les informations du regard de l'utilisateur. Nous avons récupéré les positions de convergence des yeux sur l'écran. Ensuite nous avons envoyé deux rayons à partir des positions des yeux sur la caméra avatar (distance interoculaire 65mm) vers les deux points de convergence sur l'écran (figure 3.10). Le point d'intersection des deux rayons est enregistré pour calculer la distance anticipée D_p .



FIGURE 3.6 – Dispositif de suivi du regard Tobii (eye tracker)

¹SDK : Software Development Kit

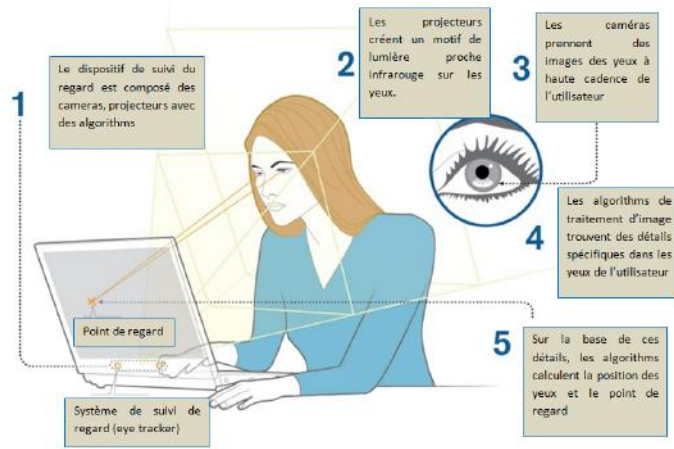


FIGURE 3.7 – Principe de fonctionnement du dispositif de suivi de regard



FIGURE 3.8 – Simulateur 3D View

Un schéma explicatif est donné par la figure 3.9. 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 3.9) . 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_p . En considérant la distance interoculaire E fixe (65mm), D_p est représentée par Z_m , la profondeur du regard à l'intérieur de la scène, donnée par l'équation suivante :

$$Z_m = \frac{PV}{E - P}$$

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. Durant les tests nous avons constaté que pour les personnes portant des lunettes de corrections, les mesures n'étaient pas stables (leur détection du regard était presque impossible). Ces mesures ont été rejetées de l'analyse. Ce problème est maintenant résolu avec l'utilisation d'une version plus récente du système de suivi du regard et plus performante.

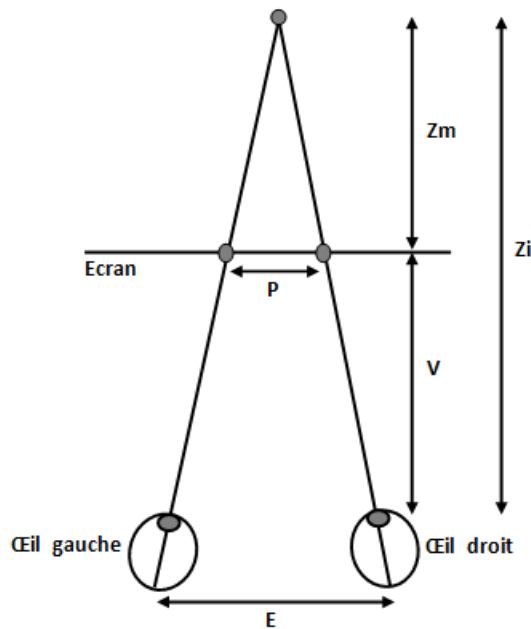


FIGURE 3.9 – Principe de mesure de la distance anticipée D_p



FIGURE 3.10 – L'estimation de la distance anticipée D_p

3.3.2 Méthodologie

La première expérience, consiste à mesurer la distance D_p pour les 15 sujets valides décrits dans le chapitre précédent. Le sujet doit s'installer devant l'écran en assurant la distance de capture de l'eye tracker Tobii. Il utilise le simulateur ViEW (figure 3.8) et il respecte le parcours défini par la figure 3.11. Ce dernier est composé de trois zones : Zone 1 : slalom serré, Zone 2 : virage et Zone 3 :

slalom large. L'utilisateur doit se déplacer à une vitesse maximale en évitant les collisions et les marches arrière.

L'ensemble des sujets sont des membres du laboratoire : doctorants, stagiaires, etc. Parmi eux certains ont déjà utilisé le simulateur ViEW.

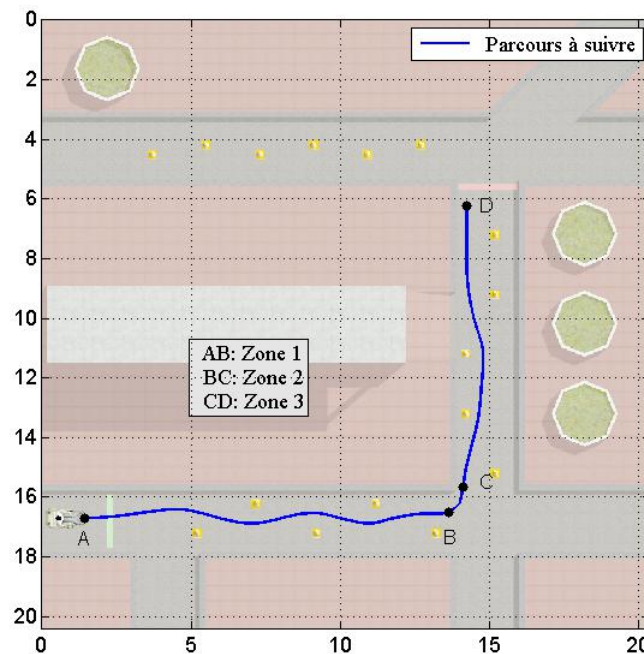


FIGURE 3.11 – Parcours à suivre divisé en trois zones

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 eye tracker Tobii décrit dans la section précédente. 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 3.1 décrit leurs types et niveaux de déficiences à l'aide des classification 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 3.1 – Les informations sur les sujets handicapés moteur

MACS (Manuel Ability Classification System) [187] 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 :

1. **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.
2. **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.
3. **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.
4. **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.
5. **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) [188] 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 pas basé sur la qualité du mouvement. Les niveaux du GMFCS sont définis comme suit :

1. Marche sans restriction de mouvements ;
2. Marche avec restriction de mouvements ;
3. Marche avec aide technique à la marche ;
4. Mobilité autonome avec restriction des mouvements ; peut utiliser une aide motorisée ;
5. Déplacement en fauteuil roulant manuel poussé par un adulte.

Avec les définitions du MACS et GMFCS, nous pouvons exploiter le tableau 3.1. D’après ce dernier nous pouvons lire que le sujet 1 est gaucher et n’utilise pas un FRE. Sa classification MACS est dans le niveau 2, ceci signifie qu’il manipule la plupart des objets mais avec une qualité et/ou une vitesse réduite, et sa classification GMFCS est dans le niveau 3, ceci signifie que le sujet 1 marche en utilisant un appareil portatif dans la plupart des environnements intérieurs. Il peut monter des escaliers en se tenant à une rampe avec supervision ou assistance. L’enfant utilise la mobilité à roues lorsqu’il voyage sur de longues distances et peut s’auto-propulser sur des distances plus courtes. La classification MACS du sujet 2 est dans le niveau 2, ce qui signifie que l’enfant peut manipuler la plupart des objets mais avec une qualité et/ou une vitesse réduite. Sa classification GMFCS est dans le niveau 1 et signifie qu’il marche à la maison, à l’école, à l’extérieur et dans la communauté. Il peut monter les escaliers sans l’utilisation d’une rampe. L’enfant a des habiletés motrices globales lui permettant des tâches telles que la course et le saut, mais la vitesse, l’équilibre et la coordination sont limités. Le sujet 4 a les mêmes classifications MACS et GMFCS que le sujet 2. Le sujet 3 et le sujet 5 n’ont pas une classification MACS et GMFCS. Les sujets 1 et 2 ont des troubles praxiques. Tous les sujets ont des troubles visuo-spatiaux sauf le sujet 3.

3.3.3 Résultats

Dans la présente section 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 où nous analysons leur paramètre D_p par rapport aux différents zones du parcours afin de vérifier si D_p peut être utilisé comme indicateur pour différencier les situation de conduite ; ensuite une analyse de D_p entre deux groupes d’utilisateurs sera établie.

3.3.3.1 Sujets valides

Comme nous avons un nombre important de sujets valides, nous vérifions la normalité de leurs distances anticipées dans les trois zones du parcours (figure 3.11) en utilisant le test de Shapiro-Wilk [189]. L’hypothèse nulle du test est que la distribution suit la loi normale, elle sera rejetée si la probabilité p est inférieure au niveau significatif $\alpha = 0.05$. Les résultats du test de normalité sont donnés par le tableau 3.2. Le tableau montre que les distances anticipées suivent une loi normale. Le test de normalité va nous aider dans la section suivante à utiliser les outils statistiques pour analyser s’il y a une différence significative entre les moyennes de D_p par rapport aux zones du parcours pour chaque sujet. Ces outils serviront également à comparer les valeurs de D_p entre utilisateurs expérimentés, ayant utilisé le simulateur précédemment, et utilisateurs novices, n’ayant pas fait des tests de conduite auparavant.

Vitesse (m/s)	0.52	0.82	1.02	1.32	1.52	1.72	2.02
$p(\text{zone AB})$	1	0.5278	0.3069	0.9043	0.2930	0.5172	0.1496
$p(\text{zone BC})$	0.9684	0.8903	0.1594	0.5570	0.4539	0.5209	0.5136
$p(\text{zone CD})$	0.8120	0.1852	0.5687	0.1799	0.2239	0.1553	0.9630

TABLE 3.2 – Test de normalité Shapiro-Wilk ($\alpha = 0.05$)

D_p pour différencier les situations de conduite. Une première analyse consiste à calculer les moyennes de la distance anticipée D_p pour l’ensemble des 15 sujets sur le parcours de test. Afin de montrer l’influence du comportement de conduite sur le paramètre D_p nous avons calculé les moyennes de ce dernier par zone pour déterminer s’il y a une différence significative et ainsi différencier les comportements de conduite. Le tracé des moyennes de D_p de tous les sujets dans

les trois zones du parcours pour les vitesses 0.82, 1.32 et 1.72 m/s, est donné par les figures 3.12, 3.13 et 3.14. D'après les figures, on constate que la répartition des moyennes de D_p pour l'ensemble des sujets montre qu'il y a une différence significative des valeurs de D_p entre les 3 zones (Zone 1 : slalom large, Zone 2 : virage et Zone 3 : slalom serré), notamment par rapport à la zone du virage. Ceci suggère que le regard des utilisateurs porte moins loin sur la zone du virage comparé à la zone du slalom serré et à la zone du slalom large. Pour valider cette hypothèse nous devons effectuer le test statistique Anova. L'hypothèse nulle de ce test suppose qu'il n'y a pas de différence significative entre les moyennes de D_p dans les trois zones.

Le tableau 3.3 montre les résultats du test d'Anova, on constate que les valeurs de p sont très inférieures au seuil $\alpha = 5$, donc le test montre qu'il y a une différence significative entre les trois zones. Pour comparer les zones deux à deux nous utilisons le test de Student. Le tableau 3.4 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 de différence significative entre les zones Z1, Z3 (slalom serré, slalom large) pour un seuil $\alpha = 0.05$. Du fait de la répétition du test, on ajuste le seuil à $\alpha_c \simeq 0.017$ à l'aide de la méthode de Bonferroni. Avec ce seuil le résultat montre qu'il y a une différence significative entre les zones Z1, Z2 (slalom serré et virage) et Z2, Z3 (virage et slalom large). On peut dire que la zone du virage influe de manière importante sur la distance anticipée. Ces résultats tendent donc à montrer que la distance D_p est un paramètre permettant de différencier des comportements de conduite (virage et slalom). En effet cette distance diminue significativement dans la zone de virage, quel que soit l'utilisateur ou encore la vitesse à laquelle il évolue.

