

Université Aboubekr Belkaïd – Tlemcen



Faculté de Technologie

Thèse

En Cotutelle avec l'Université Paul Verlaine – Metz



Pour obtenir le grade de

Docteur Es - Sciences

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

Mohammed Amine HADJ ABDELKADER

INTERFACES HAPTIQUES EN TACHES DE CONTROLE POUR PERSONNES HANDICAPES MOTEURS

Soutenue le 09/11/2011 devant la commission d'examen:

M. Nouredine GHOUALI (Professeur)	Président.
M. Eric MONACELLI (Maître de conférences – HdR)	Rapporteur.
M. Nasreddine BERRACHED (Professeur)	Rapporteur.
M. Guy BOURHIS (Professeur des universités)	Directeur de thèse.
M. Brahim CHERKI (Maître de conférences – HdR)	Directeur de thèse.

Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales – LASC

Laboratoire d'Automatique de Tlemcen – LAT



Mohammed Amine HADJ ABDELKADER
25/10/2011

Remerciements

Le travail présenté dans ce mémoire a été mené au Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales (LASC) de l'université Paul Verlaine - Metz et au Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT) de l'université Aboubekr Belkaïd - Tlemcen. Je remercie toute personne ayant porté un intérêt à ce travail ou contribué de près ou de loin à son aboutissement.

Je remercie particulièrement M. Guy BOURHIS, Professeur à l'université Paul Verlaine - Metz, de m'avoir accueilli au laboratoire LASC, d'avoir proposé et dirigé cette thèse avec justesse et détermination, et de m'avoir accordé sa confiance et son soutien. Je le remercie aussi pour son écoute patiente et ses conseils précieux et je lui témoigne ma sincère reconnaissance.

Je remercie M. Brahim CHERKI, Maître de conférences HDR à l'université Aboubekr Belkaïd - Tlemcen, de m'avoir attribué une place au sein du LAT et d'avoir accepté de codiriger ce travail. Ses conseils éclairés, son écoute et son soutien ont été indispensables à l'achèvement de ce travail tout autant que ses enseignements riches et ses connaissances remarquables qui ont bien marqué ma formation. Je lui témoigne ma sincère gratitude.

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

Je suis honoré et je remercie sincèrement M. Noureddine GHOUALI, Professeur à l'université Aboubekr Belkaïd - Tlemcen, d'avoir accepté d'examiner cette thèse. Je le remercie aussi pour son accueil au LAT et pour sa générosité dont je lui serais toujours reconnaissant.

Je remercie les membres du laboratoire LASC, M. Alain PRUSKI, Mme Odile HORN, M. Olivier HABERT, M. Yann MORERE, M. Pierre PINO, Mme Choubeila MAAOUI, M. Etienne LOSSON, M. Camille DIOU pour leur aide et leur sympathie.

Je remercie également les membres du LAT, en particulier Mme Amel CHOUKCHOU BRAHAM, M. Boumediene YAGOUBI, M. Hamid BENSALAH, Mme Sihem BESSEGHIR, M. Lotfi BAGHLI, Boumediene, Abdelhak et Sidi Mohammed pour leur amitié, leur sympathie et leur soutien.

Merci aux amis que j'ai connu durant ces trois dernières années : Régis, Faiza, M'hammed, Saber, Herizo, Wahida et Souhir. Merci à Pascal et à Laurence pour leur humour et leur convivialité. Merci à mes deux camarades Frédéric et Carlos Jr. pour leur agréable et inoubliable compagnie, pour l'aide qu'ils m'ont fournie et pour les connaissances enrichissantes que j'ai acquises grâce à eux.

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

Table des matières

Remerciements	3
Liste des Figures	8
Liste des Tableaux	11
Introduction générale.....	13
Structure du mémoire	14
1. Etat de l'art.....	17
1.1 Fauteuil roulant intelligent.....	17
1.2 Interfaces haptiques.....	23
1.2.1 Types d'interfaces haptiques.....	23
1.2.2 L'haptique en rééducation et réadaptation	27
1.2.3 L'haptique en tâche de contrôle	31
1.2.4 L'haptique sur fauteuil roulant.....	33
1.2.5 Conclusion	37
1.3 Modèles pour les tâches de contrôle	38
1.3.1 Modèle à trois niveaux de Rasmussen	39
1.3.2 Modèle Crossover.....	40
1.3.3 Modèle OPCM	42
1.4 Conclusion	46
2. Méthodologie	48
2.1 Description et modélisation du Fauteuil VAHM.....	48
2.1.1 Description du VAHM	48
2.1.2 Modèle cinématique	51
2.1.3 Modèle dynamique	56
2.2 Méthodologie de calcul du retour d'effort	59
2.2.1 Contexte de l'application.....	59
2.2.2 Boucle de commande	60
2.2.3 Algorithmes de calcul du retour d'effort.....	63
2.2.4 Implémentation.....	68
2.3 Protocole expérimental.....	76
2.3.1 Parcours expérimental	77
2.3.2 Critères de performance	81
2.4 Conclusion	84

3.	Evaluation expérimentale	86
3.1	Conduite avec le Joystick.....	87
3.1.1	Résultats pour la Zone 1	87
3.1.2	Résultats pour la Zone 2	90
3.1.3	Résultats pour la Zone 3	93
3.1.4	Résultats sur le parcours complet	95
3.1.5	Conclusion sur les résultats du joystick.....	98
3.2	Conduite avec le PHANToM Omni.....	100
3.2.1	Résultats pour la Zone 1	100
3.2.2	Résultats pour la zone 2	103
3.2.3	Résultats pour la Zone 3	106
3.2.4	Résultats pour le parcours complet	108
3.2.5	Conclusion sur les résultats du PHANToM	112
3.3	Comparaison des résultats du Joystick et du PHANToM	113
3.4	Conclusion	115
4.	Modélisation de la tâche de contrôle	117
4.1	Le simulateur	118
4.2	Modèle Crossover.....	119
4.2.1	Application et résultats	121
4.2.2	Conclusion sur les résultats du Crossover	123
4.3	Modèle OPCM	124
4.3.1	Formulation du modèle OPCM.....	125
4.3.2	Application et résultats	131
4.3.3	Conclusion sur les résultats de l'OPCM	137
4.4	Conclusion	138
	Conclusion générale	140
	Perspectives.....	142
	Annexes	144
A.	PHANToM Omni	145
B.	Méthode TLX	146
C.	Tests non paramétriques.....	148
	Références.....	153
	Résumé	162
	Abstract	162

Liste des Figures

Figure 0.1: Etapes de l'étude (ce mémoire traite de l'étape 2 (en gras)).	15
Figure 1.1: Le prototype Navchair	19
Figure 1.2: VAHM 2	19
Figure 1.3: VAHM 3	20
Figure 1.4: Un prototype du CALL Center, université d'Edinburgh (Ecosse).	21
Figure 1.5: Prototype de fauteuil intelligent de (Ju, Shin, et E. Y Kim 2009).	21
Figure 1.6: Le PHANToM Omni de SensAble.	25
Figure 1.7: Le gant CyberGrasp.	26
Figure 1.8: La souris Wingman™ de Logitech©.	26
Figure 1.9: Joysticks à retour d'effort : (a) Microsoft SideWinder 2 (à gauche) - (b) Impulse Stick (à droite).	27
Figure 1.10: Synoptique d'une tâche de compensation.	38
Figure 1.11: Modèle à trois niveaux de performance de l'opérateur humain d'après (Rasmussen 1983)	40
Figure 1.12: Acquisition des données (Modèle OPCM de Sharp).	42
Figure 1.13: Structure du contrôleur optimal à temps discret (Modèle OPCM de Sharp).	43
Figure 1.14: Structure du système pilote-véhicule / trajectoire avec la formulation de la commande optimale à prévision et anticipation (Modèle OPCM de Sharp).	44
Figure 2.1: Télémètre laser Hokuyo URG-04LX de dimension (50 × 50 × 70 mm ³).	48
Figure 2.2: Fauteuil VAHM 3 instrumenté (100cm×70cm).	49
Figure 2.3: Posture q du prototype : $q = x(t)y(t)\theta(t)T$.	51
Figure 2.4: Convention de signe pour l'angle de rotation d'une roue motrice.	52
Figure 2.5: Posture du fauteuil par rapport à un repère global (\mathcal{R}_0).	53
Figure 2.6: Variation de la posture du fauteuil entre deux instants d'échantillonnage.	54
Figure 2.7: Déplacement du fauteuil sur une surface inclinée d'un angle ψ .	57
Figure 2.8: Région couverte par le télémètre laser.	61
Figure 2.9: Schéma de principe de la commande haptique.	62
Figure 2.10: Posture du fauteuil dans la grille virtuelle.	64
Figure 2.11: Construction de l'histogramme polaire.	65
Figure 2.12: Histogramme polaire avec 48 secteurs.	66
Figure 2.13: Fonctionnement du joystick à retour d'effort.	70
Figure 2.14: Interprétation des axes du joystick.	71
Figure 2.15: Contrôle du fauteuil avec le PHANToM.	73
Figure 2.16: Fauteuil VAHM avec le joystick à retour d'effort SideWinder2.	74
Figure 2.17: Fauteuil VAHM avec le PHANToM Omni.	75
Figure 2.18: Parcours expérimental - Zone 1.	78
Figure 2.19: Parcours expérimental - Zone 2.	79
Figure 2.20: Parcours expérimental - Zone 3.	80
Figure 3.1: Zone 1 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).	87
Figure 3.2: Zone 1 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).	88
Figure 3.3: Zone 1 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).	88
Figure 3.4: Zone 1 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).	89

Figure 3.5: Zone 2 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).....	90
Figure 3.6: Zone 2 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).	91
Figure 3.7: Zone 2 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).	91
Figure 3.8: Zone 2 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).....	92
Figure 3.9: Zone 3 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).....	93
Figure 3.10: Zone 3 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).	94
Figure 3.11: Zone 3 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).	94
Figure 3.12: Zone 3 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).....	95
Figure 3.13: Moyennes des temps par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).	96
Figure 3.14: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots (Joystick).....	96
Figure 3.15: Nombre de collisions par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).....	97
Figure 3.16: Moyennes des taux de suivi par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).	97
Figure 3.17: Résultats des évaluations de la charge de travail pour chaque mode de conduite (Joystick).....	98
Figure 3.18: Zone 1 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).	100
Figure 3.19: Zone 1 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).....	101
Figure 3.20: Zone 1 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).	101
Figure 3.21: Zone 1 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).	102
Figure 3.22: Zone 2 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).	103
Figure 3.23: Zone 2 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).....	104
Figure 3.24: Zone 2 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).	104
Figure 3.25: Zone 2 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).	105
Figure 3.26: Zone 3 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).	106
Figure 3.27: Zone 3 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).....	107
Figure 3.28: Zone 3 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).	107
Figure 3.29: Zone 3 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).	108
Figure 3.30: Moyennes des temps par utilisateur pour le parcours complet (PHANToM).....	109
Figure 3.31: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots (PHANToM).	109
Figure 3.32: Nombre de collisions par utilisateur pour le parcours complet (PHANToM).	110
Figure 3.33: Moyennes des taux de suivi pour le parcours complet (PHANToM).	110
Figure 3.34: Résultats des évaluations de la charge de travail pour chaque mode de conduite (PHANToM).....	111
Figure 3.35: Moyennes des temps par utilisateur sur le parcours complet en mode actif.	113
Figure 3.36: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots en mode actif.	114
Figure 3.37: Nombre de collisions par utilisateur sur le parcours complet en mode actif.	114
Figure 4.1: Interface graphique du simulateur: vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite).....	118
Figure 4.2: Trajectoire parfaitement modélisée par le Crossover (les trajectoires réelle et modélisée sont superposées).	122
Figure 4.3: Début d'instabilité sur une trajectoire modélisée par le modèle Crossover.	122
Figure 4.4: Schéma fonctionnel du système pilote - véhicule (modèle OPCM).....	128
Figure 4.5: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un Tp insuffisant.	132
Figure 4.6: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un Tp excessif.....	132
Figure 4.7: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un Tp correct.....	133
Figure 4.8: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 0.4 m/s.	135

Figure 4.9: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 1 m/s	135
Figure 4.10: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 1.6 m/s	136
Figure 4.11: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 2.12 m/s	136

Liste des Tableaux

Tableau 2.1: Symboles utilisés dans le modèle dynamique du FRE.	58
Tableau 2.2: Caractéristiques dimensionnelles du parcours expérimental.	77
Tableau 2.3: Composantes de la TLX avec échelles et définitions	83
Tableau 3.1: Zone 1 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney)	87
Tableau 3.2: Zone 2 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney).	90
Tableau 3.3: Zone 3 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney).	93
Tableau 3.4: Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois modes pour le parcours complet pour le joystick (Mann-Whitney).....	95
Tableau 3.5: Zone 1 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney).	100
Tableau 3.6: Zone 2 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney)	103
Tableau 3.7: Zone 3 – Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney)	106
Tableau 3.8: Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois modes pour le parcours complet avec le PHANToM (Mann-Whitney).	108
Tableau 3.9: Comparaison entre le Joystick et le PHANToM pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) sur le parcours complet en mode actif (test de Mann-Whitney).	113
Tableau 4.1: Résultats pour le modèle OPCM.....	134

Introduction générale

Les Fauteuils Roulants Electriques (FRE) ont permis à nombre de personnes atteintes de déficits moteurs sévères (accidentels ou issus de pathologies neuromusculaires) de pallier leur handicap de mobilité. Ceci a eu des répercussions positives sur leur qualité de vie en raison des divers champs d'activités devenus accessibles et grâce aussi à l'amélioration des facilités d'accès de ces véhicules à certains bâtiments comme les bâtiments publics.

Cependant, il existe des niveaux de déficiences motrices qui peuvent altérer la coordination et la précision dans les mouvements des membres et nuire de ce fait à la qualité du contrôle moteur, ce qui provoque chez les personnes qui en sont atteintes des difficultés dans la conduite de leur fauteuil et dans les tâches de contrôle en général. Pour permettre à ces personnes de retrouver une mobilité autonome, de nombreux chercheurs se sont intéressés au développement de fauteuils dits "intelligents", qui sont dotés de fonctionnalités automatiques ou semi-automatiques.

A l'heure actuelle, de très nombreux prototypes ont vu le jour mais aucun transfert technologique n'a eu lieu, du fait notamment des problèmes de sécurité et de fiabilité de ces systèmes et de leur adaptabilité aux personnes puisque les niveaux de déficiences motrices varient de manière non négligeable d'un individu à un autre. D'un autre côté, des problèmes d'acceptabilité psychologique de ces systèmes apparaissent souvent pour les utilisateurs concernés. En effet, certains d'entre eux appréhendent de déléguer la tâche de conduite à la machine et de ne pas pouvoir agir de manière continue sur les mouvements du système. D'autres, préfèrent exploiter au mieux leurs capacités motrices résiduelles.

A ces utilisateurs, nous proposons une conduite assistée qui leur permet d'intervenir en continu sur le système. Notre approche consiste à introduire un retour haptique sur l'interface de commande du FRE. Le contrôle du fauteuil est dans ce cas entièrement à la charge de l'utilisateur, la machine se contente de lui transmettre des informations haptiques pour enrichir le retour visuel naturel. Ainsi, les limites techniques et psychologiques de la conduite automatisée n'apparaissent plus. Notons qu'en aucun cas on ne force les mouvements de l'utilisateur ou on ne l'oblige à se diriger dans des directions qu'il ne souhaite pas prendre.

Ce type d'assistance est commun dans les aides techniques destinées aux personnes non-voyantes, où les informations haptiques viennent compenser le manque d'informations visuelles et permettent ainsi aux personnes concernées d'améliorer leur interaction avec l'environnement extérieur. Plusieurs technologies de réadaptation ont été développées dans ce sens et ont permis une évolution considérable dans ce domaine. Il est également courant de retrouver cette assistance haptique dans les activités de rééducation, souvent post-traumatique, où elle intervient par un guidage et une réorientation des mouvements sous un contrôle médical approprié. Les enfants atteints d'infirmités motrices cérébrales peuvent également bénéficier des avantages de cette technologie. La réadaptation des personnes handicapés moteurs par assistance haptique n'a par contre été que peu explorée.

Nous souhaitons donc apporter notre contribution à ce domaine, par une étude complète de cette approche qui vise à explorer les potentialités d'une commande haptique en réadaptation des personnes handicapés moteurs, avec des considérations sur l'adaptabilité de la technique à

l'ensemble des FRE existants et sur les aspects coopératifs du système final. Notons que ce type de contrôle est courant dans les applications de télé-opération de robots mobiles et/ou de manipulateurs et que ses effets positifs sur la qualité du contrôle sont prouvés.

Afin de valider notre approche, nous allons tenter de démontrer que les performances de conduite à l'aide d'un effecteur haptique sont améliorées de façon significative par rapport à une conduite classique du fauteuil. Cette analyse doit se dérouler en plusieurs étapes afin d'explorer de façon pertinente tous les aspects de cette technique. En premier lieu, il est nécessaire de la réaliser et de l'évaluer en simulation. C'était l'objet du travail réalisé par (Sahnoun 2007) qui a utilisé un joystick à retour d'effort pour simuler la conduite assistée et a testé plusieurs algorithmes pour calculer la force de retour. Les résultats des expérimentations sur des personnes valides ont été positifs et nous ont apporté plusieurs indications sur les avantages de la conduite assistée. Ceci nous a mené à la poursuite de cette étude par une évaluation en conditions réelles d'utilisation qui constitue l'objectif principal de notre travail. A travers cet exercice, nous allons tenter de mettre en lumière les contraintes de l'implémentation réelle et pratique de cette technique. Nous nous proposons également d'utiliser un dispositif haptique supplémentaire et de tester un autre mode d'assistance haptique. Ce mémoire présente donc les aspects théoriques, méthodologiques et pratiques de cette étude et les résultats qui en ont découlé.

Si la présente étude s'avère concluante, il deviendra indispensable d'évaluer cette nouvelle approche avec des personnes handicapés moteurs. Ceci se fera en simulation pour des raisons de sécurité et des raisons pratiques (meilleure répétabilité, enregistrement et analyse des données facilités). Notre travail de thèse dans ce contexte a donc un objectif secondaire qui est d'améliorer le simulateur afin qu'il corresponde au mieux aux conditions réelles d'utilisation. La Figure 0.1 présente les étapes du projet dans sa globalité.

Structure du mémoire

Le présent document est composé de 4 chapitres et est organisé de la manière suivante :

Tout d'abord, un état de l'art est établi avec un aperçu des travaux de recherches portant sur les fauteuils intelligents dans lequel les prototypes les plus connus et les plus complets sont rappelés et leurs caractéristiques sont évoquées. Ensuite, nous citons les travaux mettant en application les interfaces haptiques avec un regard sur leurs applications en réadaptation et en rééducation des personnes handicapés moteurs. Nous parlons également de l'utilisation de ces interfaces en tâches de contrôle et citons les études qui ont été menées sur le contrôle direct ou télé-opéré de robots mobiles et les résultats auxquels elles ont abouti. Nous terminons ce chapitre par la présentation de quelques modèles du système humain – machine dans des tâches de contrôle qui nous aideront à interpréter nos résultats expérimentaux.

Le deuxième chapitre présente la méthodologie générale de notre travail. Le système et ses composantes sont décrits, de même que les structures des dispositifs utilisés et leur mise en application. Le contexte général du travail est également présenté et schématisé ainsi que l'algorithme de commande avec les contraintes d'adaptation et d'implémentation pratique dans ses deux aspects : matériel et logiciel. Le protocole expérimental est finalement établi et les environnements de tests présentés, avec les critères de performance retenus qui permettront d'analyser les résultats expérimentaux.

Nous présentons l'évaluation pratique dans le troisième chapitre de ce mémoire. Les résultats de toutes les conditions expérimentales sont exposés sous formes d'illustrations graphiques. Ils sont analysés et discutés afin d'en déduire les caractéristiques, les avantages et les inconvénients de notre approche par rapport à un contrôle classique de FRE.