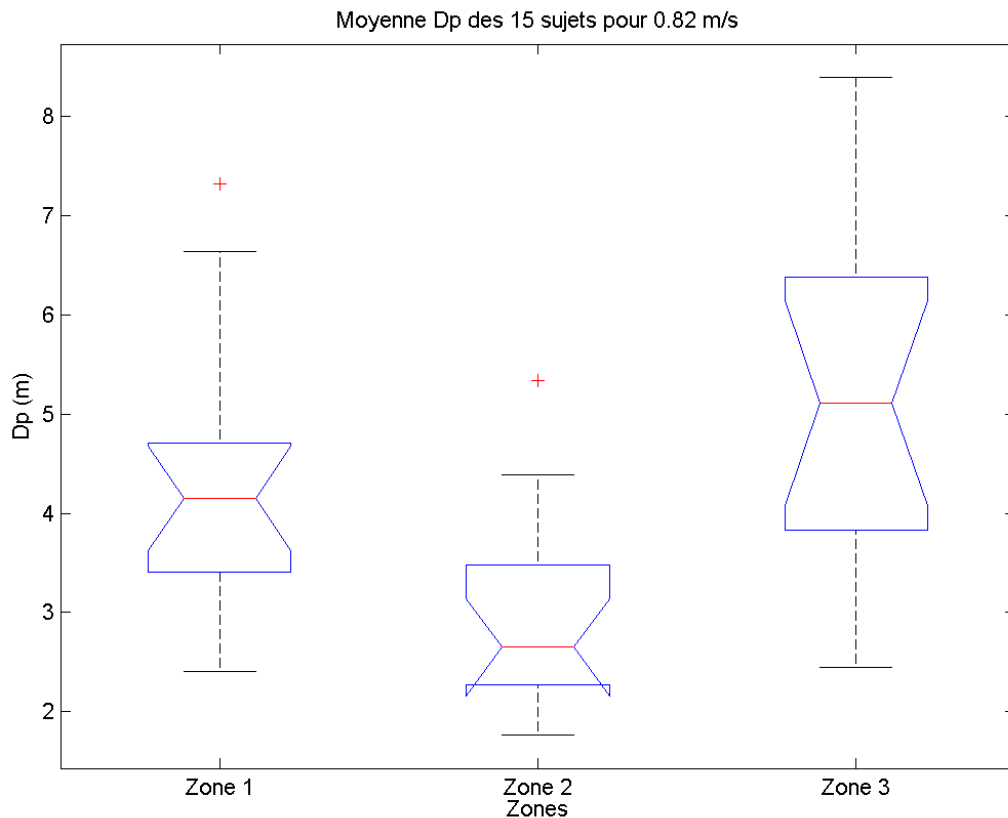


FIGURE 3.12 – Moyenne D_p des 15 utilisateurs sur les trois zones pour $v = 0.82\text{m/s}$

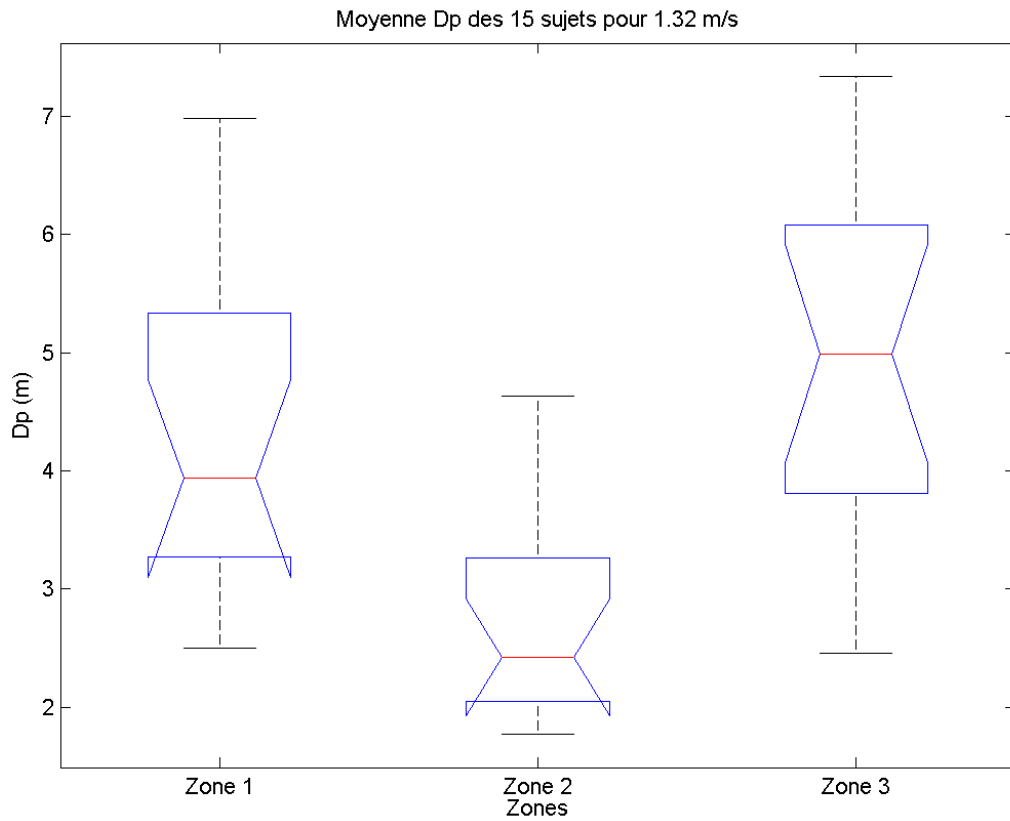


FIGURE 3.13 – Moyenne D_p des 15 sujets sur les trois zones pour $v = 1.32\text{m/s}$

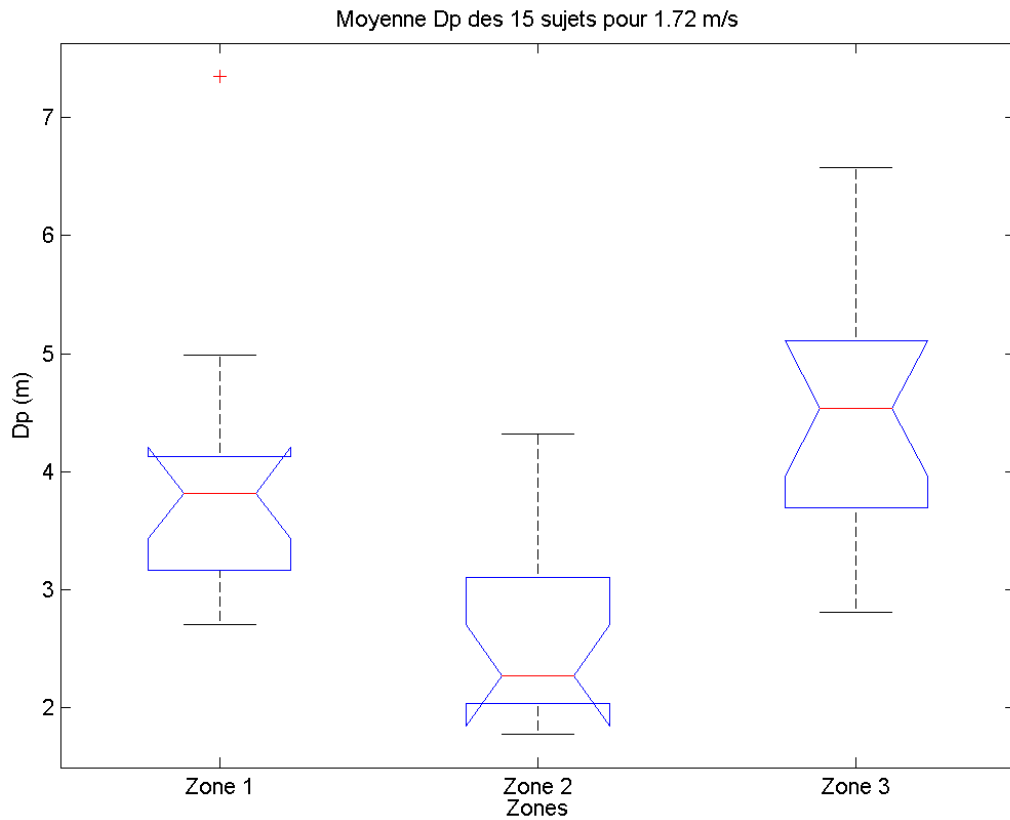


FIGURE 3.14 – Moyenne D_p des 15 sujets sur les trois zones pour $v = 1.72$

Vitesse (m/s)	0.52	0.82	1.02	
p	8.75×10^{-5}	3.26×10^{-4}	3.55×10^{-4}	
Vitesse (m/s)	1.32	1.52	1.72	2.02
p	2.48×10^{-5}	6.53×10^{-5}	2.29×10^{-5}	1.17×10^{-4}

TABLE 3.3 – Test d’ANOVA

Vitesse (m/s)	$p(Z1-Z2)$	$p(Z1-Z3)$	$p(Z2-Z3)$
0.52	0.021	0.016	1.4×10^{-4}
0.82	0.0039	0.152	2.4×10^{-4}
1.02	0.0056	0.101	3.5×10^{-4}
1.32	4×10^{-4}	0.213	2.7×10^{-5}
1.52	0.0012	0.244	2.8×10^{-5}
1.72	9.36×10^{-4}	0.207	7×10^{-6}
2.02	9.3×10^{-4}	0.081	3.6×10^{-4}

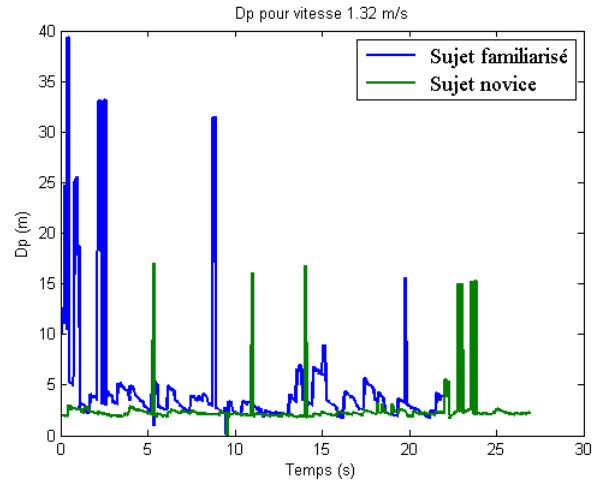
TABLE 3.4 – Test de Student

D_p pour l’évaluation des performances de conduite. Une seconde analyse va nous permettre d’utiliser la distance D_p comme critère d’évaluation de performances. L’ensemble des utilisateurs a été divisé en deux groupes : le premier groupe est composé des utilisateurs familiarisés qui ont déjà utilisé le simulateur ViEW auparavant et un second groupe composé d’utilisateurs novices qui ont utilisé le simulateur pour la première fois, les deux groupes sont présentés par le tableau 3.5. Les figures 3.15a, 3.15b et 3.15c montrent quelques exemples d’évolution du paramètre D_p pour les utilisateurs familiarisés et novices durant le parcours de test pour les vitesses 1.32 et 2.02 m/s. Les figures 3.16, 3.17 montrent quelques trajectoires générées par le sujet 8 et le sujet 2 du groupe familiarisé pour les différentes vitesses de 0.82 à 2.02 m/s, et les figures 3.18 et 3.19 montrent quelques trajectoires générées par le sujet 4 et le sujet 7 du groupe novice pour différentes vitesses.

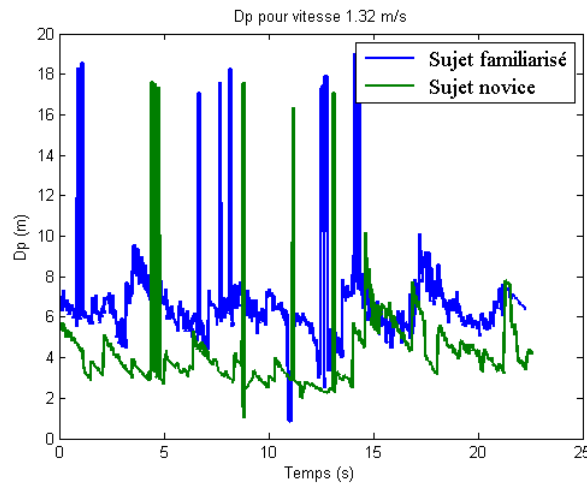
A partir des figures précédentes, nous pouvons constater que les trajectoires des utilisateurs familiarisés sont presque confondues avec la trajectoire moyenne, contrairement aux utilisateurs novices où on observe un écart par rapport à la trajectoire moyenne avec quelques collisions (voir la figure 3.19). Ceci est révélateur du manque d’apprentissage en conduite du FRE sur simulateur. Nous souhaitons maintenant vérifier que le paramètre D_p permet de différencier les 2 groupes et ainsi être un indicateur de l’expérience acquise par les utilisateurs lors d’un apprentissage.

Familiarisé	sujet 1	sujet 2	sujet 3	sujet 5	sujet 8	sujet 10			
Novice	sujet 4	sujet 6	sujet 7	sujet 9	sujet 11	sujet 12	sujet 13	sujet 14	sujet 15

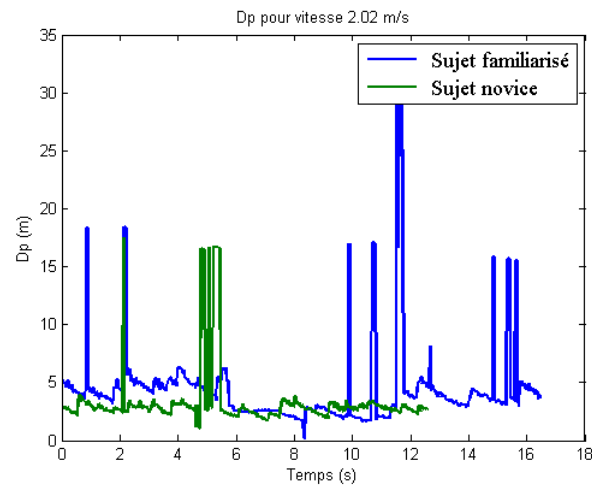
TABLE 3.5 – Groupe familiarisé et groupe novice



(a) D_p pour les sujets : 5 (familiarisé) et 4 (novice)



(b) D_p pour les sujets : 10 (familiarisé) et 14 (novice)



(c) D_p pour les sujets : 2 (familiarisé) et 11 (novice)

FIGURE 3.15 – D_p pour deux sujets (familiarisé et novice)

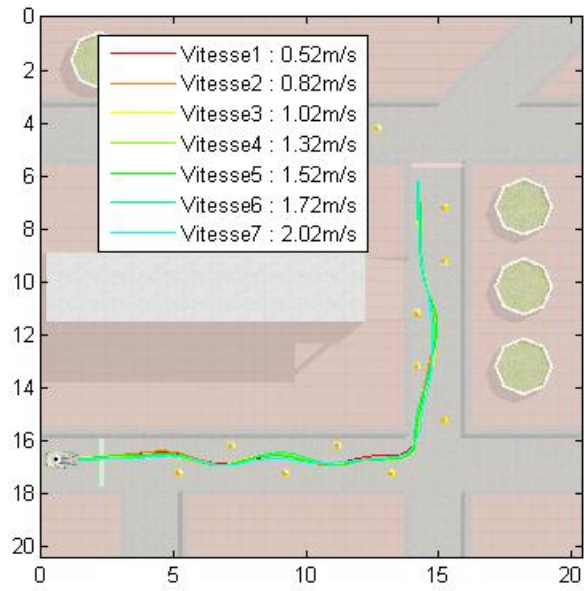


FIGURE 3.16 – Trajectoires générées par le sujet 8 (familiarisé)

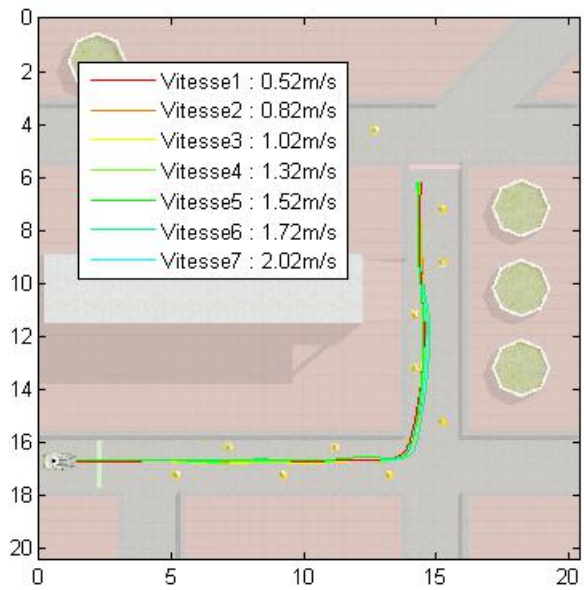


FIGURE 3.17 – Trajectoires générées par le sujet 2 (familiarisé)

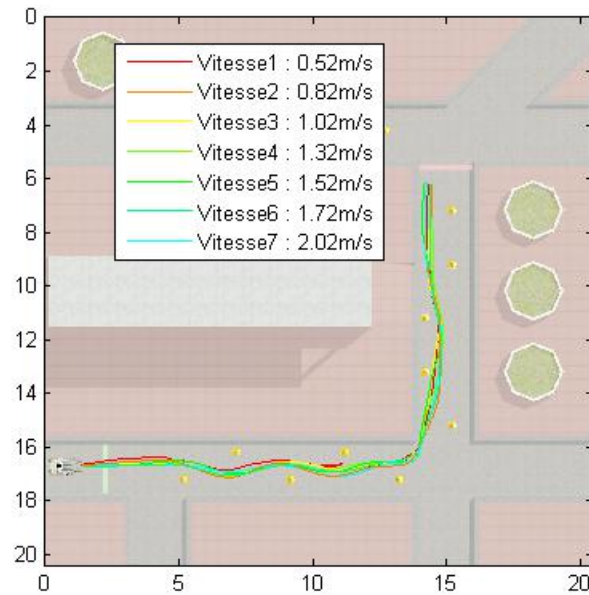


FIGURE 3.18 – Trajectoires générées par le sujet 4 (novice)

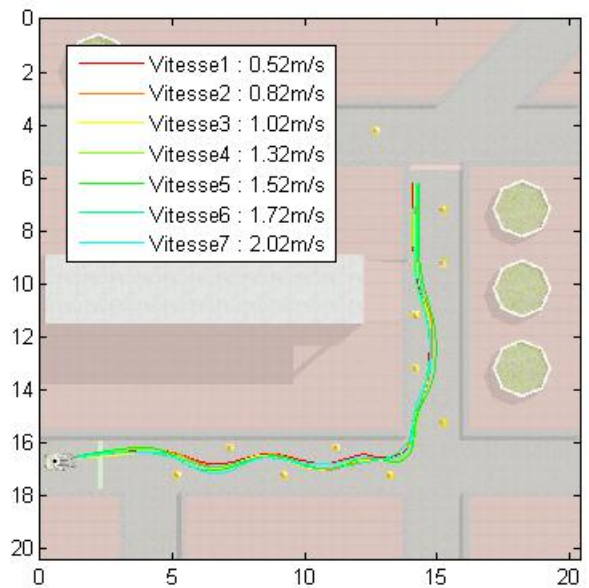


FIGURE 3.19 – Trajectoires générées par le sujet 7 (novice)

Pour cela, nous calculons les moyennes de paramètre D_p par groupe d'utilisateurs pour chaque vitesse sur les 3 zones du parcours. Les figures 3.20, 3.21 et 3.22 montrent que le paramètre D_p possède des valeurs plus importantes pour les groupes des utilisateurs familiarisés sur l'ensemble des 3 zones. On suggère qu'un utilisateur familiarisé porte son regard plus loin qu'un utilisateur novice, ce qui montre que cet utilisateur observe une partie plus longue du futur trajet qu'un utilisateur novice.

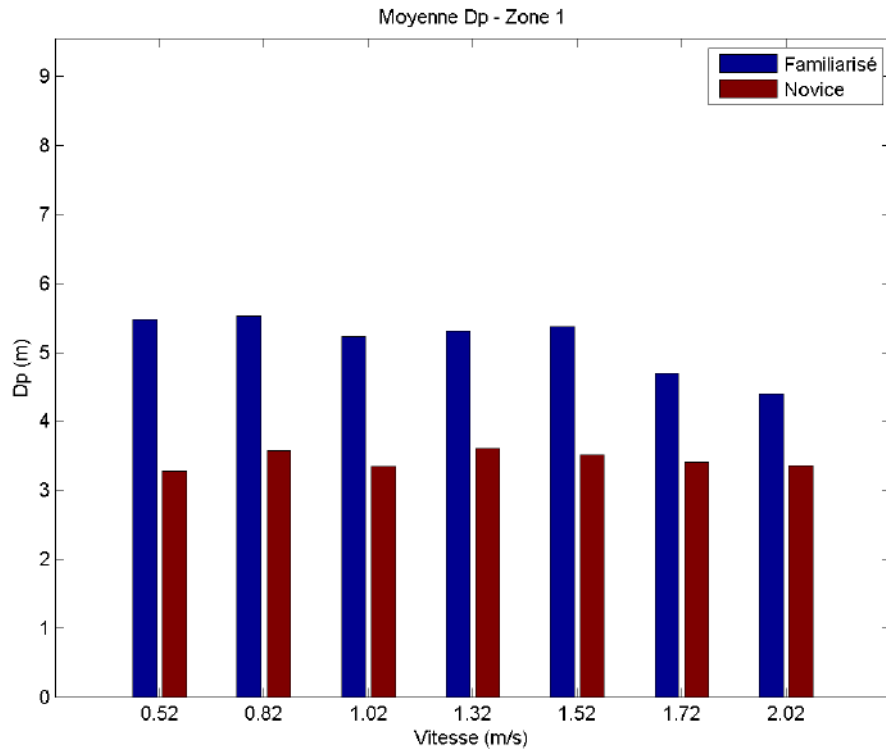


FIGURE 3.20 – Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 1 (AB)

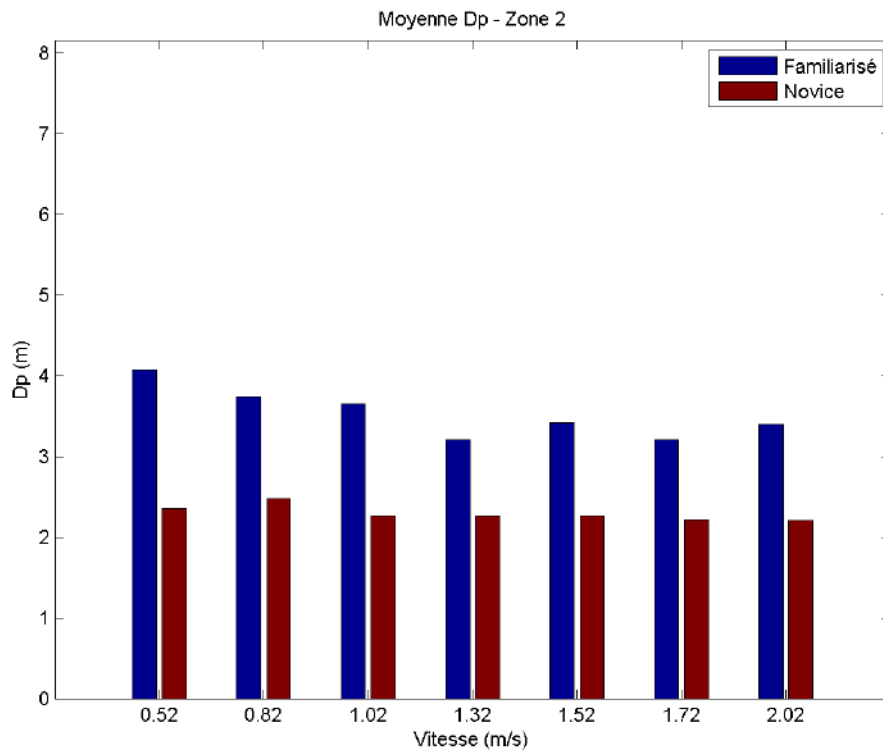


FIGURE 3.21 – Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 2 (BC)

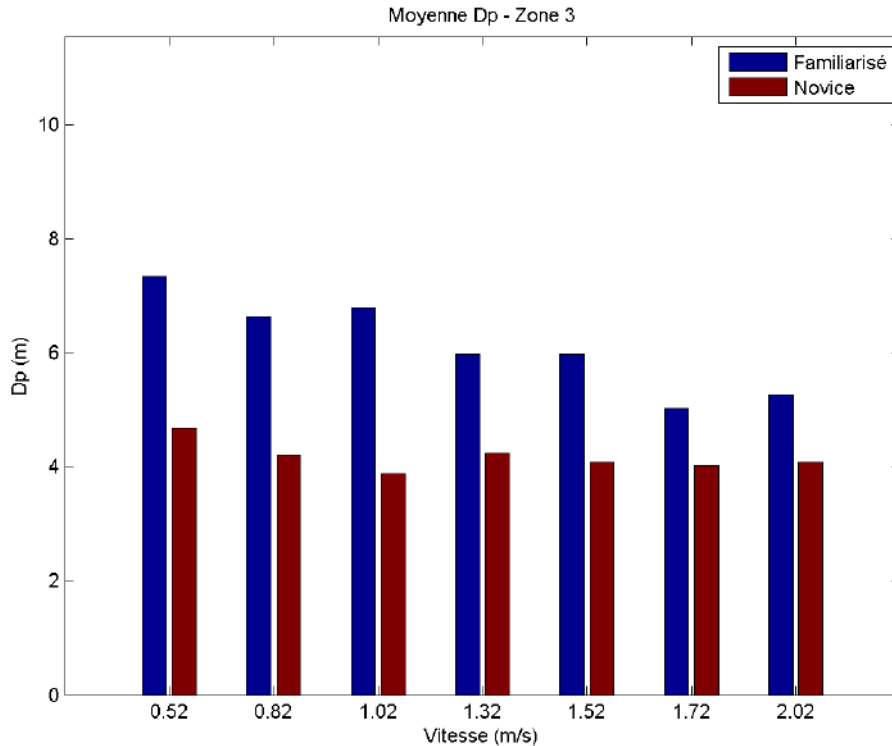


FIGURE 3.22 – Moyenne de D_p pour les deux groupes dans la zone 3 (CD)

Cette observation est confirmée par un test statistique de Student. Le tableau 3.6 résume les résultats et montre clairement (p est très inférieur au seuil $\alpha = 5\%$) qu’une différence significative existe entre les groupes familiarisés et novices.