Le dernier chapitre porte sur la modélisation de la tâche de contrôle de ce système humain – machine, ceci dans le but d'apporter un support théorique à l'analyse des résultats expérimentaux présentés précédemment. Cette analyse se base sur les modèles pilote-véhicule décrits dans la littérature. Le mémoire est clôturé par une conclusion sur le travail effectué et une présentation des perspectives et des travaux futurs envisagés sur le même thème.

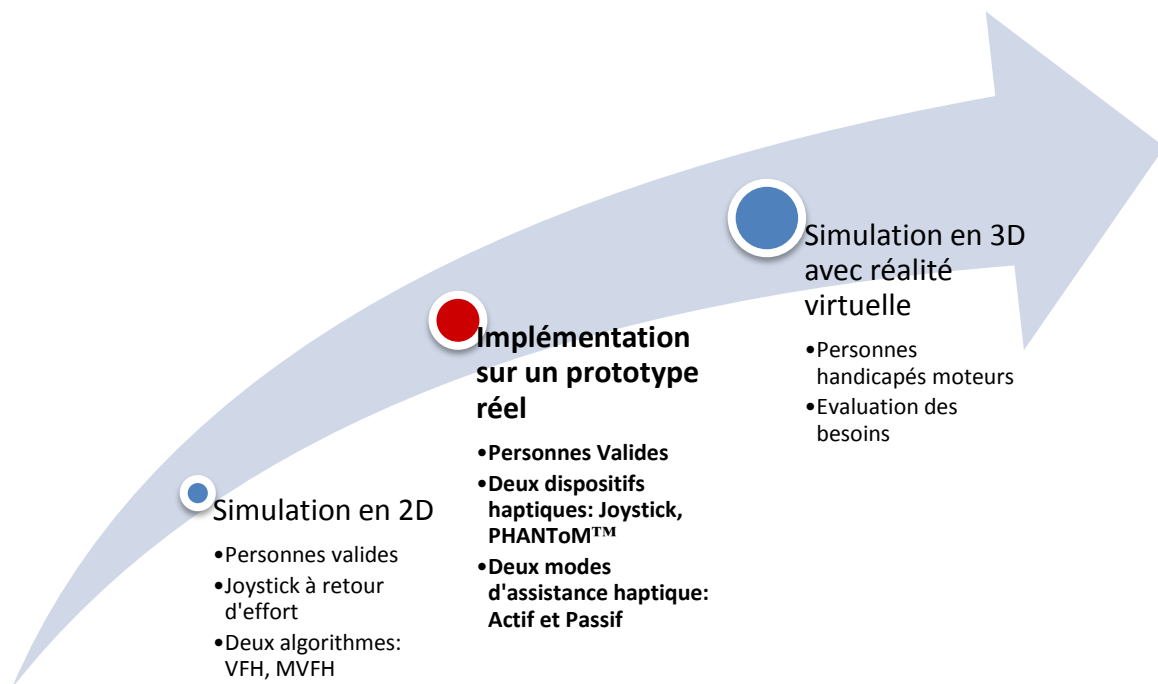


Figure 0.1: Etapes de l'étude (ce mémoire traite de l'étape 2 (en gras)).

1. Etat de l'art

Des avancées techniques considérables ont été accomplies dans le domaine de l'aide à la mobilité pour les personnes handicapés moteurs. Ces avancées se sont manifestées notamment par l'apparition de fauteuils roulants dits "intelligents" (section 1.1) qui s'inspirent principalement des méthodes issues de la robotique mobile. D'un autre côté, la puissance des systèmes informatiques modernes a donné des nouvelles perspectives à la recherche en interaction humain – machine. Ainsi, l'avènement des technologies haptiques (section 1.2) a ouvert de nombreuses perspectives de recherche dans le contexte des systèmes coopératifs humain – machine, contexte dans lequel s'inscrit naturellement le cas d'une personne handicapée utilisant un fauteuil roulant.

Dans ce qui suit, nous présentons un état de l'art des fauteuils roulant intelligents et des technologies et interfaces haptiques qui se réfèrent aux domaines de la réadaptation ou de la rééducation des personnes handicapés moteurs. Nous présentons également les modèles utilisés pour décrire le comportement humain dans les tâches de contrôle dans les systèmes humain – machine ainsi que les travaux qui visent l'étude de l'influence de l'assistance haptique sur ces tâches et plus particulièrement sur les tâches de conduite. Nous citerons les travaux les plus pertinents dans ces domaines pour mieux illustrer les aspects liés à notre problématique.

1.1 Fauteuil roulant intelligent

Le fauteuil roulant électrique (FRE) est devenu d'usage courant pour l'assistance des personnes handicapées et des personnes âgées. Il fournit une large mobilité aux individus, leur permet d'interagir avec la communauté, de participer aux activités sociales et améliore leur qualité de vie (Ding et R.A Cooper 2005). Bien que plusieurs types de fauteuil aient été proposés dans la littérature, leurs dynamiques et leurs structures restent souvent très proches (Borgolte et al. 1998) : une base mobile avec deux roues motrices et deux roues directrices.

En conduite de FRE, l'utilisateur perçoit l'environnement, planifie sa trajectoire sans collision avec les obstacles et envoie un signal de contrôle à travers le dispositif de commande afin de diriger le fauteuil dans la direction choisie. Il doit également contrôler la vitesse d'avance du fauteuil en fonction de sa configuration actuelle. Ainsi, la consigne peut s'exprimer par deux signaux de vitesses, linéaire et angulaire.

Le joystick est l'interface de contrôle de FRE la plus courante. Le choix d'une interface ou d'un moyen de contrôle (main, pied, épaule, langue,...) nécessite plusieurs évaluations (R. A Cooper 2002). Pour une personne qui a une bonne dextérité manuelle, le contrôle du fauteuil pourra se faire assez facilement avec un joystick standard. L'introduction de régulateurs classiques entre l'interface de commande et l'étage de puissance est également envisageable afin d'ajuster les réponses du fauteuil selon un comportement souhaité (en compromis entre des trajectoires plus lisses et des temps de réaction moins longs). Un filtrage passe-bas peut éventuellement être inclus afin de réduire les effets des tremblements et des vibrations.

Pour des personnes sévèrement handicapées, ou atteintes d'un déficit moteur au niveau des membres supérieurs, des commandes discrètes peuvent être utilisées, au prix d'une perte dans la maniabilité et d'une restriction dans les déplacements possibles. Cette partie de la population est

constituée notamment de personnes atteintes d'infirmité motrice cérébrale, de lésions de haut-niveaux à la moelle épinière, de sclérose en plaques, de lésions cérébrales ou d'accidents vasculaires cérébraux. Les personnes âgées peuvent aussi être parmi cette population.

Pour permettre un contrôle de FRE plus adapté à ces personnes et répondre à leurs besoins de mobilité, de nombreux chercheurs ont tenté de développer des "fauteuils intelligents" (Levine et al. 1999; Nisbet et al. 1996; Ding et R.A Cooper 2005). Un fauteuil intelligent est une plate-forme motorisée munie d'un fauteuil, conçue de manière à "assister" une personne handicapée dans ses déplacements. Un système de commande remplace ou renforce le contrôle de l'humain, afin de réduire ou d'éliminer les actions de conduite conventionnelles effectuées par l'utilisateur. Généralement, un fauteuil intelligent est commandé par un système informatique, est équipé d'un ensemble de capteurs et applique des techniques de commande issues de la robotique mobile. Ces plateformes mobiles sont donc destinées à des personnes pour lesquelles, du fait de leurs déficiences motrices, la conduite d'une FRE classique est difficile ou impossible. Elles peuvent également être utilisées par les utilisateurs atteints de troubles cognitifs, tels que la démence¹ où l'évitement d'obstacles permet d'éviter les commandes inadéquates qui risquent de provoquer des collisions.

Les fauteuils intelligents utilisent généralement des télémètres ultrasonores, infrarouges ou lasers pour détecter les obstacles et modifier les commandes de conduite appliquées par l'utilisateur afin d'éviter toute collision de la plate-forme mobile avec les personnes et les objets présents dans leur entourage. Quelques fauteuils intelligents sont équipés de bras robotisés utilisés pour manipuler des objets ou, par exemple, saisir des poignées de portes. Certains utilisent les techniques de vision par ordinateur pour détecter des balises ou assister la navigation. La plupart de ces prototypes ont été développés autour de modèles de FRE commerciaux, en leur intégrant une panoplie d'instruments électroniques, de capteurs extéroceptifs et intéroceptifs, et un ordinateur pour l'exécution des commandes.

(R. C Simpson 2005) établit une liste des fauteuils intelligents développés par les laboratoires de recherche jusqu'à 2005. Ce travail présente également un état de l'art sur les différentes technologies utilisées par les chercheurs pour implémenter les comportements nécessaires aux fonctionnements des prototypes, les capteurs et instruments électroniques ayant permis la collecte d'informations intéroceptives et extéroceptives pour la construction de bases de connaissances pour les algorithmes de navigation, ainsi que les techniques de contrôle ayant assuré la stabilité, l'efficacité et la robustesse de ces systèmes vis-à-vis des contraintes de navigation. Parmi les modèles de fauteuils intelligents les plus réussis, on peut citer le prototype Navchair (Levine et al. 1999) basé sur le modèle commercial Lancer™, et équipé de capteurs à ultrasons et d'un ordinateur (Figure 1.1). Il exécute principalement un comportement d'évitement d'obstacles basé sur la méthode VFH (Vector Field Histogram) développée par (Borenstein et Koren 1991). (R. Simpson et al. 2004) ont développé un module nommé SWCS (Smart Wheelchair Component System) qui fournit des fonctionnalités autonomes adaptables à la majorité des modèles de FRE. Composé de capteurs infrarouges, ultrasonores et de bumpers, il permet d'assister les utilisateurs dans la navigation en environnement d'intérieur.

¹ La démence est une réduction acquise des capacités cognitives suffisamment importante pour retentir sur la vie de la personne et entraîner une perte d'autonomie.



Figure 1.1: Le prototype Navchair

Le projet VAHM (Véhicule Autonome pour personnes Handicapés Moteurs) du laboratoire LASC a implémenté successivement 3 fauteuils intelligents. Le premier qui n'est plus en service, était composé d'une base Robuter™ sur laquelle était monté un fauteuil. Il réalisait une navigation autonome et semi autonome (Bourhis et al. 2001). Les deux autres fauteuils intelligents sont des modèles du commerce. Le VAHM2, issu d'un modèle PowerPush™ à traction avant (Figure 1.2), est équipé de 16 capteurs à ultrasons répartis autour du fauteuil et d'un PC industriel et peut réaliser une navigation semi-autonome : il utilise différents comportements avec une sélection automatique basée sur l'utilisation d'une base de cas (Habert et Pruski 2000). Cette base contient, entre autres, les comportements d'évitement d'obstacles, de suivi de mur et de suivi de direction. Cette même instrumentation et ces mêmes comportements ont été implémentés sur le VAHM3 (Figure 1.3), basé sur un modèle Storm™ à traction arrière. Puis, avec la disponibilité de nouveaux capteurs plus accessibles et plus performants et l'avènement d'une technologie informatique fiable et rapide, ce fauteuil a été doté d'un télémètre laser et d'une caméra vidéo qui ont facilité l'implémentation de



Figure 1.2: VAHM 2



Figure 1.3: VAHM 3

comportements plus robustes. Ainsi, des comportements de passage de porte et de suivi de mur (gauche et droit, vers l'avant et vers l'arrière) ont été implémentés sur ce prototype (Leishman, Horn, et Bourhis 2009). L'interface de contrôle a aussi été travaillée pour devenir plus simple et plus intuitive d'usage (Leishman, Horn, et Bourhis 2010).

Il existe peu de modèles de fauteuils intelligents disponibles sur le marché et ce en dépit des différentes recherches qui ont été faites dans ce domaine. Deux compagnies américaines Applied AI© et ActiveMedia© vendent des fauteuils intelligents pour laboratoires de recherche, mais aucun des systèmes n'est prévu pour un usage extérieur. Le centre CALL de l'université d'Edinburgh en Ecosse (Figure 1.4)², spécialiste en communication et technologies d'assistance, a développé un fauteuil avec des bumpers, un capteur ultrasonore et la capacité de suivre une piste tracée sur le sol pour l'utiliser dans un programme d'entraînement à la mobilité sur fauteuils roulants (Nisbet et al. 1996). Ce fauteuil est commercialisé au Royaume Uni et en Europe par Smile Rehab, Ltd.© (Berkshire, UK) sous le nom « Smart Wheelchair ». La « Smart Box » commercialisée par la même entreprise est compatible avec certains fauteuils électriques afin de leur donner un comportement similaire.

² <http://www.callscotland.org.uk/about-us/Projects/Smart-Wheelchair/>



Figure 1.4: Un prototype du CALL Center, université d'Edinburgh (Ecosse).

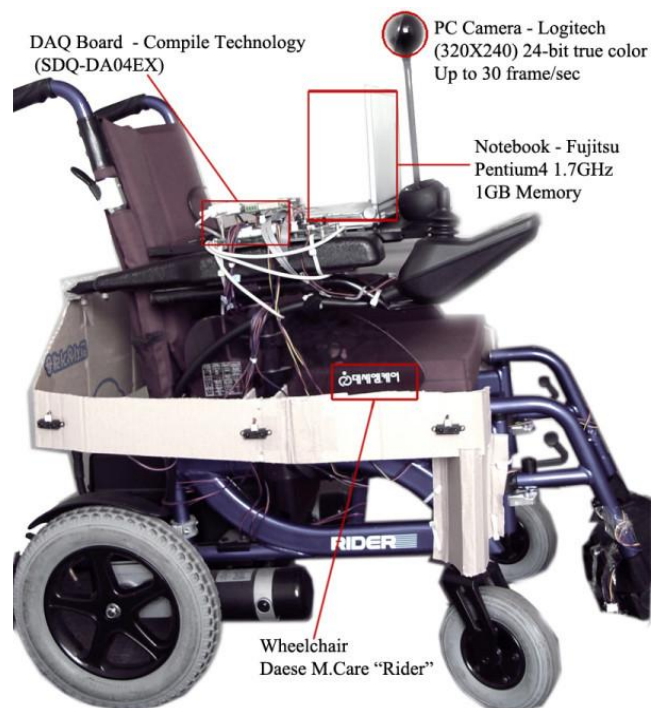


Figure 1.5: Prototype de fauteuil intelligent de (Ju, Shin, et E. Y Kim 2009).

Ces travaux sur les fauteuils intelligents proposent souvent de fournir une navigation complète ou semi autonome en incorporant un panel de comportements prédéfinis au fauteuil : l'utilisateur est amené à sélectionner la tâche qu'il souhaite exécuter sur une interface qui doit être triviale, facile d'accès et adaptée à ses contraintes de motricité. Cette interface peut être contrôlée par divers capteurs d'interaction humain – machine comme par exemple un joystick conventionnel, un écran tactile, ou encore un capteur de souffle. Certains prototypes proposent aussi la possibilité de contrôler le fauteuil avec des interfaces BCI (Brain Computer Interface) même si, au stade actuel de développement de ces technologies, leur efficacité est discutable (Blatt et al. 2008; Galán et al. 2008). Ces modèles sont principalement destinés à des personnes victimes du "Locked-in Syndrom³" (Rebsamen et al. 2010).

(Ju, Shin, et E. Y Kim 2009) proposent un système de contrôle de fauteuil en mains-libres, basé sur les techniques de la vision par ordinateur. Ce système est composé de capteurs ultrasonores et infrarouges, d'une carte d'acquisition de données et d'un système de vision qui extrait les primitives visuelles de la face de l'utilisateur via une caméra montée en face de lui (Figure 1.5). Ainsi, l'inclinaison de la face du conducteur détermine la direction d'avance tandis que la forme de sa bouche correspond aux ordres d'avance et d'arrêt. L'utilité de ce système pour des personnes sévèrement handicapées a été prouvée par une évaluation quantitative et des comparaisons avec d'autres modes de contrôle. Ce système a aussi l'avantage de fournir une reconnaissance précise des intentions de l'humain avec des mouvements de faible amplitude.

D'autres recherches se sont focalisées sur l'exploitation de signaux physiologiques (EMG⁴, EEG⁵, EOG⁶) à des fins de commande. La difficulté dans ces travaux réside dans l'extraction d'information utile à partir des signaux. Ce système doit assurer une robustesse vis-à-vis des perturbations sur ces signaux de faibles amplitudes. Des études dans cette direction ont été menées par (Han et al. 2003; Barea, Boquete, Mazo, et López 2002a; Barea, Boquete, Mazo, et López 2002b; Tsui et al. 2007).

Cependant, de tels modes d'interaction peuvent empêcher involontairement le développement des aptitudes de conduite des individus. De plus, certains utilisateurs appréhendent d'une part une conduite totalement assistée et souhaitent, d'autre part, exploiter au mieux leurs facultés motrices résiduelles afin de réduire au mieux leurs sentiments de dépendance. Plutôt qu'une conduite en modes autonome ou semi-autonome, une assistance à la conduite, notamment par retour haptique, pourrait être dans ce cas une solution plus adaptée.

³ Le syndrome d'enfermement (également connu sous le nom de syndrome de verrouillage ou de son appellation anglophone : Locked-in syndrome), est un état neurologique rare dans lequel le patient est éveillé et totalement conscient — il voit tout, il entend tout — mais ne peut ni bouger ni parler, en raison d'une paralysie complète excepté le mouvement des paupières. Les facultés cognitives du sujet sont en revanche intactes, d'où le nom de syndrome d'enfermement.

⁴ EMG : Electro-Myographique.

⁵ EEG : Electro-Encéphalographique.

⁶ EOG : Electro-Oculographiques

1.2 Interfaces haptiques

La perception haptique est la collection active d'informations sur les objets extérieurs à travers les perceptions tactiles et kinesthésiques. Elle a suscité de part le monde beaucoup de travaux de recherche. Notons que ce sens a un aspect pratique du fait qu'il nous permet de mouvoir les objets et qu'il est restituable en contraignant les mouvements de l'utilisateur. Un retour haptique d'information permet donc à l'humain de percevoir directement les informations concernant son environnement via le sens du toucher.

Dans les définitions récentes, la perception haptique inclut les informations kinesthésiques (sens du mouvement des membres), les perceptions cutanées (contact de la peau avec le monde extérieur à travers les sensations vibro-tactiles), les perceptions de température et de douleur et le sens vestibulaire (cognition de la position et du mouvement du corps par rapport au reste du monde et aux forces de gravité) (T. Sheridan 1997).

L'haptique concerne donc, de manière générale, la modalité du toucher et des sensations de forme et de texture qu'une personne ressent lorsqu'elle "touche" virtuellement un objet avec un effecteur haptique : stylet à retour d'effort, gants haptiques avec squelette, ou tout autre effecteur haptique.

Le retour d'effort a été beaucoup utilisé en télécommande des robots manipulateurs. Plus récemment, grâce au développement des dispositifs haptiques commerciaux tels que le PHANTOM (Massie et Salisbury 1994), le CyberGrasp et divers joystick à retour d'effort, l'information haptique apparaît dans plusieurs applications de réalité virtuelle, de robotique, en rééducation et en divertissements. Le retour haptique est principalement utilisé en tant qu'indication supplémentaire pour aider l'utilisateur à comprendre et à explorer un environnement virtuel (Anderson 1996; Aviles et Ranta 1999; M. L. McLaughlin et al. 2000; Srinivasan et Basdogan 1997), pour guider un humain dans des applications d'apprentissage (Reinkensmeyer et Patton 2009) ou de réadaptation (Feintuch et al. 2006), en télé opération de systèmes automatisés (Elhajj, Xi, et Y. Liu 2000), ou encore pour fournir une assistance à la navigation de véhicules ou robots semi autonomes (S. Lee et al. 2002) ou à commande partagée (Griffiths et Gillespie 2005; Suzuki et H. Jansson 2003; J. Schumann 1992).