Zones	Zone 1	Zone 2	Zone 3
p	2.09×10^{-5}	2.17×10^{-5}	5.21×10^{-4}

TABLE 3.6 – Tableau de Student pour les deux groupes d’utilisateurs

En conclusion, un utilisateur familiarisé est caractérisé par un paramètre D_p 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 ce qui indique une meilleure maîtrise de la conduite. A contrario, une distance D_p 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 encore suffisamment 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_p au cours de l’apprentissage doit permettre de valider l’acquisition des compétences nécessaires à la conduite.

3.3.3.2 Personnes handicapées moteur

Bien que nous ayons exclu 3 sujets en raison de l’impossibilité d’acquérir 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).

A 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 3.23, 3.24 et 3.25 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.

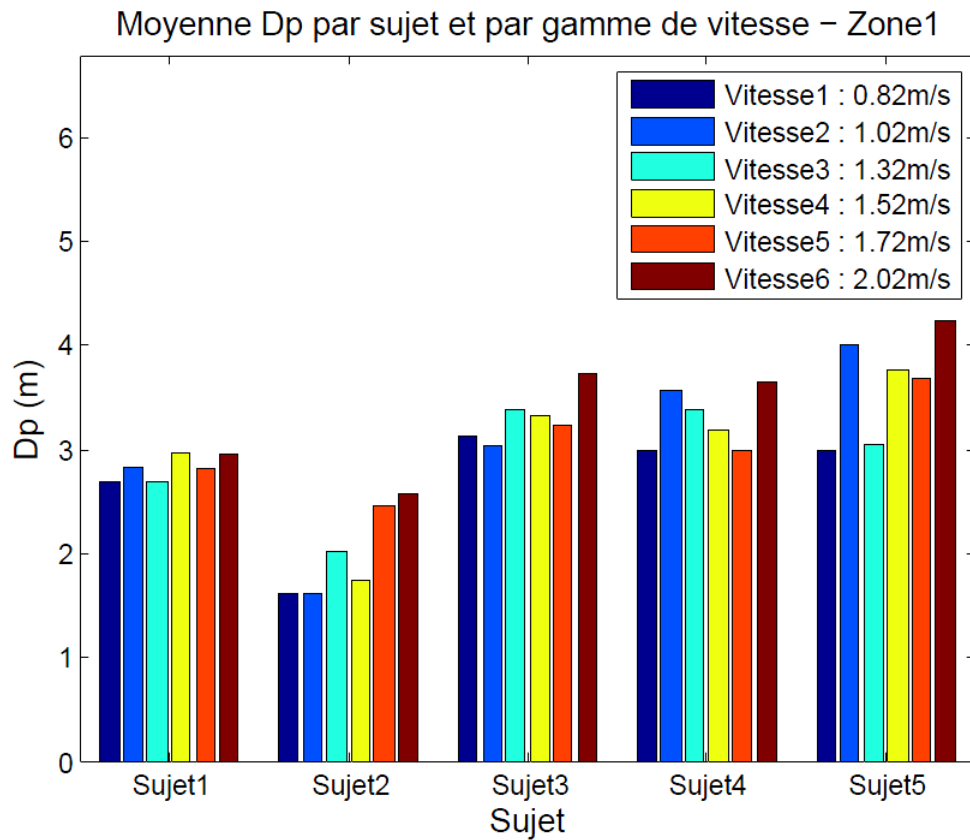


FIGURE 3.23 – Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 1 (AB)

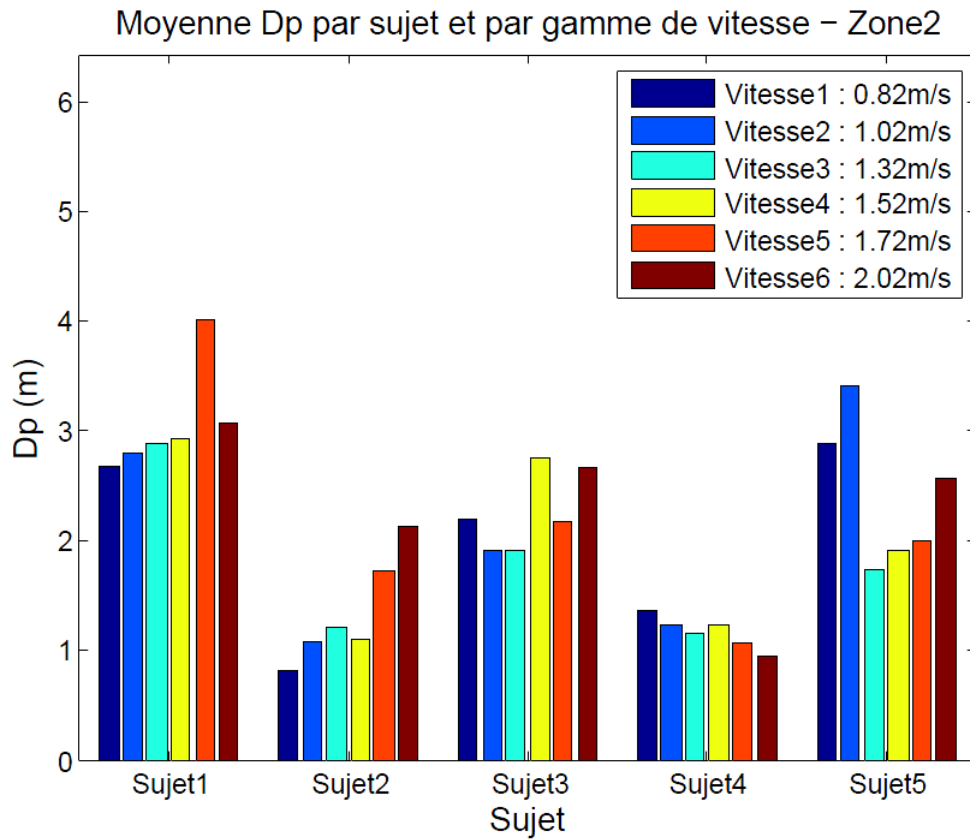


FIGURE 3.24 – Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 2 (BC)

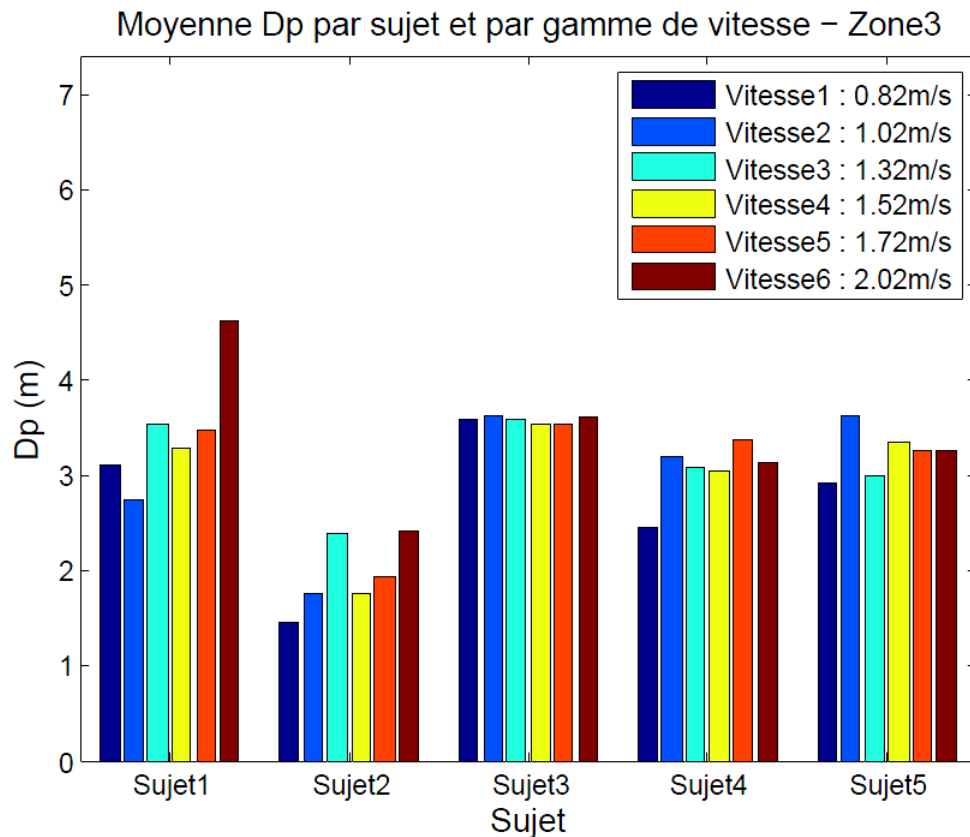


FIGURE 3.25 – Moyenne de D_p des deux groupes pour différentes vitesses - Zone 3 (CD)

Sujet 1 Comme le montre la figure 3.26, 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 3.26) qui sont chaotiques et révèlent des difficultés à contrôler le FRE. Ceci est peut-être dû à son plus haut niveau de déficiences exprimées 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).

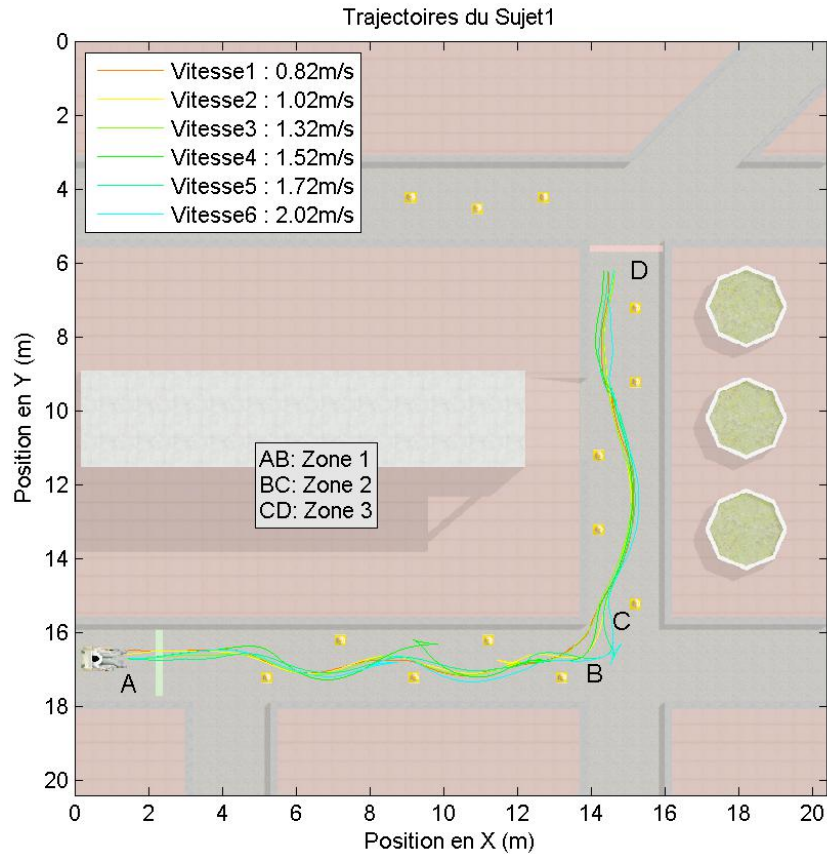


FIGURE 3.26 – Trajectoires générées par le sujet 1 pour différentes vitesses

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 3.27, 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 .

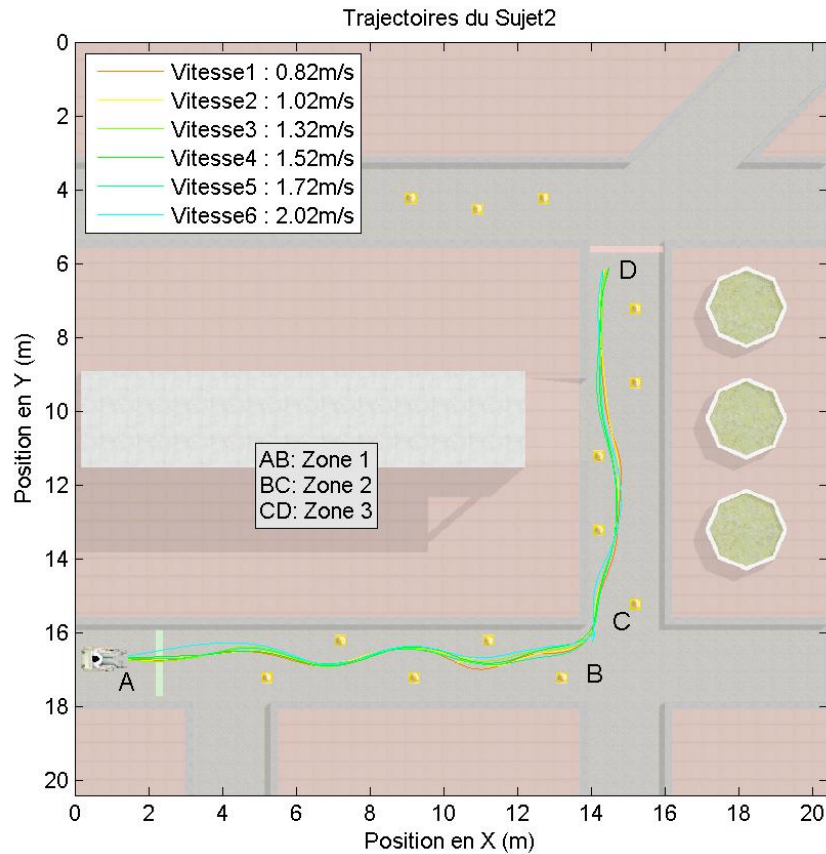


FIGURE 3.27 – Trajectoires générées par le sujet 2 pour différentes vitesses

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.

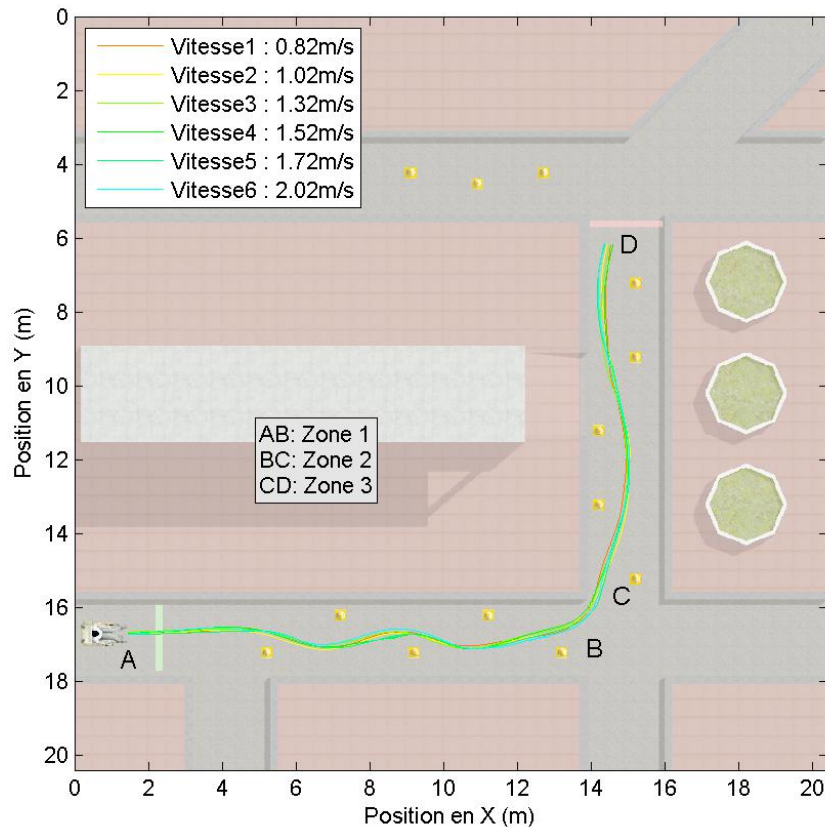


FIGURE 3.28 – Trajectoires générées par le sujet 3 pour différentes vitesses

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 la zone 2 (voir figure 3.29), où les écarts reflètent le comportement de compensation corroboré par les faibles valeurs de D_p .

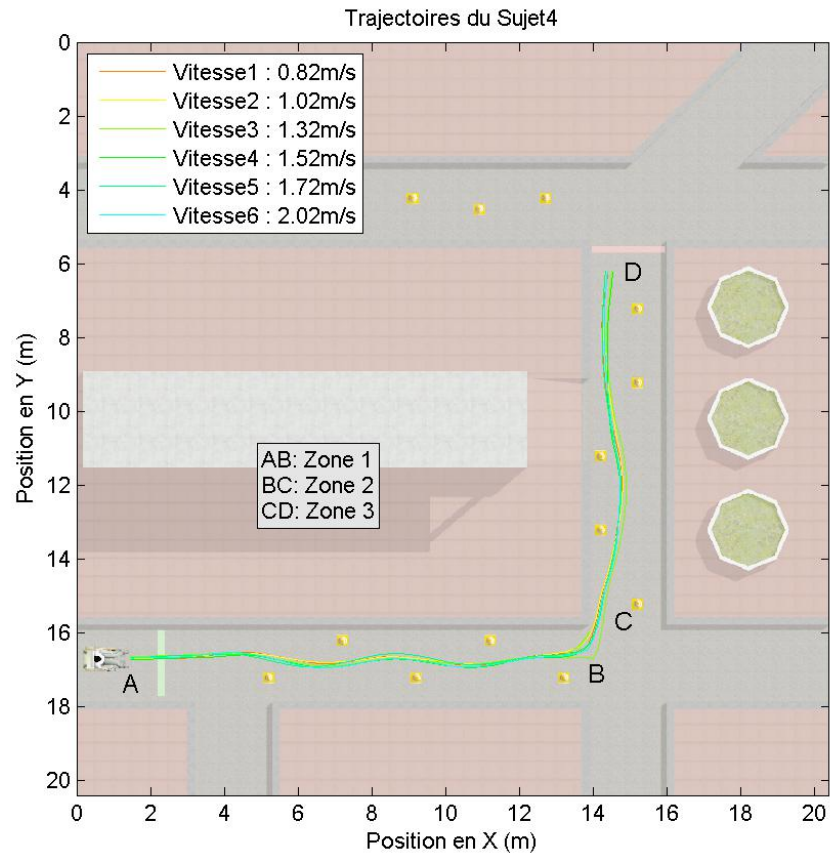


FIGURE 3.29 – Trajectoires générées par le Sujet 4 pour différentes vitesses

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 3.30, 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.

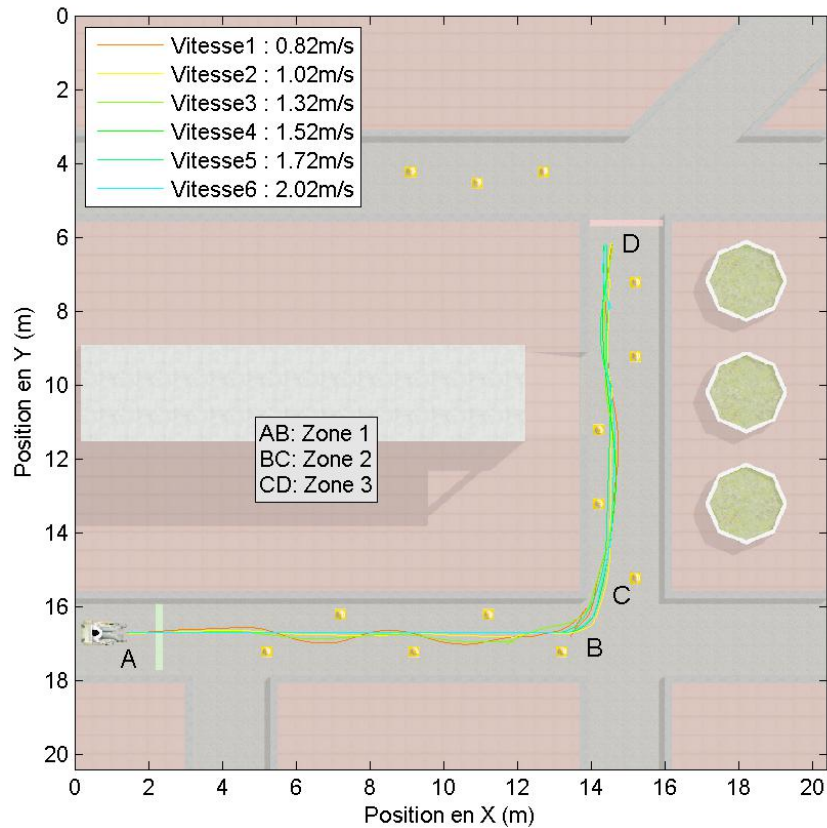


FIGURE 3.30 – Trajectoires générées par le Sujet 5 pour différentes vitesses

3.3.4 Discussion

Les résultats présentés dans la section 3.3.3.1 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 3.3.3.1 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 3.3.3.2 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 3.23, 3.24 et 3.25, 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.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons analysé le paramètre D_p mesuré à l'aide du système de suivi du regard en utilisant le simulateur de conduite en FRE « ViEW », afin de déterminer s'il peut être utilisé pour évaluer les performances de conduite en FRE. La première analyse sur un panel de sujets valides a montré que D_p est moins important dans la zone du virage par rapport aux autres zones (slalom serré et slalom large) quelque soit la vitesse de conduite. Ceci montre que le paramètre D_p peut être utilisé comme indicateur pour différencier les différentes situations de conduite (slalom, virage). Dans la deuxième analyse nous avons comparé le paramètre D_p entre deux groupes de personnes valides, le premier est composé des personnes familiarisées avec le simulateur de conduite et le second groupe utilise le simulateur pour la première fois. L'analyse de D_p sur ces deux groupes a montré qu'un utilisateur familiarisé pose son regard plus loin qu'un utilisateur novice. En conséquence un utilisateur familiarisé possède plus de temps pour contrôler le FRE qu'un utilisateur novice. On en conclut qu'un utilisateur familiarisé possède un comportement de poursuite et inversement un utilisateur novice se trouve dans un comportement de compensation.

Cette analyse a montré que le paramètre D_p peut être utilisé comme indicateur de performance en conduite du FRE. Une étude de cas sur les personnes handicapées moteur a classé les utilisateurs comme des utilisateurs novices bien que certains d'entre eux utilisent le FRE. Il serait donc intéressant de corréler cet indicateur à d'autres paramètres pour pouvoir analyser correctement l'évaluation de leurs niveaux de conduite lors de l'apprentissage de l'utilisation d'un FRE.

Conclusion générale et perspectives

Le FRE est une technologie d'assistance essentielle à la mobilité pour les personnes souffrant d'une déficience motrice importante. Cependant il est nécessaire d'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.

Ainsi les principaux objectifs dans lesquels s'est inscrit cette thèse 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 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.

Un second objectif à moyen terme du projet dans lequel s'intègre ce travail est 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.

Dans cette thèse nous avons choisi une piste de recherche particulière. Nous avons utilisé un modèle automatique pour modéliser le comportement de conduite de FRE : il s'agit du modèle OPCM (Optimal Preview Control Model) de Sharp [25]. Il est principalement utilisé pour l'analyse du comportement en tâche de poursuite. Son paramètre principal, la distance anticipée D_p , a été étudiée afin de voir s'il peut être discriminant de la qualité de conduite.

Afin d'évaluer ce paramètre en simulation, nous avons utilisé un système de suivi du regard et mis en place une méthode pour mesurer la distance d'anticipation D_p dans l'environnement virtuel. La modélisation par modèle OPCM nous a permis de valider la distance D_p comme paramètre pertinent de la qualité de conduite de FRE en simulation. En effet, cette distance, traitée par la modélisation OPCM permet de différencier des comportements de conduite. La convergence du modèle nous indique un comportement de poursuite, et dans le cas contraire un comportement de compensation.

La suite de l'étude a logiquement porté sur l'utilisation de ce paramètre D_p afin de voir s'il peut être utilisé comme un indicateur de différenciation des situations de conduite liées au parcours à suivre, et s'il permet de différencier les compétences de conduite en FRE des utilisateurs.

Une première expérience a consisté à mesurer la distance D_p pour un groupe de 15 sujets valides lors de la navigation en simulation dans un environnement comportant trois zones imposant des comportements de conduite différents : slalom serré, virage et slalom large. L'analyse du paramètre

D_p par rapport aux différentes zones du parcours a permis de vérifier qu'il peut être utilisé comme indicateur pour différencier les situations de conduite.