1.2.1 Types d'interfaces haptiques

Les **afficheurs** haptiques sont des dispositifs électroniques permettant de transmettre l'information haptique de l'ordinateur vers l'humain. Inversement, les **capteurs** haptiques transmettent l'information de l'humain vers l'ordinateur. Une interface haptique est la combinaison d'un afficheur et d'un capteur haptique (Mokhtari et al. 2004). Généralement, une interface ou **effecteur** haptique est conçue avec des bras motorisés, à l'instar des bras de robots. Ces bras permettent de restituer des forces en trois dimensions (uniquement des translations) ou en six (les translations et les rotations).

La conception d'interfaces haptiques prend en compte plusieurs facteurs qui imposent diverses considérations sur la perception humaine des forces, de la pression, de la position, de la rigidité, de la viscosité, de la nature des textures, mais aussi sur l'ergonomie de ces interfaces et le confort d'utilisation. Ces facteurs ont été mis au point après l'étude des capacités et des limites sensorielles de l'humain.

Les effecteurs haptiques commercialisés peuvent ne pas avoir toutes les fonctionnalités potentielles des interfaces haptiques. Le Force Feedback joystick SideWinder2™ de Microsoft©, par exemple, est un effecteur haptique capable uniquement de transmettre des effets de force vers l'utilisateur (ressort, frottement, avec des jeux d'inertie et de viscosité). La transmission de force vers l'ordinateur n'est pas possible (seule la position 3D de la manette peut être lue). Ceci n'empêche pas son utilisation dans plusieurs applications de retour d'effort. Par contre, le PHANTOM de Sensable™ peut aussi lire les forces appliquées par l'utilisateur et en déduire les propriétés (direction et amplitude de la force, vitesse et accélération de l'effecteur).

Certaines interfaces haptiques peuvent fonctionner en deux modes, le mode **passif** où la perception de l'information dépend des actions de l'utilisateur sur l'effecteur et le mode **actif** dans lequel diverses informations peuvent être transmises sans aucune action de la personne. Quelques autres interfaces, relativement anciennes, sont cependant limitées à un seul mode de fonctionnement.

Les interfaces haptiques telles que les gants, les stylos, ou les joysticks fournissent à l'utilisateur un sens du toucher et lui permettent de sentir plusieurs textures et changements de textures. Il est désormais établi que l'information haptique est un complément efficace à la réalisation de certaines tâches de rééducation motrice (spécialement post-traumatique), comme par exemple l'augmentation de l'amplitude articulaire de mouvement et de force (Sveistrup 2004; Jack et al. 2002). L'information haptique s'est aussi révélée être un signal significatif pour l'amélioration des performances dans les tâches difficiles (Huang, Gillespie, et Kuo 2002).

Principaux dispositifs haptiques

- SensAble Technologies© propose différents modèles d'interfaces haptiques appelées PHANTOM™ présentées sous la forme d'un stylet à 6 degrés de libertés (Figure 1.6). Ces dispositifs, très répandus dans le milieu de la recherche, permettent de toucher et de manipuler des objets virtuels. Les PHANTOMS™ sont les effecteurs haptiques les plus utilisées en travaux de recherche sur l'haptique (Cobb et Sharkey 2006), tels que l'exploration tridimensionnelle de données (G. Jansson 1998; G. Jansson 2000; Petrie et al. 2000), l'évaluation et la rééducation de la dextérité manuelle (Broeren et al. 2002), la manipulation d'objets virtuels (Sallnas et Zhai 2003), l'apprentissage de l'écriture pour des enfants présentant un déficit moteur au niveau des bras et des mains (Choi, Chow, et Lo 2010), ou la suppression des tremblements dans les tâches de manipulation (Pledge et al. 1999).



Figure 1.6: Le PHANToM Omni de SensAble.

- Un autre constructeur de dispositif, Haption⁷ produit des bras haptiques plus gros (plus d'espace de travail), mais moins pratiques. Leur API est aussi plus jeune, ce qui entraîne des difficultés d'intégration.
- Il existe aussi des gants haptiques, qui permettent de ressentir les efforts que l'on a en saisissant un objet. Ce sont des effecteurs qui offrent généralement beaucoup de liberté à l'utilisateur et lui permettent de simuler la forme et la rigidité des objets, mais pas le poids. On peut citer par exemple le CyberGraspTM (Figure 1.7), développé en 1998 par Virtual Technologies ©.
- On trouve aussi des dispositifs haptiques destinés à l'utilisation avec les systèmes informatiques. La souris Wingman Force Feedback MouseTM (Figure 1.8) développée par Immersion Corporation© est un bon exemple pour ce genre de dispositifs. Plusieurs laboratoires ont développé des dispositifs haptiques de ce type sans que leurs prototypes n'aient fait l'objet d'une exploitation commerciale.
- Immersion Corporation a développé un joystick à retour d'effort d'une très grande robustesse mais dont le prix est relativement élevé (Figure 1.9 -b-). Il a été conçu pour des tâches professionnelles rudes et précises telles que la téléopération, la rééducation, et la réadaptation. Ce joystick contient un microprocesseur qui peut gérer les retours haptiques et donc diminuer la charge du ordinateur principal. Le joystick fonctionne à une fréquence de 100Hz. Il peut générer un retour de force maximal de 14.5 N et de 8.5 N en régime soutenu. Sa précision peut atteindre 0.01 degré.
- Pour finir, nous avons dans l'environnement des jeux de nombreux dispositifs haptiques : manettes de jeu vidéos vibrantes, joysticks/volants à retour d'effort, etc. En général, le but premier de ces dispositifs n'est pas la fidélité mais un coût pas trop élevé. Le Microsoft SideWinder Force Feedback 2 Joystick (Figure 1.9 -a-) est l'un des dispositifs les plus utilisés de cette catégorie. Avec trois degrés de liberté, il contient deux moteurs à courant continu qui gèrent les coordonnées x et y du plan. Son troisième axe autour du poignet n'est pas motorisé. Conçu principalement pour des jeux vidéo et doté d'une grande précision et de multiples effets de retour de force, ce joystick est d'une large utilisation dans des domaines professionnels tels que la réalité virtuelle (Dean et al. 2000), d'autant plus que son coût est très abordable.

⁷ <http://www.haption.com/site/fr/index.html>

Un riche panorama sur les différents dispositifs haptiques commerciaux et sur les prototypes de recherche est donné par (Sahnoun 2007; Biggs et Srinivasan 2002; Hayward et al. 2004).



Figure 1.7: Le gant CyberGrasp.



Figure 1.8: La souris Wingman™ de Logitech©.



Figure 1.9: Joysticks à retour d'effort :
(a) Microsoft SideWinder 2 (à gauche) - (b) Impulse Stick (à droite).

1.2.2 L'haptique en rééducation et réadaptation

L'usage de l'haptique en rééducation et réadaptation concerne les handicaps moteurs et sensoriels où les effecteurs robotisés sont utilisés pour compenser les fonctionnalités dégradées.

Plusieurs tâches sophistiquées peuvent être conçues pour tester et entraîner les capacités des personnes handicapées. Celles-ci peuvent servir à évaluer et compenser :

- Les déficits cognitifs : fonctionnement exécutif, orientation spatiale, troubles attentionnels, déficits de mémoire.
- Les déficits moteurs : planification et contrôle moteur.
- Les déficits sensoriels : habileté d'orientation et de navigation pour les personnes non voyantes, déficits proprioceptifs pour les patients après AVC (Accident Vasculaire Cérébral) ou autres traumatismes, rééducation des lésions des nerfs périphériques.
- Les compétences fonctionnelles : entraînement sur simulateur pour piloter un fauteuil électrique.

1.2.2.1 Rééducation et réadaptation des personnes handicapés moteurs

L'haptique a fait l'objet de plusieurs recherches récentes qui ont étudié son potentiel en rééducation post traumatique et en réadaptation.

(Broeren et al. 2002) ont utilisé un jeu 3D pour favoriser un réapprentissage moteur d'un patient souffrant d'une paralysie du bras gauche. Le traitement a été délivré à travers une plateforme virtuelle qui fournit une vision stéréoscopique et un retour d'effort avec le PHANTOM™. Les performances du sujet sont évaluées grâce à une tâche fonctionnelle manuelle qui consiste à frapper une balle virtuelle pour renverser des briques en tas. La force de préhension, l'endurance, les capacités motrices et les mouvements du bras se sont améliorés après le traitement. Dans (Choi, Chow, et Lo 2010), le même effecteur – PHANTOM Omni™ – a été utilisé pour aider les enfants avec un déficit moteur au niveau des bras et des mains à apprendre l'écriture des caractères Chinois. Dans

cette expérience, les caractéristiques du retour d'effort sont ajustées selon le degré de déficience et le niveau d'apprentissage. Des indications visuelles étaient fournies aux sujets tout au long de l'expérience alors que les informations haptiques étaient graduellement réduites pour augmenter la difficulté. Les auteurs ont constaté une amélioration de la lisibilité dans certains cas et un intérêt particulier des sujets à cette méthode.

La suppression des tremblements d'origine physiologique (déficience du système neuromusculaire) ou d'origine pathologique (blessures ou maladies affectant le système cérébral) a aussi été explorée (Pledgie et al. 1999). Dans ce travail, les gains de correction sont déduits de l'étude fréquentielle du système pour le rejet des perturbations (tremblements). L'identification du modèle humain – machine était donc nécessaire et le système corrigé a permis d'atténuer les mouvements à une fréquence donnée. Cette application serait parfaitement convenable dans une tâche de contrôle où les mouvements involontaires devraient être filtrés pour ne pas engendrer des situations dangereuses. Notons que l'expérience effectuée pour cette étude consiste en une tâche de poursuite d'une cible sur un écran en utilisant l'effecteur haptique PHANTOM Omni™, réalisée par des sujets souffrant de tremblements chroniques de divers degrés de gravité.

D'autres perturbations de ce type peuvent survenir lors du contrôle d'un véhicule par exemple, où un retour vibratoire des mouvements du véhicule sur l'interface manuelle de commande et sur le corps de l'humain peut générer des forces d'inertie qui risquent de provoquer des actions indésirables de l'humain (McLeod et Griffin 1989). Un retour d'effort a permis d'atténuer l'effet de ces perturbations sur le contrôle manuel dans (Gillespie et Sövényi 2006). Les auteurs ont modélisé le système humain – machine par le modèle Crossover de (D. McRuer 1980) et la dynamique des perturbations par un modèle ARMA du 4^{ème} ordre, ce qui a servi à l'implémentation d'un correcteur qui calcule les forces de retour envoyées sur un joystick motorisé. Leur évaluation avec 12 sujets exécutant une tâche de poursuite d'une cible sur une plate-forme de simulation a montré une amélioration de 35% dans les temps d'atteinte de la cible, une réduction de 27% dans l'erreur quadratique de poursuite, et une augmentation de la fréquence du Crossover de 0.1Hz à 0.14Hz. Cette dernière mesure révèle une amélioration des performances de poursuite dans cette tâche.

Pour faciliter l'utilisation d'un ordinateur pour les personnes handicapés moteurs, (Langdon et al. 2000) ont utilisé la souris à retour d'effort Wingman™ de Logitech©, qui propose une large gamme d'effets de force. Leur approche consiste à inclure un retour d'effort à l'interface standard en l'enrichissant avec des textures haptiques, des bosses et des bordures pour signaler les positions des objets informatiques (fenêtres, boutons et régions) quand la souris les survole. Les auteurs ont ajouté aussi un retour d'effort sur l'effecteur sous la forme de forces constantes et/ou de vibrations pour signaler les événements sur l'interface. Les résultats étaient meilleurs pour le retour d'effort en termes d'une nette amélioration dans les activités de click et de pointage. Ce mode d'interaction est particulièrement efficace dans les cas de faiblesse musculaire, de restrictions de mouvements, de douleurs musculaires ou de tremblement. Notons que l'amélioration a été observée aussi sur tous les autres utilisateurs (surtout les plus sévèrement handicapés). Cependant, ce type d'interfaces n'est plus commercialisé à l'heure actuelle et ne peut donc être utilisé comme un périphérique standard.

1.2.2.2 Réadaptation des personnes à déficiences visuelles

Les interfaces haptiques ont été utilisées dès leur apparition en réadaptation des personnes mal voyantes ou non-voyantes: il était naturel et intuitif de solliciter le sens du toucher pour compenser le déficit visuel. Plusieurs travaux ont été menés dans ce sens (Lahav et Mioduser 2000; Petrie et al. 2000; Ghiani, Leporini, et Paternò 2009; Song et Yang 2010).

En exemple d'applications, (Connor et al. 2002) ont proposé une technique de réadaptation des personnes à déficiences visuelles post – traumatiques avec un apprentissage supervisé en utilisant le joystick à retour d'effort SideWinder™ 2 de Microsoft© en mode actif. L'usage de ce guidage haptique pendant l'apprentissage a été bénéfique pour certains patients, mais pas pour tous, ce qui était probablement dû au fait que les tâches utilisées pour l'évaluation (placement de lettres de l'alphabet dans le bon ordre dans une chaîne précédemment mal ordonnée) n'ont pas d'influence sur la mémoire visuelle mais plutôt sur la mémoire de travail. (Feintuch et al. 2004) ont analysé l'haptique en tant que moyen d'intervention: leur étude porte sur l'assistance à la mobilité dans un environnement intérieur pour enfants non voyants à l'aide de cartes haptiques. Dans cette application, différents effets haptiques sont associés aux formes qu'on peut trouver dans un environnement intérieur (portes, fenêtres, escalier, etc.) pour permettre aux sujets de se familiariser avec un environnement avant de le parcourir. Un seul sujet a participé à l'évaluation et le résultat est encourageant.

1.2.2.3 Environnements virtuels pour la rééducation et la réadaptation

Grâce à la diminution des coûts matériels et logiciels, la réalité virtuelle a pris une part importante dans les méthodes de rééducation et réadaptation. Les environnements virtuels constituent sans doute les plateformes les plus adaptées et les plus sécurisées pour ce genre de tâches. L'intégration du retour haptique a montré une augmentation de l'efficacité de certains environnements virtuels pour l'entraînement des aptitudes cognitives (Brooks Jr et al. 1990) et manuelles (Hasser 1998). De même, la réussite d'un transfert d'aptitudes du virtuel vers le réel dépendra aussi de la présence d'un retour haptique dans l'environnement virtuel.

(Adams, Klowden, et Hannaford 2001) ont exploré l'efficacité du retour d'effort dans un entraînement à des tâches d'assemblage. Cette étude consiste en une tâche complexe de manipulation qui implique de multiples capacités manuelles. Leurs résultats sont peu concluants en ce qui concerne l'amélioration des performances par le retour d'effort. (Repperger, Phillips, et Chelette 1995) ont examiné les performances de l'humain dans une tâche discrète de visée en termes de taux de traitement d'information. Des visées plus précises ont été obtenues sous l'influence de forces proportionnelles provenant d'un effecteur haptique. (Mussa-Ivaldi et Patton 2000) ont montré que l'application de champs de forces via une interface haptique favorise une rééducation des mouvements de bras chez l'humain et une auto-adaptation de ses mouvements à des nouvelles tâches. En effet, grâce à un bon rythme entraînement, l'assistance haptique par les champs de force permet d'avoir des effets d'apprentissage durables même après la suppression de ces champs, ce qui amène à supposer que l'humain construit et utilise des modèles internes des champs de force qu'il a développé pendant l'entraînement. Cette expérience ne décrit cependant que des tâches où le retour haptique est une simple fonction de la position et de la vitesse de la main.

(Feintuch et al. 2004; Feintuch et al. 2006) présentent un logiciel à usage général pour la rééducation d'aptitudes cognitives en réalité virtuelle, avec un retour haptique en utilisant un joystick à retour d'effort : les auteurs ont évalué l'apport du retour haptique sur les performances dans une tâche de résolution de labyrinthe pour des personnes valides : cette tâche implique des fonctions cognitives et exécutives de niveaux variés. Il s'est avéré que l'assistance haptique a permis un apprentissage plus rapide sur les formes complexes du labyrinthe. Notons que pour les configurations simples de labyrinthe, les sujets ont ignoré l'assistance haptique au profit du retour visuel.

Dans un cadre plus général, (M. McLaughlin et al. 2005), une équipe pluridisciplinaire a réalisé un environnement virtuel amélioré « haptiquement » pour la rééducation post-traumatique. Leur projet a l'avantage d'être télé opérable par les thérapeutes qui peuvent choisir les tâches à exécuter par les patients selon leurs capacités motrices et l'évolution du traitement. Les effecteurs utilisés sont le PHANTOM™ et un exosquelette haptique monté sur un CyberGlove (gant sensible à 22 degrés de liberté), que les utilisateurs ont à disposition chez eux. Le thérapeute a la possibilité de téléguider le patient en utilisant le même type d'effecteur. Le système permet aussi d'enregistrer les mouvements effectués par un expert et de les rejouer pour permettre aux patients de s'entraîner, d'anticiper des mouvements incorrects et éviter les erreurs pour effectuer un apprentissage supervisé, et de contrôler l'interface vocalement afin de libérer les mains pour la tâche d'entraînement.

(Feintuch et al. 2006) étudie la contribution de l'ajout d'un retour haptique à une application de réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation. Le système proposé consiste à intégrer un retour vibratoire dans un système de capture vidéo. Le but est de maintenir les avantages du système initial (sans assistance haptique), et de concevoir un système financièrement accessible aux praticiens, d'où l'utilisation de disques vibrants pour obtenir un stimuli vibratoire tactile et haptique. Les sujets doivent tester des environnements virtuels en plusieurs modes de feedback: visuel, visuel-oral, visuel-haptique et visuel-haptique-oral. A l'heure actuelle, peu de sujets ont testé cette application, d'où l'absence de résultats concluants.

(R. F. Boian et al. 2003) ont développé un environnement virtuel de rééducation en utilisant un prototype haptique appelé le « Rutgers Ankle ». Le patient navigue dans un environnement virtuel qui lui propose une série d'exercices en utilisant le dispositif haptique en tant que joystick pour pied. Ils ont constaté un gain en vitesse de marche et en force musculaire pour les sujets.

1.2.3 L'haptique en tâche de contrôle

Dans une tâche de contrôle, l'haptique a été explorée comme une source d'information additionnelle, permettant de combler le manque d'informations visuelles ou auditives dont l'utilisateur humain a besoin pour accomplir sa tâche sans erreur et de manière optimale. En téléopération, par exemple, une interaction haptique entre l'élément contrôlé et l'opérateur humain peut augmenter l'efficacité de la tâche en termes d'erreurs et de temps d'exécution (Elhajj et al. 2002). En effet, elle permet au système dans ce contexte de communiquer ses actions à son opérateur. Ce dernier pourra donc les laisser s'exécuter si elles lui semblent convenables ou les interrompre et les substituer si elles lui semblent incorrectes. Une interface haptique représente aussi un moyen pour introduire les actions d'un système automatisé dans l'espace perceptuel de l'humain. Elle peut réduire sa charge de travail mentale et lui rendre les tâches parallèles plus accessibles quand celles-ci s'imposent (Griffiths et Gillespie 2005). Enfin, dans les tâches de navigation également, on peut utiliser l'assistance haptique afin de percevoir de manière naturelle les contraintes environnementales (Katsura et Ohnishi 2004; Bourhis et Sahnoun 2008; Kondo et al. 2008; Ghiani, Leporini, et Paternò 2009; Song et Yang 2010). Une tâche de contrôle de navigation particulière sur laquelle porte cette thèse, la commande d'un FRE, sera traitée spécifiquement en section 1.2.4, page 33.