Une seconde analyse nous a permis d'utiliser la distance D_p comme critère d'évaluation de performances. L'ensemble des utilisateurs a été divisé en deux groupes : un premier groupe composé des utilisateurs familiarisés qui ont déjà utilisé le simulateur ViEW auparavant et un second groupe composé d'utilisateurs novices. Cela nous a permis de mettre en évidence qu'un utilisateur familiarisé est caractérisé par un paramètre D_p plus important indiquant qu'il porte son regard bien plus en avant qu'un utilisateur novice lors de la conduite. A contrario, une distance D_p 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 encore suffisamment acquise. Il devient alors possible d'analyser l'évolution de ce paramètre lors d'une phase d'apprentissage de la conduite en FRE pour valider l'acquisition des compétences nécessaires à la conduite.

Une seconde expérience a eu lieu au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle. Huit enfants avec différents types de handicaps (troubles praxiques et visuospatiaux, troubles d'apprentissage) ont été sélectionnés afin de réaliser des tests en simulation dans les mêmes conditions que ceux réalisés avec les utilisateurs valides. Bien que nous ayons été obligé d'écarter 3 sujets de l'étude, l'expérience montre qu'il est possible d'utiliser un dispositif de suivi oculaire pour mesurer la distance D_p avec des sujets présentant une déficience visuelle. À partir de ce panel de 5 enfants, les performances de chacun d'entre eux ont été étudiées pour illustrer l'intérêt du paramètre D_p en rapport à leurs profils. On ne peut pas pour l'heure tirer de conclusions définitives avec cette population très réduite. Bien que le paramètre D_p se comporte différemment dans cette population, il apparaît pertinent mais nécessite d'être réglé, corrélé aux déficiences motrices et sensorielles et statistiquement vérifié avec un large panel de personnes.

Une première perspective à court terme de ce travail pourrait faire suite aux travaux décrits dans [121] sur l'évaluation de l'apprentissage de la conduite de FRE en simulation. Ces travaux évaluent 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 l'étude afin de voir 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 qui évaluent les capacités de conduite de leurs sujets.

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, par exemple, des travaux décrits dans [190]. Ils utilisent 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 ont permis de donner de meilleurs résultats par rapport à l'utilisation des données prises séparément. Dans notre cas cela pourrait permettre de rendre un outil d'aide à la décision pour les équipes assurant l'évaluation des aptitudes de conduite en FRE plus robuste.

Une autre piste de recherche concerne l'analyse du regard. Dans notre étude, 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 peut être 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.

Une dernière perspective pourrait concerner l'évaluation du niveau de stress par l'intermédiaire de données physiologiques. Dans les travaux de [190], il est montré que le stress a un impact sur la performance de l'utilisateur dans sa tâche. Il est raisonnable de penser que la détection 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.

Au final, l'utilisateur serait 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.

Glossaire

achondroplasie est une maladie constitutionnelle de l'os donnant un nanisme avec raccourcissement surtout de la racine des membres et un visage caractéristique. 9

agénésie du corps calleux est l'absence de formation d'un organe lors de l'embryogenèse, porencéphalie c'est un désordre neurologique du système nerveux central caractérisé par des kystes ou des cavités dans un des hémisphères cérébraux. 9

Charcot également appelée sclérose latérale amyotrophique (SLA) est une maladie neurodégénérative. Elle atteint progressivement les neurones et entraîne une faiblesse musculaire puis une paralysie. L'espérance de vie des patients restent très courte. 9

Friedreich ou ataxie de Friedreich est une affection génétique, évolutive, due à l'atteinte de certaines cellules du système nerveux (maladie neuro-dégénérative). Elle se traduit avant tout par des troubles de l'équilibre et de la coordination des mouvements volontaires (ataxie). 9

microcéphalie désigne toutes les formes de croissance anormalement faible de la boîte crânienne et du cerveau. 9

ontogenèse désigne le développement psychologique d'un individu depuis l'enfance jusqu'à l'âge adulte et plus généralement, pour désigner les transformations structurelles observées dans un système vivant qui lui donne son organisation ou sa forme finale. 9

spina bifida désigne une malformation congénitale (visible dès la naissance) qui se caractérise par un mauvais développement de la colonne vertébrale, syringomyélie : se caractérise par la formation d'une ou de plusieurs cavités à l'intérieur de la moelle épinière. 9

Bibliographie

- [1] M. Marcus. Va pittsburgh healthcare system. <https://www.pittsburgh.va.gov/pittsburgh/features/herl-20th-anniversary.asp>.
- [2] University of Pittsburgh Human Engineering Research Laboratories. Virtual reality. <http://www.herl.pitt.edu/virtual-reality-projects>.
- [3] SL Soltau, JS Slowik, PS Requejo, SJ Mulroy, and RR Neptune. An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 3 :86, 2015.
- [4] H Niniss and T Inoue. Electric wheelchair simulator for rehabilitation of persons with motor disability. In *Symposium on Virtual Reality VIII (Proceedings), Belém (PA)*, 2006.
- [5] AV Sonar, KD Burdick, RR Begin, EM Resch, EM Thompson, E Thacher, J Searleman, G Fulk, and JJ 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, July 2005.
- [6] 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/>.
- [7] C Harrison, PM Dall, PM Grant, MH Granat, TW Maver, and 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.
- [8] IA Adelola, SL Cox, and A Rahman. Adaptable virtual reality interface for powered wheelchair training of disabled children. In *Proc. 4th Int. Conf. Disability, Virtual Reality Assoc. Tech*, 2002.
- [9] IA Adelola, SL Cox, and A Rahman. Vems–training wheelchair drivers. *Assistive Technology*, 16 :757–761, 2005.
- [10] HP Mahajan, BE Dicianno, RA Cooper, and D Ding. Assessment of wheelchair driving performance in a virtual reality-based simulator. *The journal of spinal cord medicine*, 36(4) :322–332, 2013.
- [11] S Richir, S Pineau, E Monacelli, F Goncalves, B Malafosse, C Dumas, A Schmid, and J Perret. Design of portable and accessible platform in charge of wheelchair feedback immersion. In *Virtual Reality (VR), 2015 IEEE*, pages 389–390. IEEE, 2015.

- [12] F Goncalves. *Design of a virtual environment with adaptation of immersion for wheelchair driving simulation*. Theses, Université de Versailles-Saint Quentin en Yvelines, September 2014.
- [13] RA Cooper, D Ding, R Simpson, SG Fitzgerald, DM Spaeth, S Guo, AM Koontz, R Cooper, J Kim, and ML Boninger. Virtual reality and computer-enhanced training applied to wheeled mobility : an overview of work in pittsburgh. *Assistive Technology*, 17(2) :159–170, 2005.
- [14] P Abellard, I Randria, A Abellard, MMB Khelifa, and P Ramanantsizehena. Electric wheelchair navigation simulators : why, when, how ? In *Mechatronic Systems Applications*. InTech, 2010.
- [15] JE Swan II, J Edward, S Ii, D Stredney, W Carlson, and B Blostein. The determination of wheelchair user proficiency and environmental accessibility through virtual simulation proceedings. In *Proceedings of the 2nd Annual International Conference on Virtual Reality and Persons with Disabilities*, pages 156–161, 1994.
- [16] M Bresler. Turtle trainer : A way to evaluate power mobility readiness. In *Proceedings of the RESNA 13th Annual Conference*, pages 399–400. RESNA Press Washington, DC, 1990.
- [17] G Tao and PS Archambault. Using a 3d hand motion controller in a virtual power wheelchair simulator for navigation-reaching. In *Virtual Rehabilitation Proceedings (ICVR), 2015 International Conference on*, pages 137–138. IEEE, 2015.
- [18] M Grant, C Harrison, and B Conway. Wheelchair simulation. In *Cambridge Workshop Series on Universal Access and Assistive Technology*, 2004.
- [19] J. Rasmussen. Skills, rules, and knowledge ; signals, signs, and symbols, and other distinctions in human performance models. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 13(3) :257–266, 1983.
- [20] D. T McRuer and H. R Jex. A review of quasi-linear pilot models. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, (3) :231–249, 1967.
- [21] F. Fujii and K. Wada. Analysis on the manual control characteristics of the human pilot during the operation of the powered wheelchair. *Advanced Robotics*, 19(2) :121–139, 2005.
- [22] D McRuer. Human dynamics in man-machine systems. *Automatica*, 16(3) :237–253, 1980.
- [23] D.L. Kleinman, S. Baron, and W.H. Levison. An optimal control model of human response part i : Theory and validation. *Automatica*, 6(3) :357–369, May 1970.
- [24] Hadj-Abdelkader M A. *Interfaces haptiques en tâches de contrôle pour personnes handicapées moteurs*. PhD thesis, Metz, 2011.
- [25] R. S. Sharp and V. Valtetsiotis. 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.
- [26] T Ito, T Inoue, M Shino, and M Kamata. Development of a driver model in powered wheelchair operation. In *International Conference on Digital Human Modeling*, pages 384–393. Springer, 2009.

- [27] O Lappi, J Pekkanen, and TH Itkonen. Pursuit eye-movements in curve driving differentiate between future path and tangent point models. *PloS one*, 8(7) :e68326, 2013.
- [28] E Lehtonen, O Lappi, I Koirikivi, and H Summala. Effect of driving experience on anticipatory look-ahead fixations in real curve driving. *Accident Analysis & Prevention*, 70 :195–208, 2014.
- [29] T Falkmer and NP Gregersen. Fixation patterns of learner drivers with and without cerebral palsy (cp) when driving in real traffic environments. *Transportation research part F : traffic psychology and behaviour*, 4(3) :171–185, 2001.
- [30] I Frissen and F Mars. The effect of visual degradation on anticipatory and compensatory steering control. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 67(3) :499–507, 2014.
- [31] D Leimberg, M Vester-Christensen, and LK Hansen. Eye tracking. Master’s thesis, Technical University of Denmark, DTU, DK-2800 Kgs. Lyngby, Denmark, 2005.
- [32] M Delcey. Notion de situation de handicap (moteur). *Les classifications*, 2002.
- [33] D Tefft, P Guerette, and J Furumasu. Cognitive predictors of young children’s readiness for powered mobility. *Developmental medicine and child neurology*, 41(10) :665–670, 1999.
- [34] E Treffler, SG Fitzgerald, DA Hobson, T Bursick, and R Joseph. Outcomes of wheelchair systems intervention with residents of long-term care facilities. *Assistive Technology*, 16(1) :18–27, 2004.
- [35] MAM Gignac, C Cott, and EM Badley. Adaptation to chronic illness and disability and its relationship to perceptions of independence and dependence. *The Journals of Gerontology Series B : Psychological Sciences and Social Sciences*, 55(6) :P362–P372, 2000.
- [36] RC Simpson. Smart wheelchairs : A literature review. *Journal of rehabilitation research and development*, 42(4) :423, 2005.
- [37] AM Pope, AR Tarlov, et al. *Disability in America : Toward a national agenda for prevention*. National Academies Press, 1991.
- [38] LI Iezzoni, EP McCarthy, RB Davis, and H Siebens. Mobility difficulties are not only a problem of old age. *Journal of general internal medicine*, 16(4) :235–243, 2001.
- [39] L Fehr, WE Langbein, and SB Skaar. Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : A clinical survey. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(3) :353, 2000.
- [40] ML Jones and JA Sanford. People with mobility impairments in the united states today and in 2010. *Assistive Technology*, 8(1) :43–53, 1996.
- [41] R Cooper. Wheelchair selection and configuration. *Demos*, pages 2–3, 1998.
- [42] B Woods and N Watson. A short history of powered wheelchairs. *Assistive Technology*, 15(2) :164–180, 2003.
- [43] National Research Council of Canada. Division of Mechanical Engineering. *A Wheel Chair Electric Drive Designed for the Use of Quadriplegics*. NRC, Division of Mechanical Engineering, 1953.