Influence du retour haptique sur une tâche de contrôle

La commande d'un système automatisé via une interface haptique est souvent "partagée" entre le système qui possède des fonctionnalités autonomes assurant son comportement de base, et l'humain qui, en tant que superviseur, peut prendre la main pour imposer ses décisions ou laisser faire le système. Différents schémas ont été proposés par lesquels un humain et un contrôleur automatique peuvent partager les tâches de contrôle et de supervision (T. B Sheridan 1995). Avec l'accès au système à travers l'haptique, l'humain peut construire un modèle mental du système. Il peut donc conserver son autorité sur le système ou encore diriger son attention vers d'autres tâches sans pour autant faire encourir une perte de performances à la tâche semi automatisée. Cette commande partagée est utile à des systèmes dotés de contrôleurs embarqués, dont le fonctionnement global nécessite les capacités humaines pour adapter et corriger des situations inattendues, construire des modèles mentaux et prédictifs, et traiter et analyser des informations sensorielles assez abondantes. On peut citer à titre d'exemple les interventions en milieux hostiles, effectués via des robots manipulateurs et/ou mobiles, où une autonomie complète du système est déconseillée : il serait inquiétant et dangereux pour un opérateur humain de voir le robot ignorer ses instructions et exécuter des actions autonomes non contrôlables sans qu'il y est un moyen efficace de corriger ces actions pendant l'exécution. Dans un tel schéma, l'humain devra donc être capable d'imposer son contrôle à la machine par l'usage d'une force supérieure à l'impédance de l'effort rendu par l'interface haptique afin de contrer les actions automatiques du système et exprimer sa confiance en la pertinence de ses choix.

(Lam et al. 2005) et (Boschloo et al. 2005) ont étudié l'influence du retour haptique sur le contrôle télé opéré d'un hélicoptère sans pilote. Les auteurs ont comparé le contrôle sans et avec retour haptique et utilisé plusieurs méthodes différentes pour le renvoi des forces répulsives sur l'effecteur de contrôle. En constatant qu'un mauvais calcul des forces répulsives peut avoir une influence sur les performances, les activités de contrôle et la charge de travail, ils ont opté pour la méthode des champs de risques paramétriques pour obtenir un meilleur rendement (Lam et al. 2009). Testé sur six trajectoires en simulation, avec un contrôleur proportionnel – dérivée et un système de premier

ordre pour modéliser le pilote et la machine, respectivement, cette méthode n'a pas d'influence négative sur la qualité du contrôle (moins d'oscillations sur l'effecteur et les trajectoires) et a présenté des performances de conduite aussi bonnes que celles obtenues avec les méthodes classiques (basées sur la théorie des champs de potentiels). Cependant, aucune évaluation quantitative de la charge de travail et de l'attention n'a été faite pour pouvoir conclure que ce système génère un comportement coopératif vis-à-vis de l'utilisateur humain.

En navigation de robots mobiles, un contrôle événementiel direct avec retour d'effort a été proposé dans (Elhajj, Xi, et Y. Liu 2000; Elhajj et al. 2001). Ce retour d'effort reflète la différence entre la vitesse actuelle et la vitesse désirée du robot mobile. Le conflit entre les commandes de l'opérateur et les mouvements réels du robot a été résolu sous certaines conditions liées à la difficulté de la tâche. Cependant, il est difficile d'effectuer une navigation précise dans un environnement encombré avec leur méthode puisque le degré d'orientation n'est pas pris en compte dans le renvoi des forces et que l'évitement d'obstacles est automatiquement exécuté en obligeant le robot à s'arrêter à 0.5 m de l'obstacle. Le conducteur haptique proposé par (Fong et al. 2000) permet de télécommander un robot mobile via une interface haptique. Les auteurs ont montré de façon informelle que leur système améliore la détection et l'évitement d'obstacles en télé opération de véhicule mais, de même que le travail précédemment cité, il ne gère pas les collisions dans les virages.

(S. Lee et al. 2002) proposent de télé commander un robot mobile via l'effecteur haptique PHANTOM, afin de fournir au téléopérateur des informations complémentaires pour compenser les limitations de son champ visuel. Ils ont testé ce système à commande partagée avec 20 sujets qui devaient faire naviguer un robot mobile doté d'un comportement autonome d'évitement d'obstacles à travers un environnement virtuel contenant plusieurs obstacles statiques. Les informations haptiques ont aidé les opérateurs quand le champ visuel ne permettait pas de percevoir toutes les contraintes environnementales et ont permis d'éviter les conflits entre le comportement autonome du robot et la direction choisie par l'opérateur. Les performances de conduite se sont aussi améliorées avec l'assistance haptique : moins de collisions et distance minimale plus importante par rapport aux obstacles, sans réduction dans les temps de parcours. Notons que le retour d'effort est calculé ici en se basant sur les champs de potentiels virtuels provenant des obstacles environnants.

Dans un travail orienté vers l'étude de la commande partagée d'un véhicule doté d'un volant motorisé pour le renvoi d'informations haptiques, (P Griffiths et Gillespie 2004) ont montré que l'assistance haptique améliorait de 30% le maintien de la direction, réduisait la demande visuelle de 29% et améliorait le temps de réaction de 18ms. Ceci est prouvé par deux expérimentations : une première qui consiste en une tâche de poursuite de trajectoire avec et sans une assistance haptique qui retient les conducteurs sur une trajectoire optimale et une deuxième expérimentation consistant en l'exécution de doubles tâches. Cette dernière expérience a montré qu'il est possible à un humain d'effectuer une tâche secondaire lors de la conduite sans qu'il y ait des dégradations importantes dans les performances grâce à une assistance haptique, ce qui permet de conclure qu'une telle assistance allège remarquablement les capacités cognitives de l'humain et donc sa charge de travail mentale.

(Barnes et Counsell 1999) ont comparé plusieurs modes de télé-opération d'un manipulateur mobile via le joystick haptique à 2 degrés de liberté Impulse Engine 2000™ de Immersion Corp. ©. Ces

modos différents par la présence ou non d'un retour haptique (passif ou actif), par l'activation ou la désactivation d'une fonctionnalité autonome d'évitement d'obstacles et par la priorité de commande entre le robot et l'humain. L'évaluation a révélé que la fonctionnalité autonome est entièrement garante de la réduction du nombre de collisions. L'assistance haptique passive, qui ne donne aucun moyen à l'humain pour se réappropriier le contrôle en cas de besoin, a permis de réduire significativement le temps de parcours par rapport à l'assistance active, qui elle permet d'agir à tout moment. Les auteurs pensent qu'une période d'entraînement plus longue pour les sujets (2mn pour chacun des 10 sujets dans cette étude) pourrait améliorer fortement les résultats en faveur de l'assistance haptique active, d'autant plus que c'est le mode le plus sécurisé dans ce type d'applications.

1.2.4 L'haptique sur fauteuil roulant

Les interfaces de contrôle utilisées actuellement sur bon nombre de FRE ne permettent pas une mobilité appropriée pour certaines personnes atteintes de déficits moteurs. En effet, des troubles de motricité tels que les tremblements⁸, les spasmes, les faiblesses musculaires ou encore les hypertonies spastiques⁹ peuvent limiter la gamme de mouvements possibles et entraver gravement les tâches de contrôle manuel. Leurs répercussions sur la conduite d'un FRE risquent être critiques. Pour ces personnes, une assistance haptique au niveau de l'interface de contrôle peut être largement bénéfique.

D'un autre côté, dans une tâche de conduite, la vision représente le plus important retour d'information nécessaire à une bonne conduite de FRE. Cependant, dans certains cas de déficiences motrices les personnes peuvent être capables de commander parfaitement un joystick mais n'auront pas une vue complète sur l'environnement : diverses paralysies touchant la tête et le cou (dus à la sclérose en plaque ou à des lésions anatomiques par exemple) peuvent causer des difficultés à bouger la tête ou à se pencher pour mieux voir le chemin. Ceci empêche les utilisateurs de bien planifier leurs trajectoires et limite davantage leur mobilité. Une autre forme de retour d'information pourrait être utilisée pour compenser cette restriction du champ visuel. Le retour haptique peut ainsi s'avérer particulièrement utile dans ce contexte.

(R. A Cooper, Widman, et al. 2002) ont conçu un joystick isométrique pour le contrôle de FRE. Avec ce type d'effecteur, la vitesse d'avancement du fauteuil est fonction de la force appliquée par l'utilisateur. Les forces appliquées vers la droite et la gauche déterminent la vitesse angulaire du fauteuil. Un joystick semblable a déjà été testé avec des personnes handicapées sans expérience antérieure en conduite de FRE (Jones et al. 1998) : ces utilisateurs ont réussi à conduire correctement le fauteuil sans aucune perte en performance par rapport à un joystick classique. Dans leurs essais d'évaluation sur personnes valides et sur personnes handicapés moteurs, (R. A Cooper, Widman, et al. 2002) montrent que leur prototype était meilleur pour la conduite en ligne droite et la conduite en cercle, mais moins efficace dans d'autres types de mouvement. Les auteurs pensent que les performances s'amélioreront avec un fauteuil à traction avant. Ce nouvel organe de commande

⁸ Tremblement : oscillation rythmique involontaire survenant lors d'un mouvement volontaire ou d'un maintien postural (Adelstein et Rosen 1981).

⁹ Hypertonie spastique (ou élastique) : l'hypertonie spastique se manifeste lors de la mobilisation passive par une contraction réflexe du muscle qui s'oppose à l'étirement. Elle est dépendante de la vitesse, cela signifie que le segment de membre mobilisé résiste d'autant plus à la mobilisation que celle-ci est rapide. Cette hypertonie se renforce avec l'effort et la fatigue.

qu'on peut apparenter à un effecteur haptique a fait l'objet de plusieurs comparaisons et analyses théoriques (R. A Cooper, Jones, et al. 2002; Dicianno et al. 2007) : l'effort qu'il impose aux utilisateurs handicapés, déjà souffrants d'une diminution des forces musculaires, peut remettre en cause son utilité.

Peu de travaux sur la conduite de FRE par retour haptique sont référencés dans la littérature. Dans (Brienza et Angelo 1996) un joystick a été spécifiquement conçu pour tester en environnement entièrement modélisé un algorithme de retour d'effort "passif" (le joystick résiste à un mouvement vers un obstacle) et un algorithme de retour d'effort "actif" (le joystick écarte le fauteuil des obstacles). L'algorithme "actif" s'étant avéré plus efficace, il a été testé dans un environnement virtuel sur 5 personnes handicapées (Protho, E. F. LoPresti, et Brienza 2000): pour 4 d'entre elles le nombre de collisions dans un parcours test a diminué par rapport à un pilotage sans retour d'effort. Dans (J.P. Hong et al. 2002) les auteurs décrivent un algorithme de type "actif" basé sur la méthode des potentiels modifiée : pour contourner la difficulté de passer des portes avec cette méthode les auteurs ne tiennent compte, pour calculer la force répulsive, que des obstacles situés à +/- 30° dans la direction l'avance du fauteuil. Notons que dans ces travaux aucun capteur extéroceptif n'a été utilisé : seuls les odomètres permettent de localiser le fauteuil dans un environnement connu.

Un autre exemple de fauteuil intelligent à interaction haptique est le Luoson-III développé par (Luo et al. 1999). Ce prototype à traction arrière est équipé de deux encodeurs, deux boussoles, 16 capteurs à ultrasons et d'un système de vision. Les auteurs ont introduit une interface haptique pour faciliter son utilisation par des personnes non voyantes : un joystick à retour de force (Microsoft Force feedback Pro joystick™) est utilisé pour contrôler le fauteuil et pour renvoyer quelques effets de force afin de signaler les obstacles et les collisions (par changement d'impédance ou par vibration). Un système à base de logique floue permet de repérer les obstacles et les espaces libres en fonction des données mesurées et de générer des forces résistives selon une distribution gaussienne. Cependant, le seul test effectué avec une personne non voyante sur deux trajectoires très simples (en « U » et en « L ») ne permet pas d'évaluer effectivement l'efficacité du prototype.

Ce contrôle par retour de force a été traité sous un autre angle par la suite : (Katsura et Ohnishi 2004) ont réalisé un système de contrôle haptique destiné principalement aux personnes âgées souffrant de faiblesses musculaires qui permet d'amplifier la force de contrôle des utilisateurs. Ce système ne comporte aucun capteur de force : c'est un observateur de couple qui prédit toutes les forces agissant sur le fauteuil : actions de l'utilisateur, frottements et forces d'impacts. Un contrôle adaptatif est ensuite généré sur les moteurs des roues pour compenser les perturbations en translation et en rotation. Son avantage est qu'il permet la relaxation des forces de contact dès qu'un impact survient afin de réduire le choc. Ce système a été amélioré dans des travaux ultérieurs (Katsura et Ohnishi 2006), mais l'absence d'évaluations quantitatives ne permet aucune conclusion quant à ses avantages pour les personnes handicapées.

Il existe aussi dans la littérature des travaux de modification de fauteuils manuels pour leurs donner un comportement intelligent grâce à un retour haptique d'information. On peut citer dans ce contexte le module SPAM (Smart Power Assistant Module) développé par (R. Simpson et al. 2005) pour le contrôle des moyeux motorisés montés sur les roues arrière d'un fauteuil manuel afin de générer un retour d'effort. Ce fauteuil est destiné aux personnes à déficiences visuelles et motrices

et il est basé sur l'utilisation de capteurs de proximité (ultrasons, infrarouges, bumpers,...) et sur un module électronique à base de microcontrôleur. Ce système permet d'amplifier ou de réduire la force de propulsion appliquée aux mains courantes par l'utilisateur en fonction de la proximité des obstacles. Des tests sur 4 personnes valides à yeux bandés et sur une personne non-voyante ont montré une amélioration des performances en termes de nombre de collisions et de temps de parcours.

Un autre fauteuil de ce type est le « Collaborative Wheelchair Assistant » de (Boy, C. L. Teo, et Burdet 2002) qui contrôle la direction d'un fauteuil manuel avec des petites roues motorisées qui sont mises en contact avec les pneus arrières pour leur transférer le couple. Ce prototype n'autorise que des trajectoires préprogrammées. (R. A Cooper et al. 2001) présentent aussi un prototype de fauteuil roulant à moyeux motorisés mais cette fois non doté de capteur de proximité. Il permet uniquement d'amplifier les actions du pilote sur les mains courantes afin d'alléger ses efforts de poussée. Son évaluation avec des sujets atteints de tétraplégie (Algood et al. 2005) montrent qu'il fournit autant d'assistance qu'un fauteuil conventionnel en termes de temps d'exécution des tâches, de simplicité d'utilisation et d'ergonomie. De plus, une mesure du rythme cardiaque des participants a permis de conclure que la conduite était moins fatigante et impliquait moins d'effort des membres supérieurs.

Parmi les types de FRE, on trouve aussi les fauteuils omnidirectionnels qui ne présentent donc pas de contraintes de non holonomie¹⁰. Bien que ces fauteuils facilitent les manœuvres dans les zones étroites et/ou encombrées, ils présentent des difficultés de contrôle pour les utilisateurs novices. Un guidage haptique peut donc s'avérer utile dans une telle situation. Ainsi, (L. Kitagawa et al. 2002; Urbano et al. 2005; Urbano, Terashima, et H. Kitagawa 2006) ont conçu un joystick permettant d'assister ces personnes par l'envoi d'informations haptiques sur la proximité des obstacles sans pour autant fournir un quelconque guidage lors de la navigation (retour d'effort passif). Le problème majeur avec un tel système est de régler l'impédance de l'appareil afin d'introduire une proportionnalité dans les effets de force et créer des effets de ressort+inertie. Dans un travail ultérieur, ce système a été amélioré par l'intégration d'un guidage haptique pour gérer les mouvements de glissement caractérisant les fauteuils omnidirectionnels (Kondo et al. 2008). Le calcul des forces de retour est basé sur un algorithme ad-hoc de "points fuyants" en filtrant les données obtenues par deux télémètres lasers. Les auteurs ont testé ce système en laboratoire et ont déduit qu'il permet d'avoir des trajectoires plus régulières et que l'évitement des obstacles latéraux est fonctionnel (configuration la plus fréquente dans un passage étroit). Cependant, aucune évaluation qualitative ou statistique n'a été entreprise pour juger l'apport réel en termes d'efficacité et d'ergonomie.

Il existe aussi dans la littérature des prototypes de fauteuils intelligents pédiatriques (Ceres et al. 2005; Galloway, Ryu, et S. K Agrawal 2008; Nisbet et al. 1996). Etant donné que certains enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale peuvent avoir des potentiels de rééducation non négligeables, il est fortement envisageable qu'une assistance haptique leur serait bénéfique. D'autre part, même si une récupération des capacités motrices n'est pas possible, on peut utiliser le retour haptique pour une aide à la conduite. (Marchal-Crespo, Furumasu, et Reinkensmeyer 2010) ont mis au point un prototype de fauteuil robotisé intégrant un joystick à retour d'effort (Impulse Stick™ Force Feedback Joystick de Immersion Corporation©) et un système de vision par ordinateur pour améliorer

¹⁰ En robotique : un système est non holonome si le nombre de degrés de liberté contrôlables est inférieur au nombre total des degrés de liberté.

l'apprentissage de la conduite de FRE aux enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale. Ce système consiste à poursuivre une trajectoire tracée sur le sol, la navigation étant basée sur l'anticipation des changements de direction en traitant les données antérieurement acquises par le système de vision. Cette approche permet de réduire au mieux l'erreur de poursuite et est inspirée des modèles de contrôle avec « Preview » (T. B Sheridan 1966). La distance de « Preview » (horizon de prédiction) est fonction de la vitesse d'avancement du fauteuil ajoutée à un offset déterminé en analysant le comportement de conducteurs expérimentés. Pour évaluer l'effet du guidage haptique progressif sur l'apprentissage, les auteurs ont testé le système avec deux groupes de 11 enfants non handicapés et avec une enfant atteinte d'une infirmité motrice cérébrale. Les résultats indiquent que le guidage haptique a significativement réduit l'erreur de poursuite et a augmenté la vitesse pour les enfants non handicapés, que l'entraînement avec guidage progressif a également amélioré les performances de conduite non assistée pour ces sujets par rapport à l'entraînement sans guidage et que l'enfant sévèrement handicapé a bénéficié à court terme de l'assistance haptique durant la phase d'entraînement : les performances de conduite se sont réduites proportionnellement avec la diminution des gains du guidage haptique (rigidité et inertie des effets de force). A noter que l'amélioration des performances chez l'enfant handicapé était meilleure en pourcentage que celles des enfants non handicapés dans les deux groupes (avec et sans assistance haptique).

(Dubey et al. 2001) ont conçu une interface haptique qui sert à évaluer les performances de conduite des personnes handicapés moteurs. Ils ont testé leur système sur une personne souffrant d'une dystrophie musculaire¹¹. Des mesures d'angles de rotation et de fatigue permettent de déterminer la hauteur et le diamètre optimaux d'un volant de direction implémenté virtuellement à l'aide d'un PHANTOM™. Les résultats ne pourront cependant pas être généralisés à d'autres pathologies. De ce fait, les auteurs ont effectuée d'autres travaux d'évaluation impliquant le même effecteur (Pernalet et al. 2005) sans pour autant définir un schéma d'évaluation général. Cependant, l'apport de l'assistance haptique et des différents effets que génèrent le PHANTOM™, particulièrement l'inertie, est unanimement souligné par tous les auteurs.

Une autre forme d'aide à la mobilité est proposé par (Hashimoto et al. 2005) qui ont développé un prototype ergonomique de déambulateur avec retour d'effort sur les mains, basé sur un champ de potentiels virtuel permettant de reconnaître les obstacles environnants. Leur prototype est destiné aux personnes à déficiences visuelles. D'autres auteurs ont conçu eux-mêmes des interfaces haptiques pour la conduite de FRE semi-autonomes, comme par exemple (Uchiyama, Covington, et Potter 2008) qui ont développé un gant vibro-tactile pour cet usage mais n'ont pas encore procédé à son implémentation et son évaluation.

¹¹ Les dystrophies musculaires sont un groupe de myopathies génétiques héréditaires qui ont en commun de provoquer une faiblesse des muscles de l'organisme. La faiblesse progressive des muscles squelettiques est consécutive à un défaut quantitatif ou qualitatif de certaines protéines qui conduit à la mort des cellules et du tissu musculaires.

1.2.5 Conclusion

A travers cette lecture de travaux de recherche et de développement dans le domaine de l'haptique, nous pouvons constater que la contribution de l'assistance haptique à l'amélioration des performances dans les tâches de contrôle a été rigoureusement étudiée dans des recherches qui ont montré son apport incontestable à ces tâches en termes d'efficacité : réduction des erreurs, du temps d'exécution et de la charge de travail (Boschloo et al. 2005; Lam et al. 2005; Lam et al. 2009; Elhadj, Xi, et Y. Liu 2000; Elhadj et al. 2001; Fong et al. 2000; S. Lee et al. 2002; Griffiths et Gillespie 2005; Barnes et Counsell 1999).

Cependant, dans le domaine des aides techniques aux personnes handicapées, cette technologie est principalement dédiée à des tâches de rééducation motrice et de réadaptation visuelle. Peu de travaux cherchent en effet à l'utiliser pour la réadaptation motrice. Les quelques travaux existants sur la réadaptation motrice ont été menés dans des contextes particuliers pour la plupart et n'ont pas cherché à l'évaluer dans des conditions d'utilisation quotidienne. Nous avons trouvé des recherches sur les tâches de contrôle de fauteuils pour personnes handicapés moteurs en se basant sur des trajectoires préprogrammées (Brienza et Angelo 1996; Protho, E. F. LoPresti, et Brienza 2000; J.P. Hong et al. 2002), en intégrant le retour haptique au niveau des mains courantes de fauteuils manuels (R. Simpson et al. 2005; Boy, C. L. Teo, et Burdet 2002; R. A Cooper et al. 2001; Algood et al. 2005), ou sur des fauteuils roulants omnidirectionnels sans évaluation quantitative (L. Kitagawa et al. 2002; Urbano et al. 2005; Urbano, Terashima, et H. Kitagawa 2006; Kondo et al. 2008). Les travaux sur les fauteuils pédiatriques sont plutôt destinés à des fins de rééducation et non de réadaptation (Marchal-Crespo, Furumasu, et Reinkensmeyer 2010). Les autres recherches n'ont pas effectué des évaluations quantitatives de leurs travaux (Luo et al. 1999; Katsura et Ohnishi 2004; Katsura et Ohnishi 2006).

Nous pensons donc qu'il serait intéressant de tester le retour haptique, sous forme active et passive, sur des FRE standards et dans des conditions d'utilisation quotidiennes. Il serait intéressant aussi de prendre des mesures quantitatives afin d'évaluer l'efficacité de cette assistance sur cette tâche de contrôle essentielle pour beaucoup de personnes handicapés moteurs, la conduite de FRE.

1.3 Modèles pour les tâches de contrôle

Un système humain – machine est défini comme étant une synthèse fonctionnelle entre l'humain, système aux caractéristiques biologiques, psychologiques et sociales, et la machine, système technologique. L'ensemble est caractérisé essentiellement par l'interaction et l'interdépendance fonctionnelle entre ces deux composantes (Johannsen 1982). De manière similaire aux systèmes automatisés classiques, ce système a une fonction à réaliser et un comportement à assurer. Son fonctionnement peut également être altéré par des perturbations qui risquent de survenir sur chacune de ses composantes. La consigne d'un tel système est l'ensemble des valeurs attendues en performance, en coût et en robustesse. Notons que les modèles présentés dans ce qui suit concernent uniquement les tâches de contrôle continu.

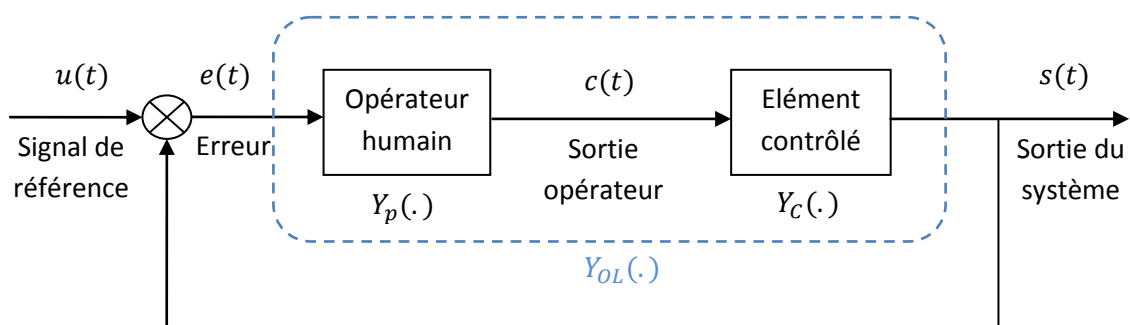


Figure 1.10: Synoptique d'une tâche de compensation.

Dans un système humain – machine tel que celui représenté dans la Figure 1.10, l'opérateur humain manipule l'objet contrôlé selon l'observation de la sortie du système via un retour d'information (visuel, auditif ou haptique) en se basant sur un signal de référence qui peut être interne ou externe. Généralement, après une certaine pratique, les performances s'améliorent dans les tâches de manipulation. Cette amélioration peut être associée à la formation d'un modèle interne de l'élément contrôlé par l'opérateur humain.

Les performances réalisables par un humain lors de l'utilisation d'une interface manuelle dans les tâches de poursuite d'une trajectoire ou d'une cible ont été largement étudiées, particulièrement dans le domaine de l'aviation (T. B Sheridan et Ferrell 1981). Les limites de performance dans ces tâches sont soumises à plusieurs facteurs, incluant la cinématique du dispositif de commande, sa réponse mécanique, les propriétés de l'affichage visuel associé et, bien sûr, la dynamique du processus sous contrôle. Ces facteurs influent aussi sur l'humain lors de l'exécution de la tâche de contrôle. Ils ont été regroupés par (D. McRuer 1980) en quatre types de variables :

- Les variables de travail : elles englobent tous les éléments externes à l'humain et toutes les entrées (principales ou secondaires) qui interviennent explicitement dans la boucle de commande.
- Les variables de l'environnement : elles concernent tous les facteurs de l'espace autour de l'opérateur tels que l'éclairage, les perturbations sonores, la température, ou encore l'état de la route et les vibrations.
- Les variables internes de l'opérateur : elles sont liées à la personne effectuant la tâche de contrôle et peuvent donc changer d'un opérateur à l'autre, ce sont par exemple l'entraînement, la fatigue ou le stress, ou aussi la motivation.

- Les variables procédurales : elles concernent la manière dont l'opérateur effectue la tâche, comme par exemple, l'ordre de déroulement des opérations.

1.3.1 Modèle à trois niveaux de Rasmussen

(Rasmussen 1983) propose un modèle à trois niveaux de comportement de l'opérateur d'un système automatisé. Il s'agit d'un modèle qualitatif très général qu'on complète par des modèles plus spécifiques d'une situation donnée (Figure 1.11). A titre d'exemple, (H. G. Stassen, Dankelman, et Grimbergen 1999; Wentink et al. 2003) utilisent le modèle de Rasmussen pour décrire le comportement d'un chirurgien du point de vue méthodologique d'un automaticien. Dans leurs papiers, plusieurs exemples pratiques de l'application de ce modèle aux tâches chirurgicales sont cités et des critères sur les besoins et les moyens que doit inclure un simulateur chirurgical pour assurer un bon entraînement en sont déduits.

Les niveaux du modèle de Rasmussen sont les suivants :

a. Comportement basé sur l'habileté (SBB : Skill-Based Behavior)

Il représente le comportement humain qui survient sans contrôle conscient. L'exécution des tâches est hautement automatisée à ce niveau et est basée sur une sélection rapide de programmes moteurs qui contrôlent les muscles appropriés. Ces programmes moteurs sont basés sur une représentation précise de la tâche, de la dynamique du système et de son environnement. C'est le cas des tâches apprises par entraînement et expérience. Un exemple de ce genre de comportement est la marche.

(Rasmussen 1983) définit l'information sensorielle perçue lors de ce comportement en tant que signaux continus. Les informations sur les mouvements visuellement perceptibles d'un véhicule ou sur un afficheur sont des exemples de ces signaux continus.

b. Comportement basé sur les règles (RBB : Rule-Based Behavior)

Dans ce comportement, l'exécution des tâches est contrôlée par des règles et des procédures sauvegardées. Celles-ci ont probablement été dérivées empiriquement à partir d'occasions précédentes ou communiquées par des personnes expertes sous forme d'instructions. Les règles appropriées sont sélectionnées selon leur "succès" dans les expériences précédentes. Toute tâche qui comprend des étapes procédurales d'analyse ou de déduction fait appel à ce type de comportement.

A ce niveau, l'information est typiquement perçue comme des signes discrets. Un signe sert à activer ou déclencher une règle sauvegardée. Arrêter sa voiture en face d'un feu rouge est un exemple d'un signe (lumière rouge) qui déclenche une règle (l'arrêt d'une voiture).

c. Comportement basé sur la connaissance (KBB : Knowledge-Based Behavior)

En situations inconnues, face à une tâche pour laquelle aucune règle ou expérience précédente n'est disponible, le comportement humain est basé sur la connaissance. Durant ce type de comportement, l'objectif est explicitement formulé, en se basant sur une analyse du but final. Plusieurs plans sont développés et leurs effets mentalement testés par rapport à l'objectif et, finalement, l'un de ces plans est sélectionné.

A ce niveau du comportement, l'information est perçue en tant que symboles. Les symboles sont des blocs d'informations conceptuelles qui constituent une base de raisonnement et de planification. Par

exemple, dans la pratique médicale, les symptômes pathologiques sont des bons exemples de symboles.

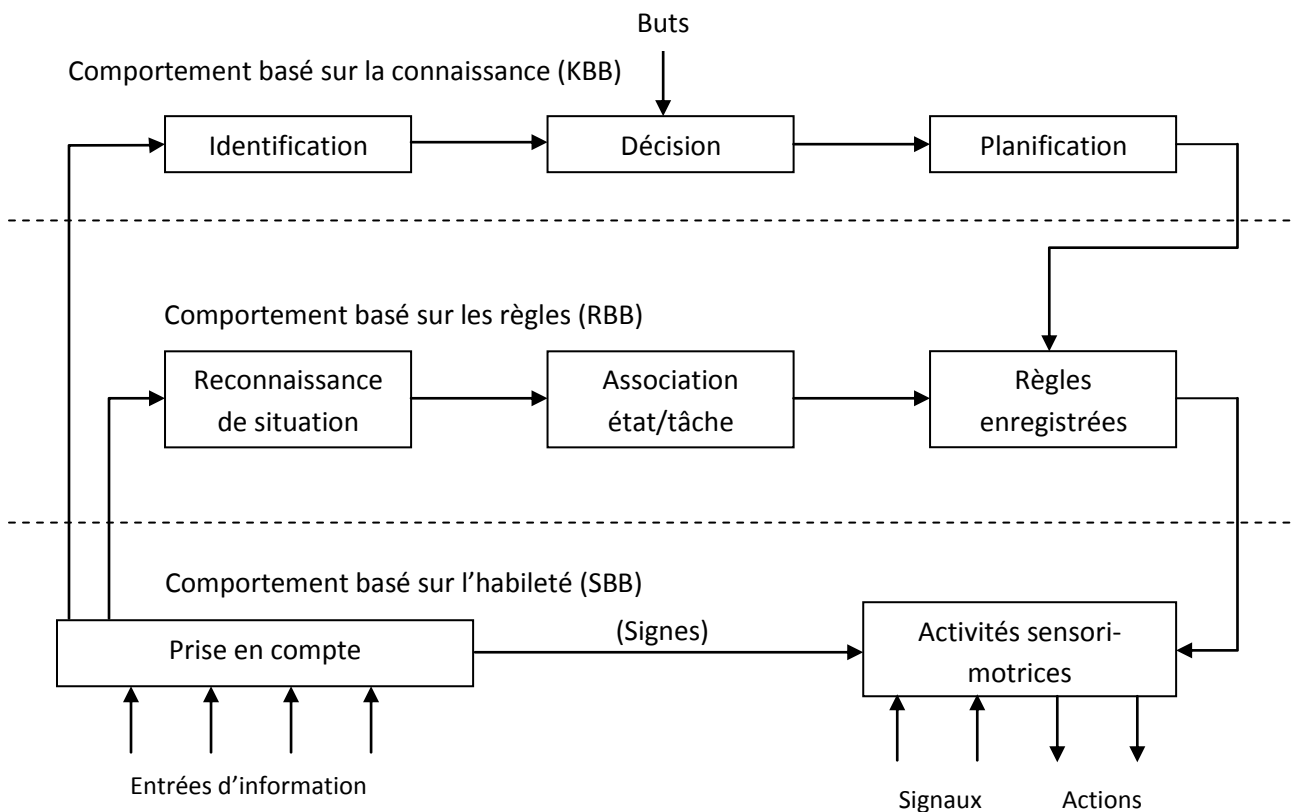


Figure 1.11: Modèle à trois niveaux de performance de l'opérateur humain d'après (Rasmussen 1983) .

1.3.2 Modèle Crossover

La théorie du contrôle manuel a été développée pour modéliser plusieurs systèmes importants avec opérateurs humains, tels que les avions et autres véhicules. La théorie de base du contrôle manuel modélise l'humain par un système quasi linéaire de manière à appliquer les méthodes classiques pour l'analyser. Il se trouve qu'une description linéaire simple avec un gain, un retard temporel et un système à avance-retard, peut décrire efficacement un opérateur humain : Equation (1.1). Il a été prouvé que lorsque cette description est combinée avec la plupart des éléments contrôlés, elle prend une forme usuelle dite "Modèle Crossover" (D. T McRuer et Jex 1967). Le modèle Crossover est conforme aux caractéristiques souhaitables d'un compensateur avec un élément contrôlé, parce que la pente de la courbe de l'amplitude de sa fonction de transfert en boucle ouverte dans un tracé de Bode est de 20dB/décade autour de la fréquence de coupure (dite fréquence du Crossover) et qu'il y a une marge de phase adéquate à cette fréquence.

$$Y_p(j\omega) = K_p \frac{(T_L j\omega + 1)}{(T_I j\omega + 1)} e^{-j\omega\tau_e} \quad (1.1)$$

Le modèle Crossover stipule qu'un pilote bien entraîné et concentré adapte son comportement de conduite en fonction de l'erreur e affiché entre le signal de référence u et le signal de sortie s pour produire une action c afin de réduire au minimum cette erreur (Figure 1.10). Le pilote humain a la possibilité d'ajuster son comportement de sorte que les caractéristiques du système en boucle fermée satisfassent les exigences typiques dans un processus de contrôle, à savoir :

- Un bon compromis entre stabilité, rapidité et précision, traduit par des marges de stabilité adéquates.
- Un rejet des perturbations et des entrées non désirables.
- Une robustesse du contrôle vis-à-vis des variations et des incertitudes dans le modèle du processus.

La précision de ce système de commande correspond dans ce cas à une bonne poursuite de la trajectoire désirée (injectée en consigne) par la sortie du système (qui représente la trajectoire réalisée). Un comportement de ce type est assuré généralement par un gain élevé en basses fréquences ou par l'ajout d'une intégration dans la chaîne directe du système. Or, une telle situation engendrerait une réduction de la marge de phase qui se reflète par des oscillations importantes en régime transitoire et donc, un risque d'instabilité. Il est donc nécessaire de trouver la bonne valeur du gain qui assure une bonne poursuite sans altérer la stabilité du système. Cependant, il est clair que, selon la vitesse de variation de la consigne, il existe une limite supérieure à ne pas franchir pour que l'erreur de poursuite soit négligeable. La valeur minimale de ce gain est celle qui assure le meilleur compromis, un risque d'instabilité minimal avec une poursuite correcte.

(D. T McRuer et Jex 1967) proposent également l'introduction d'un retard dans la boucle de commande, représentant le temps de réaction du pilote humain pour apercevoir un changement dans l'état du système et le retard du processus. Ce retard ne devra pas dépasser une limite supérieure sous peine de provoquer une instabilité dans la poursuite. Le modèle Crossover est représenté par la fonction de transfert en boucle ouverte $Y_{OL}(\cdot)$ qui s'écrit sous la forme donnée par l'équation (1.2) autour de la fréquence de coupure. Sa marge de phase est donnée par l'équation (1.3).

$$Y_{OL}(j\omega) = Y_p Y_c = \frac{\omega_c}{j\omega} e^{-j\omega\tau_e} \quad (1.2)$$

- ω_c : gain de boucle et représente aussi la fréquence de coupure du système.
- τ_e : regroupe les retards du processus et de l'opérateur.

$$\varphi_M = \frac{\pi}{2} - \tau_e \omega_c \quad (1.3)$$

Notons que ce modèle est valide dans une région de largeur variant entre une décade et une décade et demie, centrée autour de sa fréquence de coupure ω_c . Notons aussi que plus la tâche est difficile, plus la fréquence de Crossover ω_c est grande et le retard effectif τ_e est petit. Ces deux paramètres du modèle Crossover sont fonctions des variables de tâche.

Ce modèle élémentaire représente une approximation convenable pour les tâches de compensation. Il permet de modéliser le comportement du système humain – machine dans les tâches de conduite si les variations dans le signal de référence ne sont pas très fortes.

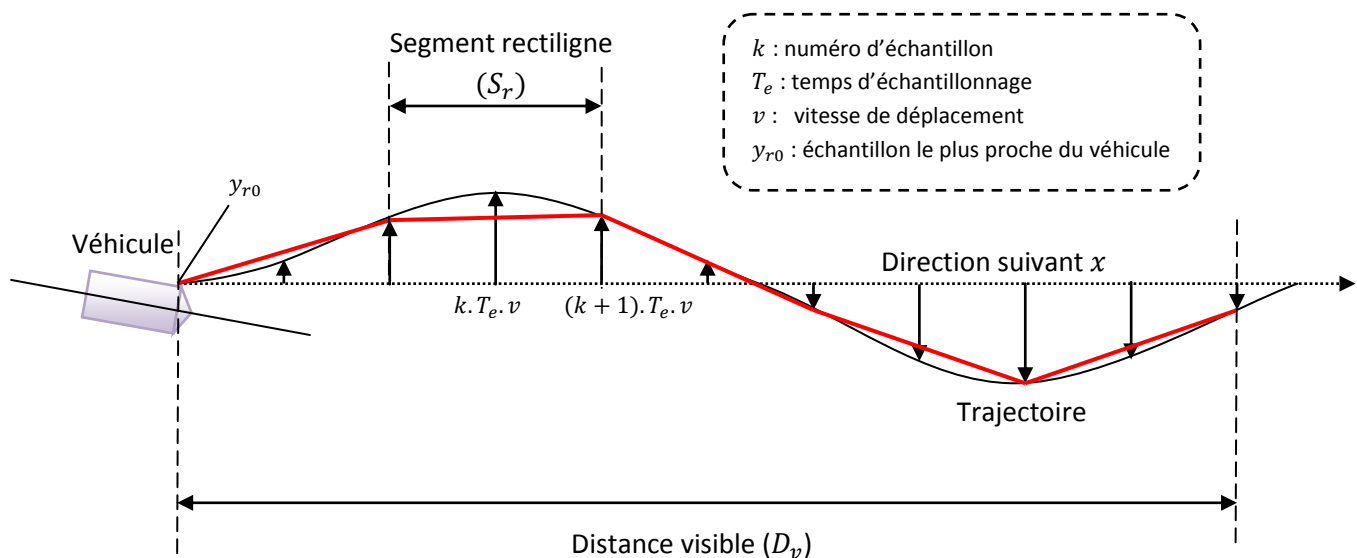


Figure 1.12: Acquisition des données (Modèle OPCM de Sharp).