- [44] X Attali and F Pelisse. Looking back on the evolution of electric wheelchairs. *Medical engineering & physics*, 23(10) :735, 2001.
- [45] MV Fass, RA Cooper, SG Fitzgerald, M Schmeler, ML Boninger, SD Algood, WA Ammer, AJ Rentschler, and J Duncan. Durability, value, and reliability of selected electric powered wheelchairs1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(5) :805–814, 2004.
- [46] AJ Rentschler, RA Cooper, SG Fitzgerald, ML Boninger, S Guo, WA Ammer, M Vitek, and D Algood. Evaluation of selected electric-powered wheelchairs using the ansi/resna standards1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(4) :611–619, 2004.
- [47] RA Cooper. Intelligent control of power wheelchairs. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(4) :423–431, 1995.
- [48] D. Ding and R.A Cooper. Electric powered wheelchairs. *IEEE Control Systems Magazine*,, 25(2) :22–34, 2005.
- [49] Z Pan, AD Cheok, H Yang, J Zhu, and J Shi. Virtual reality and mixed reality for virtual learning environments. *Computers & Graphics*, 30(1) :20–28, 2006.
- [50] RL Kirby, J Swuste, DJ Dupuis, DA MacLeod, and R Monroe. The wheelchair skills test : a pilot study of a new outcome measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1) :10–18, 2002.
- [51] P Roussel. Une estimation de la diffusion des aides techniques à partir de l’enquete hid de l’insee. In *Handicap*, number 96, pages 47–54. CTNERHI, 2002.
- [52] 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.
- [53] A. T. Lefkowicz and W. W. Wierwille. Validation of a PC-based perspective view wheelchair simulator. In *RESNA Proceedings*, pages 415–417, 1992.
- [54] D.P. Inman, J Peaks, K Loge, and V Chen. Teaching Orthopedically Impaired Children To Drive Motorized Wheelchairs In virtual Reality. In *Center on Disabilities*, 1994.
- [55] A Hasdai, AS Jessel, and PL Weiss. Use of a computer simulator for training children with disabilities in the operation of a powered wheelchair. *American Journal of Occupational Therapy*, 52(3) :215–220, 1998.
- [56] A Harrison, G Derwent, A Enticknap, FD Rose, and 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.
- [57] JS. Webster, PT. McFarland, LJ. Rapport, B Morrill, LA. Roades, and PS. Abadee. Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(6) :769–775, June 2001.
- [58] CV Erren-Wolters, H van Dijk, AC de Kort, MJ Ijzerman, and MJ Jannink. Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review. *International Journal of Rehabilitation Research*,, 30(2) :91–96, June 2007.

- [59] M Herrlich, R Meyer, R Malaka, and H 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.
- [60] T Ito, M Shino, T Inoue, and M 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.
- [61] J Klaesner, KA Morgan, and DB Gray. The development of an instrumented wheelchair propulsion testing and training device. *Assistive Technology*, 26(1) :24–32, 2014.
- [62] D Browning, C Cruz-Neira, D Sandin, T Defanti, and JG Edell. Input interfacing to the cave by persons with disabilities. *Virtual Reality and People with Disabilities*, 1994.
- [63] CS Harrison, M Grant, and BA Conway. Haptic interfaces for wheelchair navigation in the built environment. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 13(5) :520–534, 2004.
- [64] N Bando, H Yamada, and T Muto. Development of wheelchair simulator using virtual reality. In *Proceedings of Virtual Systems and MultiMedia*, pages 708–13, 2004.
- [65] LY Chen and H Fujimoto. Development of wheelchair experience system and spatial recognition in virtual environment. In *Industrial Electronics, Control, and Instrumentation, 1996., Proceedings of the 1996 IEEE IECON 22nd International Conference on*, volume 2, pages 743–748. IEEE, 1996.
- [66] DP Inman, K Loge, and J Leavens. Virtual reality solutions for children with physical disabilities. In *Proceedings of the Second International Conference on Military Applications of Synthetic Environments and Virtual Reality*, pages 182–197, 1995.
- [67] H Niniss. Development of an electric wheelchair driving simulator for a practical use in clinical evaluations. *Proceedings of DSC2006 Asia/Pacific 2006*, 5, 2006.
- [68] M Desbonnet, SL Cox, and A Rahman. Development and evaluation of a virtual reality based training system for disabled children. *ECDVRAT*, 11, 1998.
- [69] DP Inman, K Loge, A Cram, and M Peterson. Learning to drive a wheelchair in virtual reality. *Journal of Special Education Technology*, 26(3) :21–34, 2011.
- [70] DP Inman, K Loge, and J Leavens. Vr education and rehabilitation. *Communications of the ACM*, 40(8) :53–59, 1997.
- [71] A Fattouh, M Sahnoun, and G Bourhis. Force feedback joystick control of a powered wheelchair : preliminary study. In *Proc. Man and Cybernetics (IEEE Cat 2004 IEEE Int. Conf. Systems No.04CH37583)*, volume 3, pages 2640–2645 vol.3, October 2004.
- [72] W Nutt, C Arlanch, S Nigg, and G Stauffert. Tongue-mouse for quadriplegics. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 8(2) :155, 1998.
- [73] D Kim, ME Tyler, and DJ Beebe. Development of a tongue-operated switch array as an alternative input device. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 18(1) :19–38, 2005.

- [74] KB Stanton, PR Sherman, ML Rohwedder, CP Fleskes, DR Gray, DT Minh, C Espinoza, D Mayui, M Ishaque, and MA Perkowski. Psubot-a voice-controlled wheelchair for the handicapped. In *Circuits and Systems, 1990., Proceedings of the 33rd Midwest Symposium on*, pages 669–672. IEEE, 1990.
- [75] K Komiya, K Morita, K Kagekawa, and K Kurosu. Guidance of a wheelchair by voice. In *Industrial Electronics Society, 2000. IECON 2000. 26th Annual Conference of the IEEE*, volume 1, pages 102–107. IEEE, 2000.
- [76] RC Simpson and SP Levine. Adaptive shared control of a smart wheelchair operated by voice control. In *Intelligent Robots and Systems, 1997. IROS'97., Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 2, pages 622–626. IEEE, 1997.
- [77] Y Kuno, T Murashima, N Shimada, and Y Shirai. Interactive gesture interface for intelligent wheelchairs. In *Multimedia and Expo, 2000. ICME 2000. 2000 IEEE International Conference on*, volume 2, pages 789–792. IEEE, 2000.
- [78] Y Matsumotot, T Ino, and T Ogsawara. Development of intelligent wheelchair system with face and gaze based interface. In *Robot and Human Interactive Communication, 2001. Proceedings. 10th IEEE International Workshop on*, pages 262–267. IEEE, 2001.
- [79] R Barea, L Boquete, M Mazo, and E López. System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 10(4) :209–218, 2002.
- [80] R Leeb, D Friedman, GR Müller-Putz, R Scherer, Mel Slater, and G Pfurtscheller. Self-paced (asynchronous) bci control of a wheelchair in virtual environments : a case study with a tetraplegic. *Computational intelligence and neuroscience*, 2007, 2007.
- [81] A Alshaer, S Hoermann, and H 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.
- [82] F. Goncalves, A. Gacem, O. Rabreau, E. Monacelli, A. Schmid, and B. Malafosse. AccesSim : outil d'évaluation d'accessibilité. Application pour le développement de FRE. In *Handicap 2012 conference*, June 2012.
- [83] NW John, SR Pop, TW Day, PD Ritsos, and CJ Headleand. The implementation and validation of a virtual environment for training powered wheelchair manoeuvres. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 2017.
- [84] D Stredney, R Yagel, W Carlson, T Möller, PW Shih, and M Fontana. Assessing user proficiency through virtual simulations. In *Proceedings of RESNA '97, annual meeting of the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America*, pages 366–368, Pittsburgh, Pennsylvania, 1997.
- [85] O Palmon, R Oxman, M Shahar, and PL Weiss. Virtual environments as an aid to the design and evaluation of home and work settings for people with physical disabilities. In *Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Oxford, UK*, pages 119–124, 2004.
- [86] ND Marchuk, D Ding, and S Gaukrodger. Development of a virtual platform for assessment and training of power wheelchair driving. In *30th RESNA International Conference*, 2007.

- [87] AV Sonar, KD Burdick, RR Begin, EM Resch, EM Thompson, E Thacher, J Searleman, G Fulk, and JJ Carroll. Development of a virtual reality-based power wheel chair simulator. In *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference*, volume 1, pages 222–229. IEEE, 2005.
- [88] H Niniss and A Nadif. Simulation of the behaviour of a powered wheelchair using virtual reality. In *3rd International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*, pages 9–14, 2000.
- [89] TJ O’Connor, SG Fitzgerald, RA Cooper, TA Thorman, and ML Boninger. Does computer game play aid in motivation of exercise and increase metabolic activity during wheelchair ergometry? *Medical Engineering and Physics*, 23(4) :267–273, 2001.
- [90] TJ O’Connor, SG Fitzgerald, RA Cooper, TA Thorman, and ML Boninger. Kinetic and physiological analysis of the game (wheels) system. *Journal of rehabilitation research and development*, 39(6) :627, 2002.
- [91] DP Inman and K Loge. Teaching motorized wheelchair operation in virtual reality. In *Proceedings of the 1995 CSUN Virtual Reality Conference*, 1995.
- [92] DP Inman, K Loge, and A Cram. Teaching orientation and mobility skills to blind children using computer generated 3d sound environments. In *ICAD 2000*, pages 1–5, in Atlanta, GA.
- [93] IA Adelola, SL Cox, and A Rahman. A framework for adapting wheelchair training in virtual reality. *Assistive Technology-Shaping the Future*, pages 122–126, 2003.
- [94] D Ding, RA Cooper, SF Guo, and TA Corfman. Robust velocity control simulation of a power wheelchair. In *RESNA Annual Conference CD-ROM*, 2003.
- [95] PS Archambault, S Tremblay, S Cachecho, F Routhier, and P Boissy. Driving performance in a power wheelchair simulator. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 7(3) :226–233, 2012.
- [96] G Tao and PS Archambault. Powered wheelchair simulator development : implementing combined navigation-reaching tasks with a 3d hand motion controller. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1) :3, 2016.
- [97] DC. Kamaraj, BE. Dicianno, HP. Mahajan, AM. Buhari, and RA. 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.
- [98] DR Mestre, JM Pergandi, and P Mallet. Designing a navigation aid for a smart wheelchair. *AMSE Journals, Modelling C*, 67 :86–95, 2007.
- [99] DR Mestre. Chapitre 9. activités sensori-motrices : apports de la réalité virtuelle à la psychologie ergonomique. In *Psychologie ergonomique : tendances actuelles*, pages 201–220. Presses Universitaires de France, 2004.
- [100] I Randria, M Ben Khelifa, M Bouchouicha, and P Abellard. A comparative study of six basic approaches for path planning towards an autonomous navigation. In *Industrial Electronics Society, 2007. IECON 2007. 33rd Annual Conference of the IEEE*, pages 2730–2735. IEEE, 2007.

- [101] I Randria, M Ben Khelifa, A Abellard, P Abellard, P Gorce, and M Bouchouicha. A virtual reality application to disabled transportation simulation. In *Proceedings of the Virtual Reality International Conference*, 2007.
- [102] I Randria, A Abellard, MB Khelifa, P Abellard, and 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.
- [103] G Bourhis and Y Agostini. The vahn robotized wheelchair : System architecture and human-machine interaction. *Journal of Intelligent and Robotic systems*, 22(1) :39–50, 1998.
- [104] H Niniss A Nadif. Simulation system for powered wheelchairs : evaluation of driving skills using virtual reality. *Assistive Technology : Shaping the Future : AAATE'03*, 11 :112, 2003.
- [105] S Dir, O Habert, and A Pruski. Critères pour la configuration dynamique d'un fauteuil électrique par réalité virtuelle. In *Handicap*, volume 8, pages 10–12, 2008.
- [106] GU. Sorrento, PS. Archambault, F Routhier, D Dessureault, and P Boissy. Assessment of Joystick control during the performance of powered wheelchair driving tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1) :31, 2011.
- [107] MK. Holden. Virtual Environments for Motor Rehabilitation : Review. *CyberPsychology & Behavior*, 8(3) :187–211, June 2005.
- [108] C. V. Erren-Wolters, H. van Dijk, A. C. de Kort, M. IJzerman, and M. J. Jannink. Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review. *International Journal of Rehabilitation Research*, 30 :91–96, 2007.
- [109] IA Adelola, SL Cox, and A Rahman. Virtual environment for powered wheelchair learner drivers : case studies. *Technology and Disability*, (21) :97–106, 2009.
- [110] MA. Linden, C Whyatt, C Craig, and C Kerr. Efficacy of a powered wheelchair simulator for school aged children : A randomized controlled trial. *Rehabilitation Psychology*, 58(4) :405–411, November 2013.
- [111] PS Archambault, JNF Chong, G Sorrento, F Routhier, and P 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.
- [112] DC. Kamaraj, BE. Dicianno, HP. Mahajan, AM. Buhari, and RA. Cooper. Stability and Workload of the Virtual Reality-Based Simulator-2. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(7) :1085–1092.e1, 2016.
- [113] S.M. Meliani, Z. Sari, and G. Bourhis. Fauteuils roulants électriques. Modélisation du système homme-machine. *JESA*, 43(3) :251–262, 2009.
- [114] Lifetool Solutions. LifeTool : WheelSim, 2008.
- [115] Y Morere, G Bourhis, K Cosnuau, G Guilmois, E Blangy, and E Rumilly. View, a wheelchair simulator for driving analysis. In *Virtual Rehabilitation Proceedings (ICVR), 2015 International Conference on*, pages 100–105. IEEE, 2015.