1.3.3 Modèle OPCM

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. Elle a été introduite par (T. B Sheridan 1966). Par exemple, les actions de contrôle d'un conducteur humain d'automobile en poursuite d'une route simulent cette technique de commande. Si le conducteur peut voir une longue partie de la route devant lui, alors les changements de direction de la route sont bien anticipés, ce qui donne une bonne poursuite de trajectoire sans freinage ou actions de contrôle excessives. Dans le cas contraire où le conducteur doit suivre le même chemin à la même vitesse mais avec une visibilité limitée, les actions de contrôle seront beaucoup plus sévères puisqu'il n'est pas possible d'anticiper les changements de direction de la route et de commencer des actions préparatoires. Une telle activité accrue de contrôle peut générer une saturation des actionneurs.

Il est largement connu que les opérateurs humains sont capables de contrôler et de s'adapter à une large gamme de systèmes dynamiques, dont plusieurs sont des véhicules avec un besoin de contrôle par anticipation et prévision, tels que les automobiles ou les avions (D. T McRuer et al. 1977). 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 (MacAdam 1980).

Cette analogie avec la conduite d'automobile en a fait une des applications majeures du contrôle par prévision et anticipation, qui s'est illustrée par la conception de système de commande pour des véhicules sans conducteur : (Farooq et Limebeer 2005; Cunha et al. 2006; Sharp, Casanova, et Symonds 2000). Un autre champ d'application d'un intérêt significatif est la conception de systèmes de suspension active (Prokop et Sharp 1995; Roh et Y. Park 1999) où un capteur fournit l'information

sur le profil de la route en face du véhicule, cette information étant utilisée pour 'préparer' le système de suspension. L'opération d'une telle suspension active peut être comparée au skieur qui étend ses jambes avant une bosse afin d'assurer une capacité maximale d'absorption de l'impact. D'autres applications pour cette méthode peuvent inclure le contrôle de processus, la robotique ou tout autre problème où une référence ou une perturbation est connue à l'avance.

Dans l'application 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 qui 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 (Figure 1.12). Cette distance visible est choisie, d'une part, par rapport aux variables environnementales (pluie, brouillard, etc.) et d'autre part par rapport à 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, déterminé en décomposant la distance visible en segments rectilignes S_r qui correspondent à une entrée de commande constante, ce qui donne $T_p = \frac{S_r}{v}$.

En pratique, le temps preview T_p est un multiple du temps d'échantillonnage : $T_p = q \cdot T_e$. Dans le cas de ce modèle OPCM, présenté par (Prokop et Sharp 1995), la commande se base sur plusieurs intervalles de temps T_p qui sont égaux au nombre de segments rectilignes composant la distance visible D_v . La Figure 1.12 montre un exemple d'acquisition d'éléments visibles de la trajectoire avec $q = 2$ et $n_v = 5$ intervalles visibles. Cependant, dans la plupart des travaux qui ont utilisé ce modèle (Prokop et Sharp 1995; Sharp et Valtetsiotis 2001; Sharp 2005; Sharp 2007) la représentation du modèle global est basée sur un intervalle de temps unique.

La Figure 1.13 présente la structure de base du contrôleur dans le cas d'un intervalle unique. Le conducteur effectue une acquisition des échantillons visibles de la trajectoire, les compare à la position actuelle et doit ensuite déterminer, en fonction de ces valeurs, la commande à adopter.

Dans le schéma synoptique de cette commande (Figure 1.14), établi par (Sharp et Valtetsiotis 2001), un registre à décalage est utilisé pour représenter la manière dont les valeurs des échantillons de l'allure ultérieure de la trajectoire sont déplacés pendant chaque itération de la boucle de commande. La valeur de l'échantillon de trajectoire près du véhicule, y_{r0} dans la Figure 1.12, est remplacée par une nouvelle valeur y_{ri} considérée comme une entrée du système.

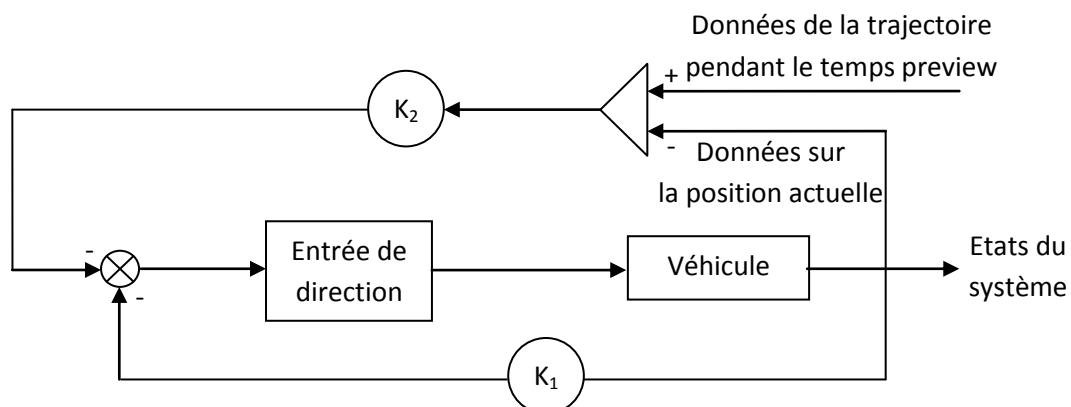


Figure 1.13: Structure du contrôleur optimal à temps discret (Modèle OPCM de Sharp).

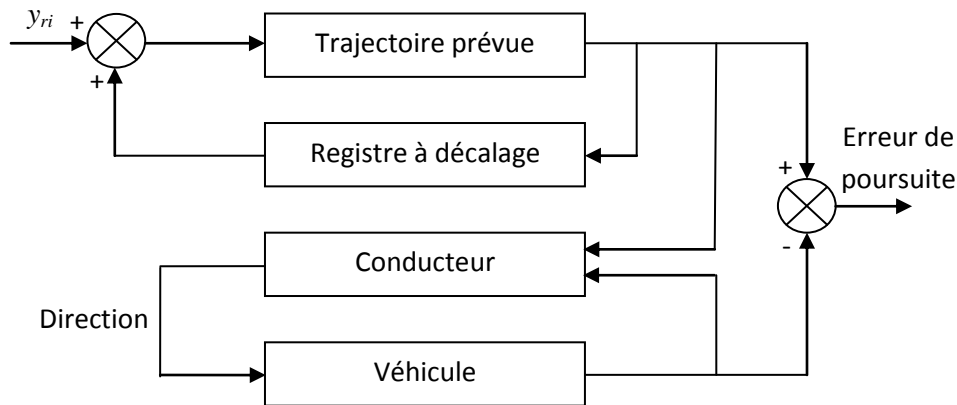


Figure 1.14: Structure du système pilote-véhicule / trajectoire avec la formulation de la commande optimale à prévision et anticipation (Modèle OPCM de Sharp).

Représentation d'état des éléments du modèle OPCM

Le véhicule ou l'élément contrôlé est représenté par les équations d'état d'un système linéaire d'ordre n_c , avec m_c entrées et p_c sorties :

$$\begin{cases} x_c(k+1) = A_c x_c(k) + B_c u(k) \\ y_c(k) = C_c x_c(k) \end{cases} \quad (1.4)$$

Où : $A_c (n_c \times n_c)$ est la matrice d'état, $B_c (n_c \times m_c)$ est la matrice d'entrée, $C_c (p_c \times n_c)$ est la matrice de sortie.

La partie visible de la trajectoire est également représentée par des équations d'état. Pour un temps preview T_p contenant q échantillons de la trajectoire, on a la représentation suivante :

$$y_T(k+1) = A_T y_T(k) + B_T y_{Ti} \quad (1.5)$$

Où : $A_T (q \times q)$ est la matrice d'état, $B_T (q \times 1)$ est la matrice d'entrée, et y_{Ti} est l'entrée du système.

Avec :

$$A_T = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \dots & \dots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

Et :

$$B_T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

En combinant les représentations d'état du véhicule (1.4) et les échantillons de la trajectoire (1.5), on obtient la représentation globale suivante :

$$\begin{bmatrix} x_c(k+1) \\ y_T(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 \\ 0 & A_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ B_T \end{bmatrix} y_{Ti} \quad (1.8)$$

Notons que, dans ce modèle global, il n'y a aucune connexion particulière entre le véhicule et la trajectoire. La connexion viendra de la spécification de la fonction de coût pour l'optimisation.

Selon (Prokop et Sharp 1995), nous cherchons la commande optimale à temps invariant qui minimise la valeur de la fonction quadratique de coût :

$$J = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{k=0}^n \{Z^T(k) \cdot R_1 \cdot Z(k) + u(k) \cdot R_2 \cdot u(k)\} \quad (1.9)$$

Où $Z = [x_c \ y_T]^T$ est le vecteur d'état du système global de dimension $(n_c + q \times 1)$. R_1 est une matrice de pondération semi définie positive de dimension $(n_c + q \times n_c + q)$. R_2 est un scalaire de pondération positif.

Cette commande optimale, notée $u^*(k)$, est un retour d'état écrit sous la forme :

$$u^*(k) = -K \cdot Z(k) \quad (1.10)$$

Avec :

$$K = (R_2 + B^T P B)^{-1} B^T P A \quad (1.11)$$

Où A et B sont les matrices d'état et d'entrée du système global (1.8).

P est la solution de l'équation algébrique discrète de Ricatti (Lancaster et Rodman 1995):

$$P = A^T P A - A^T P B (R_2 + B^T P B)^{-1} B^T P A + R_1 \quad (1.12)$$

Plus de détails sur la formulation de ce modèle ainsi que sur la méthodologie utilisée pour l'appliquer seront donnés à la section 4.3, page 124.

D'autres modèles du système humain – machine et leurs applications sur la tâche de conduite d'un véhicule ou d'un fauteuil roulant peuvent être trouvés dans (Meliani 2009).

1.4 Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les différentes applications des interfaces haptiques dans le domaine de la rééducation et la réadaptation de personnes handicapées ainsi que les environnements virtuels qui ont été développés par de nombreux chercheurs à cette fin (section 1.2.2 page 27). Les avantages de ces techniques pour les personnes handicapées moteurs plus spécifiquement, ont été également soulignés par les travaux de recherche les ayant mises en application dans ce contexte (section 1.2.4, page 33).

Les différents aspects qu'a pris la commande via un effecteur haptique ont été cités (section 1.2.3, page 31), notamment à travers des applications de robotique qui ont montré les avantages de cette technologie par des études comparatives, qualitatives et quantitatives, par des analyses de performances et par des évaluations de charges de travail physique et mentale. Le but était d'apporter un support méthodologique à cette approche et d'en illustrer les fondements conceptuels.

Par un état de l'art des différents travaux portant sur l'assistance à la conduite de FRE pour les personnes handicapées moteurs (section 1.1, page 17), notamment via l'automatisation complète ou partielle de la commande, nous avons pu constater que les réflexions sur l'apport éventuel d'une interface haptique n'ont pas été menées au bout et explorées expérimentalement et analytiquement. En effet, les recherches étaient focalisées principalement sur le perfectionnement des techniques issues de la robotique mobile afin qu'elles puissent servir dans ce domaine. Peu de considérations ont été accordées au facteur humain dans ces systèmes et aux possibilités d'amélioration de l'état physique et psychologique du patient en renforçant son implication dans le contrôle de sa machine et en gérant ses appréhensions vis-à-vis d'un système qui l'accompagne dans son quotidien.

Nous avons terminé par la présentation des modèles de systèmes humain – machine qui ont été développés initialement pour la réalisation de simulateurs de conduite, tel le modèle Crossover (section 1.3.2, page 40), ou pour la conception de systèmes à conduite automatique de véhicules ou d'avions, ce qui est notamment le cas du modèle OPCM (section 1.3.3, page 42). Ces modèles nous serviront dans la suite à tenter d'analyser théoriquement les différences entre une conduite classique de FRE et une conduite assistée par des informations haptiques.

2. Méthodologie

Ce chapitre illustre la méthodologie de notre travail, qui inclut la description et la modélisation cinématique et dynamique du fauteuil VAHM 3 et l'implémentation d'une commande à assistance haptique sur ce fauteuil via deux effecteurs haptiques différents : le Joystick SideWinder2™ de Microsoft© et le PHANTOM Omni™ de SensAble©. On décrira en détails la méthodologie de conception et d'implémentation du retour d'effort, avec la boucle de commande du système et les algorithmes développés pour l'exécution de la tâche de contrôle. Les aspects pratiques seront sommairement développés et illustrés afin de rendre compte des contraintes procédurales rencontrées dans le cadre de ce travail.

On parlera finalement du cadre expérimental mis en place pour la validation de cette approche et des outils d'analyse quantitative que l'on a utilisés afin de valider les intérêts de cette approche.

2.1 Description et modélisation du Fauteuil VAHM

2.1.1 Description du VAHM

Le projet VAHM (Véhicule Autonome pour personnes Handicapés Moteurs) a été initié par le laboratoire LASC au début des années 90. Son objectif était d'apporter une assistance à la conduite à des personnes handicapés moteurs présentant des difficultés ou étant dans l'impossibilité de piloter un FRE de façon classique. A cette fin, ce fauteuil fût équipé de plusieurs éléments de perception intéroceptive et extéroceptive et de technologies de calcul et de décision.

Dans sa dernière version, le fauteuil VAHM 3 est un prototype basé sur le modèle commercial Storm™, commercialisé par Invacare©. Il a été initialement équipé d'une ceinture de 16 capteurs ultrasonores, de 2 codeurs optiques incrémentaux et d'un PC industriel embarqué. Avec ce système de positionnement et ces capteurs d'environnement, et grâce à des cartes électroniques à base de microcontrôleurs, les déplacements du fauteuil ont pu être mesurés et transmis au PC embarqué. Ainsi, de nombreux travaux furent implémentés sur le fauteuil dans cette configuration, dans le but



Figure 2.1: Télémètre laser Hokuyo URG-04LX de dimension $(50 \times 50 \times 70 \text{ mm}^3)$.

de réaliser une automatisation complète via l'implémentation de comportements prédéfinis et l'élaboration d'une base de cas pour en sélectionner le plus adéquat à la situation courante (Grasse 2007). D'autres techniques issues de la robotique mobile furent également implémentées sur ce fauteuil afin de lui attribuer un comportement intelligent, comme par exemple la reconnaissance automatique de trajectoire via un filtrage particulière (Grasse, Morère, et Pruski 2010) ou pour la localisation du robot via la fusion d'informations multi capteurs (Horn, Courcelle, et Kreutner 2000; Kreutner 2004).

Plus récemment, avec la réduction notable dans les coûts des nouvelles technologies, le VAHM 3 a été équipé de nouveaux instruments de mesure plus rapides et plus précis, à savoir le télémètre laser URG-04LX™ de Hokuyo© (Figure 2.1) monté à l'avant du fauteuil (Figure 2.2) : ce capteur couvre un secteur de 240° ; il possède une résolution de 0.36° avec une fréquence de 10Hz¹² et une distance mesurable variant de 20mm à 4m ; ces mesures sont effectuées sur un plan horizontal autour du fauteuil ; ce capteur se trouve à une hauteur de 40cm du sol, il fournit une perception suffisante pour des tâches de navigation en environnement d'intérieur. Une webcam (hauteur : 480p, largeur : 640p) a également été montée sur le fauteuil (Figure 2.2) : elle permet de visualiser une image de l'environnement sur l'écran d'un ordinateur portable placé sur la tablette du fauteuil. Notons que cette caméra n'est pas utilisée dans le contexte de notre étude. Les informations provenant des odomètres montés sur les roues arrière du fauteuil n'ont également pas été utilisées : elles correspondent en effet aux nombre de tours de roues et seront, dans ce cas, largement biaisées à cause du poids de l'ensemble (fauteuil roulant + personne) qui peut générer des phénomènes de



Figure 2.2: Fauteuil VAHM 3 instrumenté (100cmx70cm).

¹² En pratique, cette fréquence se retrouve réduite à environ 6Hz, du fait des temps d'acquisition et de traitement des données.

glissement et de patinage sur le sol quand le conducteur effectue des manœuvres brusques (d'avance ou de freinage) sur le dispositif de commande du fauteuil. De plus, réduire la dépendance de cette technique vis-à-vis de capteurs supplémentaires la rendra plus facilement transférable sur d'autres types de FRE et lui permettra ainsi d'être utilisable par un plus grand nombre de personnes handicapées. Ces restrictions aux niveaux des instruments de perception impliquent des modifications dans la méthodologie par rapport aux travaux précédents sur le même thème (Bourhis et Sahnoun 2008; Sahnoun 2007) qu'on explicitera dans la suite de ce chapitre (section 2.2.3, page 63).

Ces capteurs sont reliés via un hub USB et une connexion Ethernet à un ordinateur portable qui exécute les différents algorithmes de conduite assistée (Figure 2.2). L'interface de contrôle du fauteuil est également reliée à l'ordinateur portable. Une carte à base de microcontrôleur permet de basculer entre le mode de conduite manuelle via la manette d'origine du fauteuil, et un mode semi automatisé géré par un algorithme implémenté sur le PC. Dans notre cas, la manette du fauteuil sera remplacée par un effecteur haptique (section 2.2.4, page 68) dont la gestion des effets de force sera assurée par l'algorithme que nous avons développé (section 2.2.3, page 63). Un module de puissance permet la conversion des commandes appliquées sur l'interface de commande en tensions électriques envoyées aux deux moteurs actionnant les roues motrices. Les commandes envoyées par un algorithme de conduite sont exprimées en vitesses linéaire et angulaire. Un régulateur interne au fauteuil se charge de transformer ces vitesses en tensions de commande qui sont transmises à l'étage de puissance. En l'absence de toute donnée sur ce régulateur, il a été simulé sur l'ordinateur, dans des travaux précédents, par un contrôleur flou qui a permis aux développeurs d'exprimer leurs consignes en termes de vitesses, ce qui est plus commode d'un point de vue méthodologique.

Grâce à ce système, plusieurs fonctionnalités semi – autonomes ont été implémentées et évaluées. On peut citer la fonctionnalité de passage étroit que l'utilisateur peut exécuter quand il appréhende de franchir un passage de porte ou toute autre zone étroite (Leishman, Horn, et Bourhis 2009; Leishman, Horn, et Bourhis 2010). Une autre fonctionnalité est le suivi de mur qui facilite à l'utilisateur le déplacement dans un bâtiment étendu. Ces deux fonctionnalités peuvent être sélectionnées via une interface déictique simple et intuitive et l'utilisateur peut les interrompre et récupérer la main à tout instant par simple action sur l'interface de commande.

2.1.2 Modèle cinématique

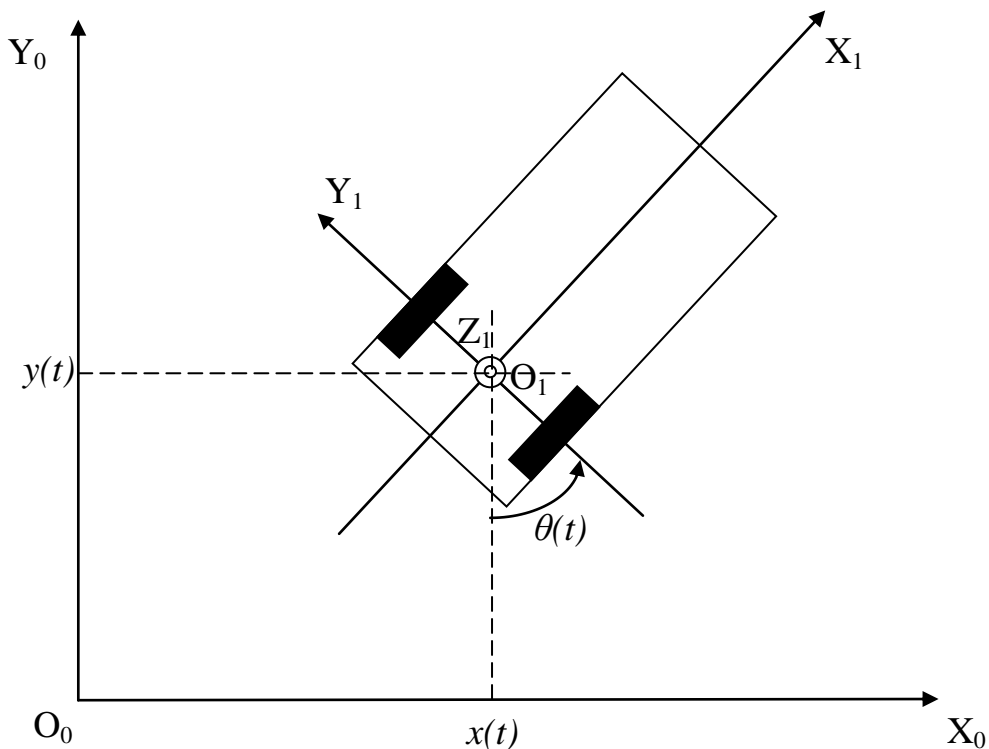


Figure 2.3: Posture q du prototype : $q = [x(t) \ y(t) \ \theta(t)]^T$.

Pour la modélisation cinématique du fauteuil VAHM, on suppose qu'il se déplace sur des surfaces planes et horizontales (environnements intérieurs). Les mouvements du fauteuil sont donc limités à des translations dans le plan (O_0, X_0, Y_0) et des rotations autour de son axe de rotation (O_1, Z_1) , (Figure 2.3).

Le modèle cinématique de configuration est un modèle que l'on qualifie de "descriptif" car son rôle est de décrire le mouvement sans se préoccuper des causes physiques l'ayant engendré. Il va lier les postures successives du système (position $[x(t), y(t)]^T$ et orientation $\theta(t)$) au vecteur des variables articulaires en tenant compte de la non holonomie du robot.

Le fauteuil possède deux roues motrices de même rayon R . La distance entre les deux roues est notée L . Le modèle cinématique du fauteuil est similaire à celui d'un robot mobile possédant deux roues motrices indépendantes et des roues folles pour maintenir stable la base mobile. A partir de la connaissance de la posture q du robot à un instant donné t exprimée dans un repère $\mathcal{R}_0(O_0, X_0, Y_0, Z_0)$ et de la mesure de la variation des angles de rotation des roues motrices, on souhaite estimer la posture du robot à l'instant suivant $t + 1$. Pour cela, on utilise le principe de l'odométrie.

La posture q du robot à l'instant t est donnée par : $q = [x(t), y(t), \theta(t)]^T$. Pour chaque roue motrice on définit :

- Son rayon : $R_g[m]$ (rayon de la roue motrice gauche) et $R_d[m]$ (rayon de la roue motrice droite) avec $R_d = R_g = R$.
- Son angle de rotation instantané : $\alpha_g(t)[rad]$ et $\alpha_d(t)[rad]$.

Le vecteur des variables articulaires est composé des angles de rotation instantanés des roues motrices : $\theta(t) = [\alpha_g(t), \alpha_d(t)]^T$

On choisit de définir $\alpha(t)$ de telle sorte qu'il soit positif lorsque la rotation de la roue induit un déplacement vers l'avant (Figure 2.4).

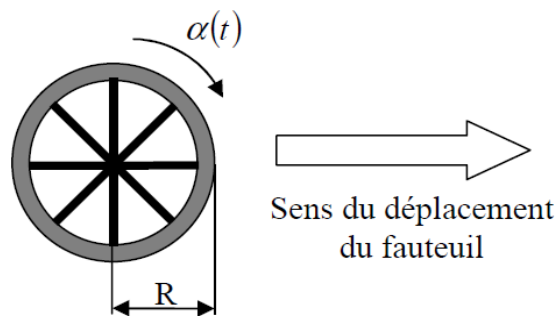


Figure 2.4: Convention de signe pour l'angle de rotation d'une roue motrice.

La vitesse angulaire instantanée de chaque roue $\omega_g(t)$ et $\omega_d(t)$ est donnée par la relation suivante :

$$\omega_{g,d}(t) = \frac{d\alpha_{g,d}(t)}{dt} \quad (2.1)$$

La vitesse linéaire instantanée de chaque roue $V_g(t)$ et $V_d(t)$ est donnée par la relation suivante :

$$V_{g,d}(t) = R \cdot \omega_{g,d}(t) \quad (2.2)$$

La (Figure 2.5) représente ces différentes notations.

On s'intéresse au mouvement décrit par le fauteuil entre deux postures successives. Soient $\Delta\alpha_g(t)$ et $\Delta\alpha_d(t)$ les variations instantanées des angles de rotation des roues gauche et droite respectivement, correspondant au passage d'une posture à une autre. Ces variations sont définies à partir des vitesses de rotation instantanées $\omega_g(t)$ et $\omega_d(t)$ et de la période d'échantillonnage T_e du système :

$$\Delta\alpha_{g,d}(t) = \omega_{g,d}(t) \cdot T_e \quad (2.3)$$

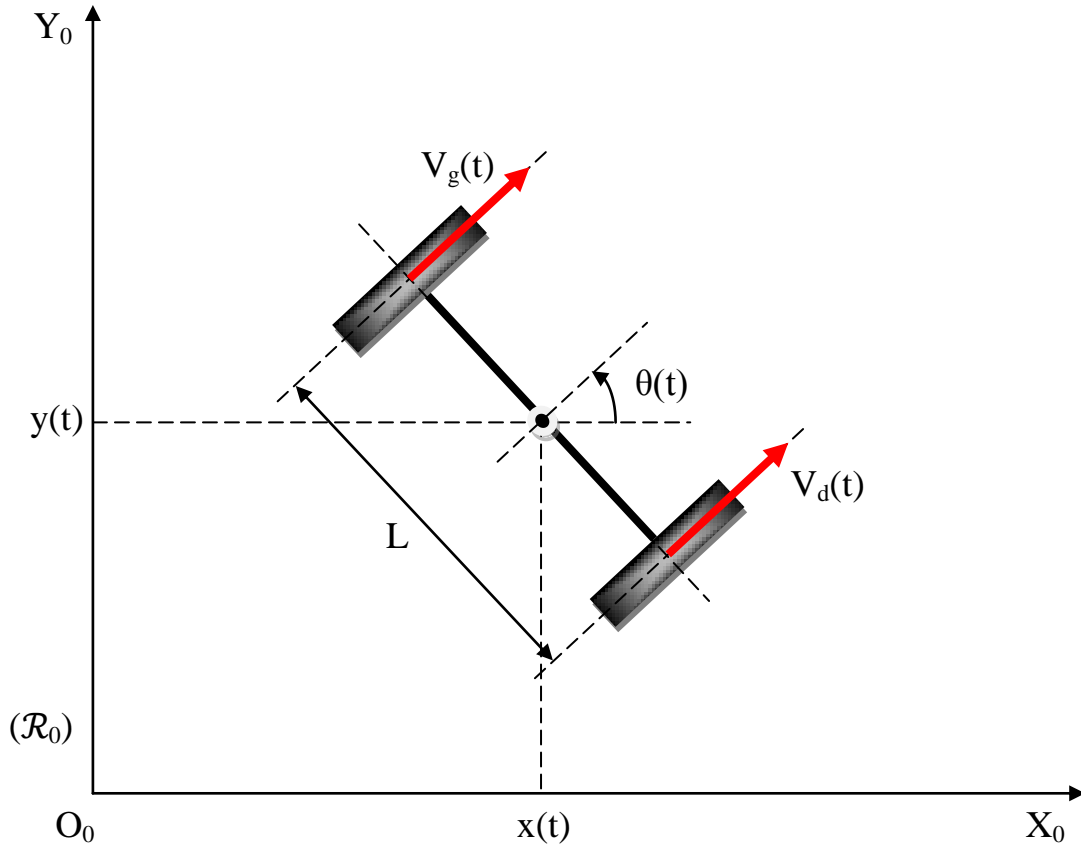


Figure 2.5: Posture du fauteuil par rapport à un repère global (\mathcal{R}_0)

On suppose que le centre de rotation du fauteuil (centre des roues motrices) passe du point A au point B pendant une période d'échantillonnage T_e (Figure 2.6). Donc, si le fauteuil est au point A à l'instant t_1 et arrive au point B à l'instant t_2 , alors $t_2 - t_1 = T_e$. Posons $t_1 = k \cdot T_e$ et $t_2 = (k + 1) \cdot T_e$

Posons : $q_A = q(t_1) = q_k$ et $q_B = q(t_2) = q_{k+1}$

Entre les instants $t_1 = k \cdot T_e$ et $t_2 = (k + 1) \cdot T_e$, le centre des roues motrices a parcouru la distance ΔS_k et l'axe des roues a tourné de l'angle $\Delta \theta_k$. Les roues motrices gauche et droite ont parcouru respectivement les distances $\Delta S_{g,k}$ et $\Delta S_{d,k}$.

A partir de la Figure 2.6, on peut écrire :

$$\begin{cases} x_{k+1} = x_k + \Delta x_k \\ y_{k+1} = y_k + \Delta y_k \\ \theta_{k+1} = \theta_k + \Delta \theta_k \end{cases} \quad (2.4)$$

Avec :

$$\begin{cases} \Delta x_k = \Delta S_k \cdot \cos(\beta_k) \\ \Delta y_k = \Delta S_k \cdot \sin(\beta_k) \\ \beta_k = \frac{\theta_{k+1} + \theta_k}{2} = \theta_k + \frac{\Delta \theta_k}{2} \end{cases} \quad (2.5)$$

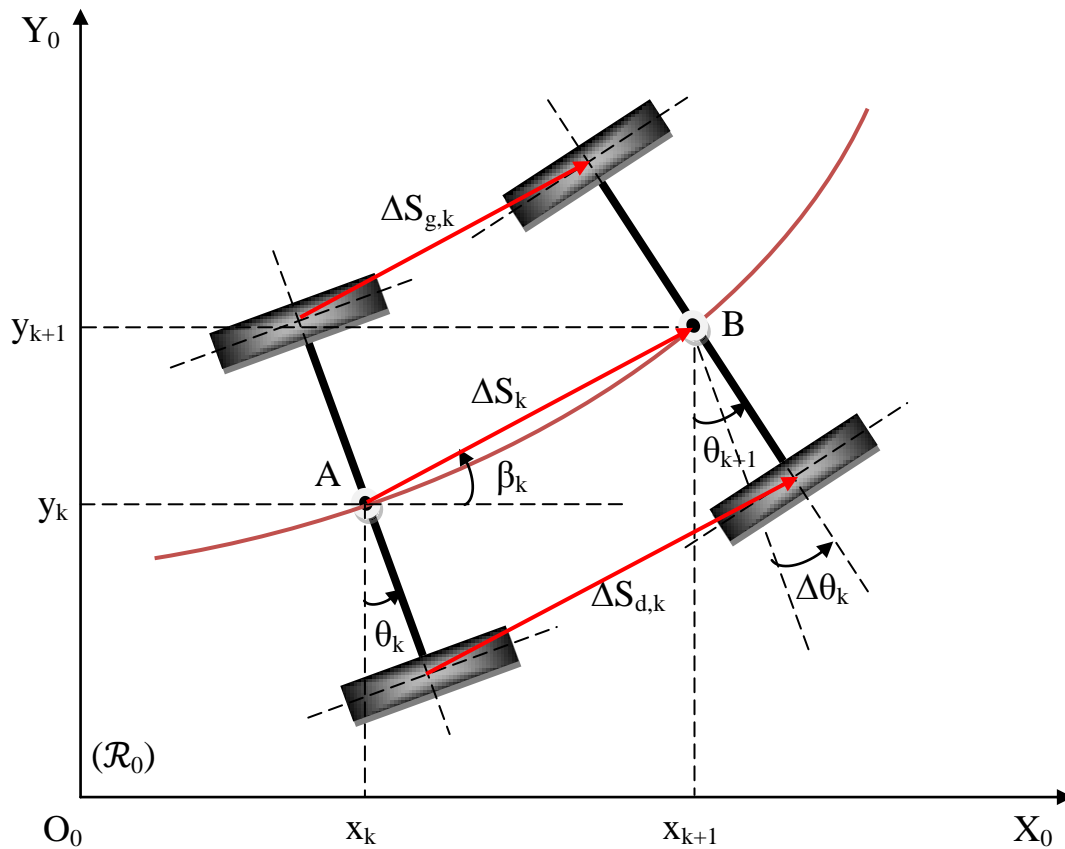


Figure 2.6: Variation de la posture du fauteuil entre deux instants d'échantillonnage.

En définissant la variation de la posture Δq_k du fauteuil entre les instants $k.T_e$ et $(k+1).T_e$ par $\Delta q_k = [\Delta x_k, \Delta y_k, \Delta \theta_k]^T$, le système d'équations précédent s'écrit comme suit :

$$q_{k+1} = q_k + \Delta q_k \quad (2.6)$$

On peut déduire de la Figure 2.6 les expressions suivantes :

$$\begin{cases} \Delta S_k = \frac{\Delta S_{d,k} + \Delta S_{g,k}}{2} \\ \sin(\Delta \theta_k) = \frac{\Delta S_{d,k} - \Delta S_{g,k}}{L} \end{cases} \quad (2.7)$$

Pour un pas d'échantillonnage assez petit, on obtient des angles $\Delta\theta_k$ petits et donc on peut approximer $\sin(\Delta\theta_k)$ par $\Delta\theta_k$. On obtient dans ce cas :

$$\Delta\theta_k = \frac{\Delta S_{d,k} + \Delta S_{g,k}}{L} \quad (2.8)$$

D'où le modèle cinématique du fauteuil :

$$\begin{cases} x_{k+1} = x_k + \Delta S_k \cdot \cos\left(\theta_k + \frac{\Delta\theta_k}{2}\right) \\ y_{k+1} = y_k + \Delta S_k \cdot \sin\left(\theta_k + \frac{\Delta\theta_k}{2}\right) \\ \theta_{k+1} = \theta_k + \Delta\theta_k \end{cases} \quad (2.9)$$

Avec :

$$\begin{cases} \Delta S_k = \frac{\Delta S_{d,k} + \Delta S_{g,k}}{2} \\ \Delta\theta_k = \frac{\Delta S_{d,k} + \Delta S_{g,k}}{L} \end{cases} \quad (2.10)$$

Notons que la position, la direction et la vitesse de déplacement du fauteuil peuvent être déduites à partir des valeurs de déplacements de la roue gauche $\Delta S_{g,k} = R \cdot \Delta\alpha_{g,k}$ et de la roue droite $\Delta S_{d,k} = R \cdot \Delta\alpha_{d,k}$ entre deux postures successives.

Ce modèle a été déterminé dans le cadre d'une étude menée par (Anas Fattouh 2005; Sahnoun 2007).

2.1.3 Modèle dynamique

Le modèle dynamique du fauteuil est fonction de plusieurs éléments ou sous – systèmes : les éléments rigides (assise et matériaux embarqués), les éléments mobiles (roues motrices et roues libres), 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.

Ce modèle est du deuxième ordre avec des paramètres qui sont fonction du type du fauteuil, notamment l'inertie imposée à chaque moteur. Cette inertie change selon l'angle de rotation (emplacement des roues motrices), l'assise, la distance entre les roues motrices et les roues libres, la hauteur du fauteuil, le poids de l'utilisateur, etc. D'autres paramètres sont liés directement aux moteurs et aux réducteurs comme les coefficients de viscosité. En prenant comme référence le système de coordonnées de la Figure 2.3, l'équation dynamique du mouvement du fauteuil s'écrit selon (Fujii et Wada 2003; Fujii et Wada 2005) comme suit:

$$J_e \begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_g \\ \ddot{\alpha}_d \end{bmatrix} + C_e \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_g \\ \dot{\alpha}_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_g \\ C_d \end{bmatrix} + \sigma \left(\frac{M}{2} + m_w \right) gR \sin(\psi) \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Avec :

$$J_e = \begin{bmatrix} \frac{1}{2}J_a + \sigma \left\{ J_w + \left(\frac{M}{2} + m_w \right) R^2 + \left(\frac{R}{L} \right)^2 J \right\} & \sigma R^2 \left(\frac{M}{4} - \frac{1}{L^2} J \right) \\ \sigma R^2 \left(\frac{M}{4} - \frac{1}{L^2} J \right) & \frac{1}{2}J_a + \sigma \left\{ J_w + \left(\frac{M}{2} + m_w \right) R^2 + \left(\frac{R}{L} \right)^2 J \right\} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Et :

$$C_e = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma} c_a + \sigma c_w & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sigma} c_a + \sigma c_w \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Le terme $\sigma \left(\frac{M}{2} + m_w \right) gR \sin(\psi)$, qui exprime le couple résistant, est dû à l'inclinaison de la surface de déplacement du fauteuil, comme le montre la Figure 2.7. Dans ce terme, g représente l'accélération gravitationnelle. Le Tableau 2.1 donne les désignations des différents symboles utilisés dans les équations (2.11), (2.12) et (2.13).

Ainsi, pour une étude dans un environnement intérieur, le fauteuil se déplace sur une surface plane horizontale et donc, l'angle d'inclinaison $\psi = 0$. Par conséquent, le couple résistant devient nul. Le modèle dynamique du fauteuil s'écrit donc :

$$J_e \begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_g \\ \ddot{\alpha}_d \end{bmatrix} + C_e \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_g \\ \dot{\alpha}_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_g \\ C_d \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

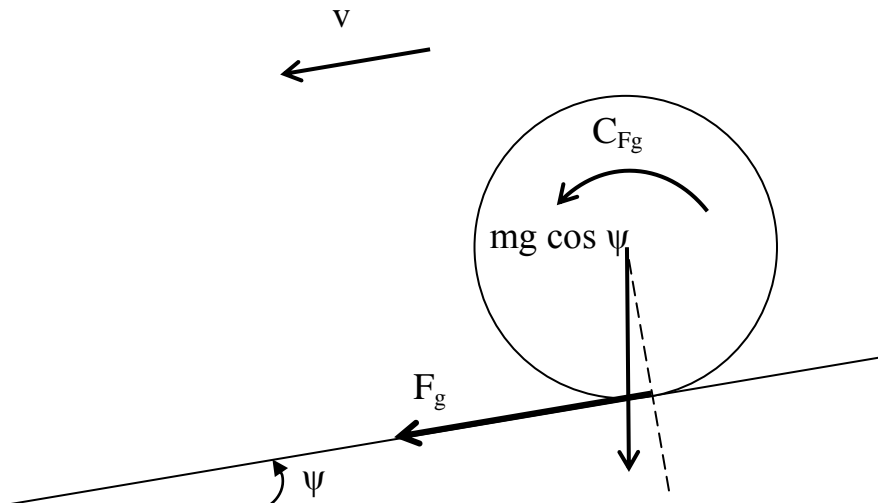


Figure 2.7: Déplacement du fauteuil sur une surface inclinée d'un angle ψ .

Le modèle dynamique dépend de plusieurs paramètres étroitement liés à la structure du fauteuil et sur lesquels nous possédons peu d'informations, particulièrement pour ceux qui sont liés aux données du constructeur (caractéristiques des moteurs). Cependant, grâce à plusieurs tests de conduite effectués sur notre prototype, on a constaté que certains paramètres ont plus d'influence sur la dynamique du fauteuil que d'autres. Ceci est particulièrement le cas des moments d'inertie du fauteuil (déterminés analytiquement en appliquant les lois de la physique) et des masses du fauteuil et du conducteur. Ainsi, une détermination approximative des autres paramètres (différents coefficients de viscosité) est suffisante pour obtenir un bon modèle dynamique du fauteuil (Meliani 2009).