- [116] Y Morère, MA Hadj Abdelkader, K Cosnuau, G Guilmois, and G Bourhis. Haptic control for powered wheelchair driving assistance. *IRBM*, 36(5) :293–304, 2015.
- [117] A.N. Silva, Y. Morere, E.L.M. Naves, A.A.R. de Sa, and A.B. Soares. Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals. In *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*, pages 1–5, February 2013.
- [118] H Zatlá, Y Morère, A Hadj-Abdelkader, G Bourhis, K Demet, G Guilmois, N Bigaut, and K Cosnuau. Preview distance index for the analysis of powered wheelchair driving. *IRBM*, 39(3) :194 – 205, 2018.
- [119] Y. Morere, S. M Meliani, and G. Bourhis. Evaluation en simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique. In *Conférence Internationale Francophone d’Automatique CIFA2010*, Nancy, France, June 2010.
- [120] Y Morère, C Fritsch, S Remy, BM de Noordhout, and G 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.
- [121] Y Morère, G Bourhis, K Cosnuau, G Guilmois, E Rumilly, and E Blangy. View : a wheelchair simulator for driving analysis. *Assistive Technology*, 0(ja) :null, 2018. PMID : 30085901.
- [122] O Clot-Faybesse. Ergovie propose feego, aide á la conduite pour fauteuil roulant électrique. <https://www.faire-face.fr/2017/09/27/ergovie-feego-aide-conduite-fauteuil-electrique/>.
- [123] HG Stassen, J Dankelman, and CA Grimbergen. Open versus minimally invasive surgery : a man-machine system approach. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 21(4-5) :151–162, 1999.
- [124] M Wentink, LPS Stassen, I Alwayn, RJAW Hosman, and HG Stassen. Rasmussen’s model of human behavior in laparoscopy training. *Surgical endoscopy and other interventional techniques*, 17(8) :1241–1246, 2003.
- [125] R Moldovanu, E Târcoveanu, and C Bradea. Laparoscopic surgical training-a three stages model-. *Jurnalul de Chirurgie*, 9(1), 2013.
- [126] DC Dennett. The intentional stance. 1987. *Cambridge, MA*, 802, 1987.
- [127] DD Woods and E Hollnagel. *Joint cognitive systems : Foundations of cognitive systems engineering*. CRC Press, 2005.
- [128] SO Onyango, Y Hamam, K Djouani, B Daachi, and N Steyn. A driving behaviour model of electrical wheelchair users. *Computational intelligence and neuroscience*, 2016, 2016.
- [129] D. T McRuer, R. W Allen, D. H Weir, and 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.
- [130] T B Sheridan. Three models of preview control. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, (2) :91–102, 1966.

- [131] C C MacAdam. Application of an optimal preview control for simulation of closed-loop automobile driving. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 11(6) :393–399, 1981.
- [132] S. M. Meliani, Z. Sari, and G. Bourhis. Powered wheelchair. Human-machine system modelling. *Journal européen des systèmes automatisés JESA*, 43(3) :251–262, 2009.
- [133] M Plöchl and J Edelmann. Driver models in automobile dynamics application. *Vehicle System Dynamics*, 45(7-8) :699–741, 2007.
- [134] MF Land and DN Lee. Where we look when we steer. *Nature*, 369(6483) :742, 1994.
- [135] F Mars. Driving around bends with manipulated eye-steering coordination. *Journal of vision*, 8(11) :10–10, 2008.
- [136] DD Salvucci and R Gray. A two-point visual control model of steering. *Perception*, 33(10) :1233–1248, 2004.
- [137] RM Wilkie, JP Wann, and RS Allison. Active gaze, visual look-ahead, and locomotor control. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 34(5) :1150, 2008.
- [138] ER Boer. Tangent point oriented curve negotiation. In *Intelligent Vehicles Symposium, 1996., Proceedings of the 1996 IEEE*, pages 7–12. IEEE, 1996.
- [139] J Wann and M Land. Steering with or without the flow : is the retrieval of heading necessary? *Trends in cognitive sciences*, 4(8) :319–324, 2000.
- [140] J Steen, HJ Damveld, R Happee, MM van Paassen, and M Mulder. A review of visual driver models for system identification purposes. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2011 IEEE International Conference on*, pages 2093–2100. IEEE, 2011.
- [141] JP Wann and DK Swapp. Why you should look where you are going. *Nature neuroscience*, 3(7) :647, 2000.
- [142] E Donges. A two-level model of driver steering behavior. *Human factors*, 20(6) :691–707, 1978.
- [143] M Land and J Horwood. Which parts of the road guide steering? *Nature*, 377(6547) :339–340, 1995.
- [144] RR Mourant and TH Rockwell. Strategies of visual search by novice and experienced drivers. *Human factors*, 14(4) :325–335, 1972.
- [145] H Summala. Forced peripheral vision driving paradigm : evidence for the hypothesis that car drivers learn to keep in lane with peripheral vision. *Vision in vehicles*, 6 :51–60, 1998.
- [146] H Summala, T Nieminen, and M Punto. Maintaining lane position with peripheral vision during in-vehicle tasks. *Human factors*, 38(3) :442–451, 1996.
- [147] E Lehtonen, O Lappi, H Kotkanen, and H Summala. Look-ahead fixations in curve driving. *Ergonomics*, 56(1) :34–44, 2013.

- [148] C Wickens, J McCarley, and K Steelman-Allen. Nt-seev : A model of attention capture and noticing on the flight deck. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, volume 53, pages 769–773. Sage Publications Sage CA : Los Angeles, CA, 2009.
- [149] PM Van Leeuwen, R Happee, and JCF De Winter. Vertical field of view restriction in driver training : A simulator-based evaluation. *Transportation research part F : traffic psychology and behaviour*, 24 :169–182, 2014.
- [150] R Groner. Eye movements, attention and visual information processing : Some experimental results and methodological considerations. *Eye movement research : Physiological and psychological aspects*, pages 295–319, 1988.
- [151] MI Posner. Orienting of attention. *Quarterly journal of experimental psychology*, 32(1) :3–25, 1980.
- [152] PR Chapman and G Underwood. Visual search of driving situations : Danger and experience. *Perception*, 27(8) :951–964, 1998.
- [153] M Maltz and D Shinar. Eye movements of younger and older drivers. *Human factors*, 41(1) :15–25, 1999.
- [154] AL Yarbus. Eye movements during perception of complex objects. In *Eye movements and vision*, pages 171–211. Springer, 1967.
- [155] AS Cohen. Is the duration of an eye fixation a sufficient criterion referring to information input? *Perceptual and motor skills*, 1977.
- [156] MF Land and S Furneaux. The knowledge base of the oculomotor system. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B : Biological Sciences*, 352(1358) :1231–1239, 1997.
- [157] MF Land and M Hayhoe. In what ways do eye movements contribute to everyday activities? *Vision research*, 41(25-26) :3559–3565, 2001.
- [158] GP Bingham, K Hughes, and M Mon-Williams. The coordination patterns observed when two hands reach-to-grasp separate objects. *Experimental brain research*, 184(3) :283–293, 2008.
- [159] F Mars and J Navarro. Where we look when we drive with or without active steering wheel control. *PLoS One*, 7(8) :e43858, 2012.
- [160] SI Ktena, W Abbott, and AA Faisal. A virtual reality platform for safe evaluation and training of natural gaze-based wheelchair driving. In *Neural Engineering (NER), 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on*, pages 236–239. IEEE, 2015.
- [161] N Louam, DA Wilson, and RS Sharp. Optimal control of a vehicle suspension incorporating the time delay between front and rear wheel inputs. *Vehicle system dynamics*, 17(6) :317–336, 1988.
- [162] G. Prokop and R. S. Sharp. Performance enhancement of limited-bandwidth active automotive suspensions by road preview. In *Proceedings IEEE International Conference on Control Theory and Applications*, volume 142, pages 140–148, 1995.

- [163] F. Fujii and K. Wada. For a better maneuverability of the electrically powered wheelchair-a pilot-model based approach. In *Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science. MHS 2003.*, pages 125–132, 2003.
- [164] C. Foulard, S. Gentil, and J P Sandraz. *Commande et régulation par ordinateur numérique*. Eyrolles, France, 5ème edition edition, 1987.
- [165] H. Kwakernaak and R. Sivan. *Linear optimal control systems*, volume 188. Wiley-Interscience New York, 1972.
- [166] P. Lancaster and L. Rodman. *Algebraic Riccati equations*. Clarendon Press, 1995.
- [167] PM Van Leeuwen, R Happee, and JCF 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.
- [168] JW Muttart, DL Fisher, AP Pollatsek, and J Marquard. Comparison of anticipatory glancing and risk mitigation of novice drivers and exemplary drivers when approaching curves. In *Proceedings of the 7th International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment*, pages 212–218. University of Iowa, 2013.
- [169] AK Pradhan, KR Hammel, R DeRamus, A Pollatsek, DA Noyce, and DL Fisher. Using eye movements to evaluate effects of driver age on risk perception in a driving simulator. *Human factors*, 47(4) :840–852, 2005.
- [170] A Doshi and MM Trivedi. On the roles of eye gaze and head dynamics in predicting driver’s intent to change lanes. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 10(3) :453–462, 2009.
- [171] J Kalermo, V-M NURKKALA, K Koskela, and T Järvillehto. Driving characteristics and development of anticipation of experienced and inexperienced drivers when learning a route in a driving simulator. *Actes INRETS*, pages 105–111, 2012.
- [172] SD Rogers, EE Kadar, and A Costall. Gaze patterns in the visual control of straight-road driving and braking as a function of speed and expertise. *Ecological Psychology*, 17(1) :19–38, 2005.
- [173] LR Young and D Sheena. Survey of eye movement recording methods. *Behavior research methods & instrumentation*, 7(5) :397–429, 1975.
- [174] M Soliday. Driver’s eye movements : A literature review, appendix d in : Driver license and testing, Johns. Technical report, TR and Allen, JA, Jr., Highway Safety Research Center, University of North Carolina, 1971.
- [175] AS Cohen and H Studach. Eye movements while driving cars around curves. *Perceptual and motor skills*, 44(3) :683–689, 1977.
- [176] K Rayner. Eye movements in reading and information processing : 20 years of research. *Psychological bulletin*, 124(3) :372, 1998.
- [177] P Cipresso, P Meriggi, L Carelli, F Solca, D Meazzi, B Poletti, D Lulé, AC Ludolph, Riva, and V Silani. The combined use of brain computer interface and eye-tracking technology for cognitive assessment in amyotrophic lateral sclerosis. In *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2011 5th International Conference on*, pages 320–324. IEEE, 2011.

- [178] A Calvo, A Chiò, E Castellina, F Corno, L Farinetti, P Ghiglione, V Pasian, and A Vignola. Eye tracking impact on quality-of-life of als patients. In *International Conference on Computers for Handicapped Persons*, pages 70–77. Springer, 2008.
- [179] RJK Jacob. Eye tracking in advanced interface design. *Virtual environments and advanced interface design*, pages 258–288, 1995.
- [180] M Sodhi, B Reimer, JL Cohen, E Vastenburger, R Kaars, and S Kirschenbaum. On-road driver eye movement tracking using head-mounted devices. In *Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications*, pages 61–68. ACM, 2002.
- [181] Q Ji and X Yang. Real-time eye, gaze, and face pose tracking for monitoring driver vigilance. *Real-time imaging*, 8(5) :357–377, 2002.
- [182] T Ohno, N Mukawa, and A Yoshikawa. Freegaze : a gaze tracking system for everyday gaze interaction. In *Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications*, pages 125–132. ACM, 2002.
- [183] CH Morimoto, D Koons, A Amir, and M Flickner. Pupil detection and tracking using multiple light sources. *Image and vision computing*, 18(4) :331–335, 2000.
- [184] Z Zhu, K Fujimura, and Q Ji. Real-time eye detection and tracking under various light conditions. In *Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications*, pages 139–144. ACM, 2002.
- [185] A Pérez, ML Córdoba, A Garcia, R Méndez, ML Munoz, JL Pedraza, and F Sanchez. A precise eye-gaze detection and tracking system. *UNION Agency*, 2003.
- [186] T Ohno and N Mukawa. A free-head, simple calibration, gaze tracking system that enables gaze-based interaction. In *Proceedings of the 2004 symposium on Eye tracking research & applications*, pages 115–122. ACM, 2004.
- [187] AC Eliasson, L Krumlinde-Sundholm, B Rösblad, E Beckung, M Arner, A-M Öhrvall, and P 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.
- [188] E Wood and P 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.
- [189] E Morice. Tests de normalite d’une distribution observée. *Rev Stat Appl*, 20 :5–25, 1972.
- [190] 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*, 38 :100 – 107, 2017.