Un travail d'identification a déjà été effectué au laboratoire LASC par (Anas Fattouh 2005). L'auteur a pu déterminer un modèle dynamique comportant 16 fonctions de transfert du second ordre, chacune correspondant à un comportement donné du fauteuil : avant, arrière, avant gauche/droit, arrière gauche/droit, rotation gauche/droite. Ce modèle a été utilisé sur un simulateur du FRE qui a servi à l'évaluation de l'apport du retour d'effort aux performances de conduite (Bourhis et Sahnoun 2008). Cependant, ce modèle ne pourra pas être utilisé dans une étude comportementale de la tâche de conduite car il représente le système sous forme de boîte noire et les coefficients de sa fonction de transfert ne correspondent pas directement aux paramètres dynamiques du système (ils étaient établis de manière à obtenir une simulation du fonctionnement global). Or ces informations sur la dynamique du système sont nécessaires au modèle OPCM que nous allons utiliser par la suite (en section 4.3, chapitre 4, page 124).

Symboles	Désignations	Valeurs déterminées
J	Moment d'inertie du fauteuil autour de l'axe z (axe vertical)	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 totale du fauteuil roulant et de l'opérateur	210.00 kg
m_w	Masse d'une roue motrice	2.00 kg
R	Rayon des roues motrices	0.17 m
L	Distance entre les deux roues motrices	0.57 m
c_a	Coefficient du frottement visqueux des roulements moteurs	0.06 N.m/rad/s
C_g, C_d	Couples moteurs gauche et droit	
α_g, α_d	Angles de rotation des roues motrices gauche et droite	
F_g, F_d	Forces de réaction agissant sur les roues motrices causées par le frottement de surface de déplacement.	
C_{Fg}, C_{Fd}	Couples exercés sur le mouvement de rotation des roues motrices	

Tableau 2.1: Symboles utilisés dans le modèle dynamique du FRE.

2.2 Méthodologie de calcul du retour d'effort

2.2.1 Contexte de l'application

L'état de l'art portant sur les avancées techniques dans le domaine des fauteuils roulants intelligents (chapitre 1, section 1.1, page 17) montre clairement que ces travaux ont été menés dans leur quasi-totalité en une seule direction : l'adaptation des technologies issues de la robotique mobile sur les FRE afin d'assurer des comportements intelligents au système. Cependant, la fiabilité, la sécurité et les apports de tels systèmes aux personnes handicapées sont très discutables. De plus, le coût élevé de ces technologies et les contraintes d'adaptabilité sur les modèles commerciaux réduisent largement leurs champs d'utilisation.

Il existe aussi dans la littérature des travaux de contrôle de FRE qui cherchent à fournir une automatisation partielle et laisse à l'humain le rôle de superviser les actions du système. Cependant, certains utilisateurs préfèrent conduire le fauteuil par eux-mêmes et ne pas déléguer la tâche de contrôle à des processus automatisés. Les causes sont souvent d'ordre psychologique : d'une part, ces personnes ne sont pas favorables à l'idée d'être constamment assistées dans leurs déplacements et, d'autre part, appréhendent l'usage de procédures automatisées dont la supervision leur provoque une charge de travail mentale accompagnée souvent d'un stress. Nous proposons donc d'établir un schéma de commande dans lequel les utilisateurs interviennent activement dans le contrôle du FRE, tout en tenant compte des contraintes de coopérativité du système et de son interaction avec l'humain.

Notre approche consiste à introduire un mode de conduite assistée en intégrant un retour haptique à l'interface de commande du FRE (Bourhis et Sahnoun 2008; Hadj-Abdelkader, Bourhis, et Cherki 2010; Horn, Hadj-Abdelkader, et al. 2010; Horn, Hadj-Abdelkader, et al. 2010). Le contrôle du fauteuil est dans ce cas entièrement à la charge de l'utilisateur, la machine se contente de lui transmettre des informations haptiques pour enrichir le retour visuel naturel. Dans ce contexte, les limitations techniques et psychologiques d'une conduite automatisée n'apparaissent plus. Notre but est alors de démontrer que les performances de conduite sont améliorées de façon significative par rapport à une conduite classique du fauteuil. Pour certains utilisateurs, notamment les enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale, cette assistance haptique peut être bénéfique à leur apprentissage de la conduite de FRE et peut améliorer également leurs facultés motrices (Marchal-Crespo et al. 2010).

Dans ce système, le contrôle est direct : les actions de l'utilisateur sur l'effecteur haptique sont utilisées pour déterminer les vitesses linéaire et angulaire du fauteuil. Quand l'utilisateur applique sa commande, la force qu'il ressent est calculée en se basant sur la position des obstacles environnants. Un télémètre laser (Figure 2.1, section 2.1.1, page 48) détecte les obstacles et obtient l'information sur leurs positions. Les forces renvoyées vers l'utilisateur doivent rendre difficile l'avance vers les obstacles en lui donnant l'information sur la distance à ceux-ci sous forme haptique. Cette force est similaire aux forces de champ de potentiel utilisées pour la planification de trajectoire de robots mobiles (Khatib 1986). Un effet proportionnel de force est aussi souhaitable pour améliorer la qualité de perception et donner une précision dans la construction d'un modèle mental de l'environnement par l'humain. Notons qu'une force attractive peut être utilisée pour attirer l'utilisateur, s'il le souhaite, vers l'espace libre le plus proche de la direction qu'il a sélectionnée.

L'utilisation d'un retour haptique dans un système d'évitement d'obstacles nécessite un algorithme pour la génération de forces artificielles sur l'interface de contrôle pour que l'utilisateur perçoive les informations sur son environnement à travers le canal haptique, et ce avant que le contact avec l'obstacle ne survienne. (Khatib 1986) a suggéré l'utilisation d'un champ de potentiel artificiel basé sur la proximité des obstacles pour déterminer les forces virtuelles agissant sur le robot. D'autre part, des précautions doivent être prises lors de l'utilisation d'un retour d'effort puisque l'amplitude des forces ainsi que l'algorithme utilisé pour les générer peuvent affecter les performances de navigation et la charge de travail (Huang, Gillespie, et Kuo 2002).

Méthodes de champ de potentiel

Dans la littérature, le but d'une méthode dite de "champ de potentiel" est d'associer des forces imaginaires aux contraintes environnementales agissant sur le véhicule (Khatib 1986). Alors que les forces répulsives sont associées aux obstacles, une destination peut être représentée par une force attractive. Une force répulsive d'un obstacle est calculée en prenant le gradient du champ de potentiel. La somme des forces générées à partir de tous les obstacles donne le vecteur de force répulsive totale, dont la direction et l'amplitude permettent de mouvoir le véhicule suivant un chemin sans collision vers la destination.

En conduite d'un FRE, les forces répulsives peuvent être utilisées dans un système d'évitement d'obstacles en utilisant un retour haptique sur le dispositif de contrôle. Aucune information de la destination n'est requise parce que, dans cette application, c'est l'utilisateur humain qui détermine sa direction en se basant sur les informations visuelles directes ou via un affichage.

Cependant, quelques problèmes peuvent survenir lors de l'utilisation rudimentaire de la méthode des potentiels, tels que la difficulté de franchir des passages étroits ou la convergence vers des minima locaux qui piègent le mobile dans des zones mortes. Plusieurs méthodes d'évitement d'obstacles ont été développées à partir de ce principe. Leur but était d'affiner le calcul des forces virtuelles afin d'augmenter la rapidité (évitement d'obstacles en temps réel) et de générer des trajectoires plus régulières (Borenstein et Koren 1989; Lam et al. 2009). D'autres recherches ont combiné le calcul des probabilités de présence d'obstacles avec les champs de potentiels pour sélectionner la direction de conduite sur une trajectoire libre (Borenstein et Koren 1991; R. Simpson et al. 1995).

2.2.2 Boucle de commande

Le but de notre système est de fournir une navigation assistée aux utilisateurs de FRE qui leur permette en général d'éviter les collisions avec les obstacles dans un environnement d'intérieur (murs, objets, bords de passages étroits) tout en assurant une conduite souple et confortable. En effet, les manœuvres brusques sur l'interface de commande engendrent une fatigue physique, du stress et une charge de travail mentale supplémentaire chez l'utilisateur.

Nous allons utiliser à cette fin un effecteur haptique (section 1.2.1, page 23). Cet effecteur est contrôlé par un algorithme d'évitement d'obstacles implémenté sur le calculateur du fauteuil. Le télémètre laser (Figure 1.1, section 2.1.1, page 48) est utilisé pour la détection d'obstacles. Après le traitement des données, on obtient un vecteur des distances mesurées organisées dans le sens trigonométrique positif (de -30° à $+210^\circ$). Notons qu'un seul capteur a été utilisé pour ce système. De

ce fait, le retour d'effort a été opérationnel uniquement vers la direction d'avancement du FRE¹³, dans la région couverte par le télémètre laser (Figure 2.8).

Le schéma synoptique de cette commande est donné dans la Figure 2.9. Dans cette boucle de commande, l'utilisateur indique sa destination via le dispositif à retour d'effort. L'amplitude et l'orientation du mouvement appliqué par l'utilisateur sur ce dispositif servent à déterminer les vitesses linéaire et angulaire souhaitables qui représentent des consignes pour les algorithmes de commande et de retour d'effort. L'interprétation de l'amplitude et de l'orientation en fonction des effecteurs utilisés est expliquée dans la suite (section 2.2.4, page 68).

Chaque dispositif de commande fournit ces informations (vitesse et orientation) sous forme de tensions électriques complémentaires : tensions avant/arrière et tensions gauche/droite. Le système de commande du fauteuil interprète ces tensions en commandes électriques à appliquer aux moteurs du fauteuil. Ce système de commande gère tous les cas possibles afin d'assurer un comportement adéquat et éviter les manœuvres dangereuses. Par exemple, la vitesse d'avance du fauteuil est maximale uniquement si l'orientation est nulle et sa variation est inversement

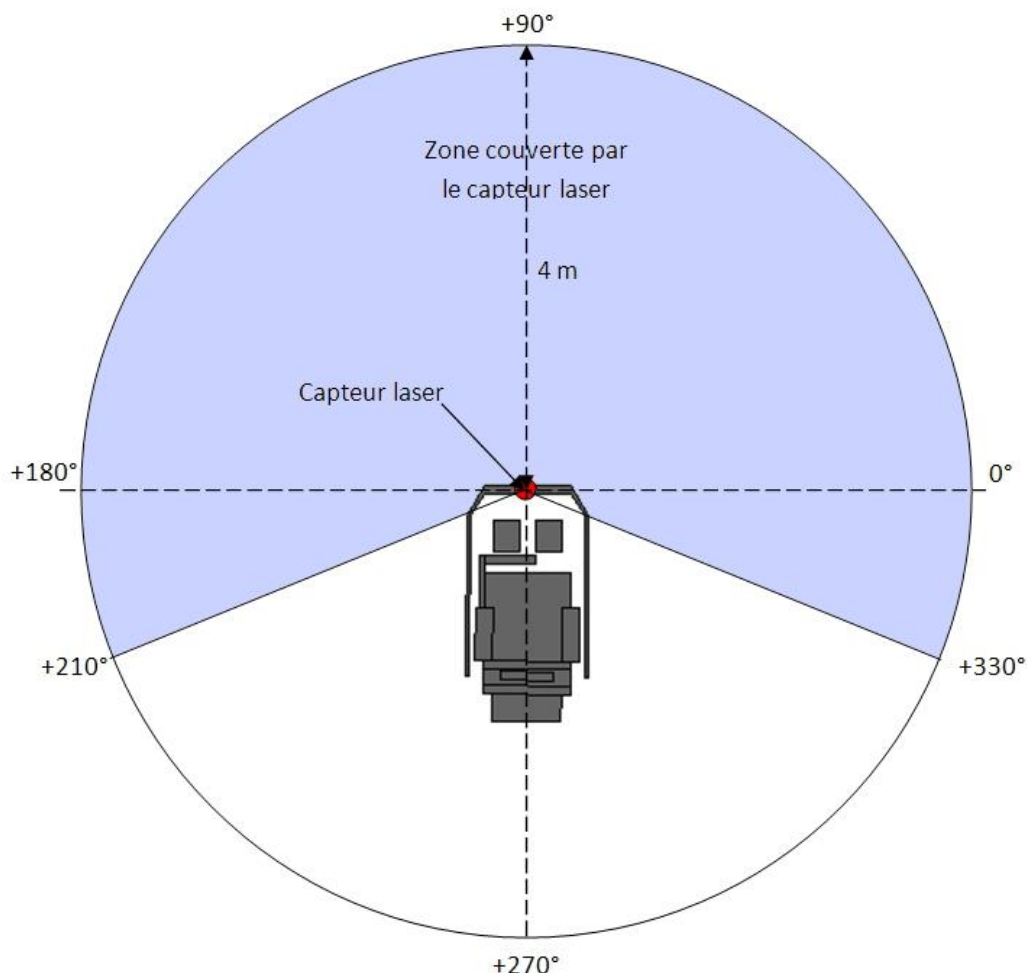


Figure 2.8: Région couverte par le télémètre laser.

¹³ Il n'est pas nécessaire d'avoir un retour d'effort à l'arrière de fauteuil car dans le cas où aucune direction libre n'est détectée vers l'avant ou quand la direction sollicitée est latérale, l'utilisateur se retrouve le plus souvent poussé vers l'arrière.

proportionnelle à l'orientation du fauteuil ; elle est nulle quand l'orientation est maximale pour générer des mouvements de rotation sur place. De ce fait, les vitesses linéaire et angulaire du fauteuil se retrouvent toutes les deux fonctions de l'amplitude et de l'orientation du dispositif de commande. Une simulation de ce système de commande a été réalisée par logique floue pour permettre l'utilisation d'autres dispositifs que le joystick conventionnel du fauteuil.

En prenant l'amplitude et l'orientation appliquées par l'utilisateur comme consigne et avec la disponibilité du vecteur des distances fourni par le télémètre laser, un algorithme de détection d'obstacles et de calcul de forces (section 2.2.3, page 63) détermine les directions libres dans l'environnement et, selon le mode de conduite sélectionné, renvoie des informations haptiques à l'effecteur de commande.

L'utilisateur perçoit un retour haptique sur sa main. Il peut ainsi adapter ses actions sur l'effecteur soit en suivant les directions choisies par l'algorithme si elles correspondent à ses intentions soit par l'adaptation de sa force de contrôle pour garder la même direction même si elle ne représente pas un choix approprié de l'algorithme. Cette situation peut survenir quand l'utilisateur veut approcher un objet.

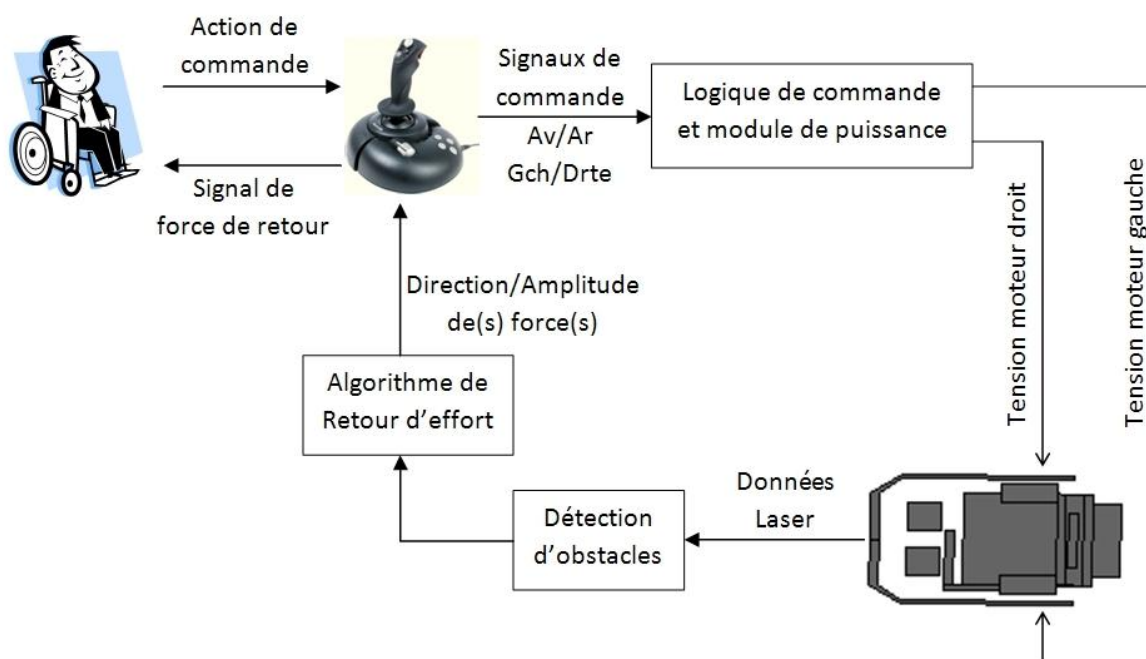


Figure 2.9: Schéma de principe de la commande haptique.

2.2.3 Algorithmes de calcul du retour d'effort

Dans le but d'obtenir une navigation rapide en environnement intérieur pour les robots mobiles équipés de capteurs de proximité, les méthodes de champ de potentiel ont été largement appliquées. Plusieurs variantes de ces méthodes ont été développées. Parmi ces variantes, on trouve la VFF (Virtual Force Field) introduite par (Borenstein et Koren 1989) qui est une méthode d'évitement d'obstacles permettant une navigation rapide pour les robots mobile grâce à une formulation allégée et des calculs simples. Cette méthode associe les champs de potentiel à une grille cartésienne virtuelle, centrée autour du robot, qui sert à la représentation de données capteur afin de compenser les erreurs de mesure des télémètres à ultrasons. L'inconvénient est qu'elle génère des mouvements brusques du robot dans les configurations étroites. La VFH (Vector Field Histogram) développée par les mêmes auteurs (Borenstein et Koren 1991), est une version améliorée de la VFF, qui permet d'éviter ces mouvements brusques en répartissant la réduction de la carte locale de l'environnement sur plusieurs étapes intermédiaires. La méthode VFH a aussi été appliquée avec succès en navigation de petits robots mobiles autonomes et a permis également le franchissement de passages étroits. Cependant, elle a été mise au point et optimisée pour des capteurs ultrasonores et nécessite donc une adaptation particulière à notre système équipé d'un télémètre laser. De plus, comme toute méthode de planification locale de trajectoire, elle peut converger vers des minima locaux.

La méthode VFH se base aussi sur la construction d'une carte locale de l'environnement qui est continûment déplacée avec le robot et mise à jour avec les données capteurs. Ainsi, il est nécessaire d'avoir une mesure rapide et précise des déplacements du robot, fonction en général effectuée par des odomètres. Avec un FRE, cette tâche est souvent imprécise, à cause de son poids important et de son inertie qui provoquent le patinage des roues motrices lors des démarrages et des glissements de roues lors du freinage.

Nous cherchons alors à modifier l'algorithme de la VFH afin de le rendre fonctionnel avec le télémètre laser et indépendant des mesures de déplacement du fauteuil. Ceci permet d'obtenir un système plus précis dans son fonctionnement et facilement adaptable à d'autres modèles de FRE.

La méthode que nous proposons pour la détermination des directions libres dans l'environnement se déroule selon les étapes suivantes :

- Une grille cartésienne virtuelle est associée au fauteuil pour construire une carte locale de l'environnement. Elle est constituée de cases suffisamment petites pour permettre la distinction des obstacles. Nous avons choisi une grille de 50×50 , dont chaque cellule mesure $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (Figure 2.10). Cette grille est habituellement centrée autour du robot, mais nous avons préféré la centrer autour du télémètre laser pour augmenter la superficie des données utiles dans cette carte locale.
- Chaque cellule de la grille est affectée d'un poids $c_{i,j}$ qui varie au cours du mouvement du fauteuil. Lorsqu'un obstacle est détecté à la case (i, j) on incrémente le poids de la case de 1. Compte tenu de la bonne résolution du télémètre laser (0.35°), il arrive souvent que plusieurs détections d'obstacles surviennent dans la même cellule. Dans ce cas de figure, on incrémente le poids de la cellule selon le nombre de détections lui correspondant. La valeur obtenue dans chaque cellule correspond donc à une mesure de la densité d'obstacles à l'emplacement correspondant à cette case dans l'environnement (Figure 2.10).

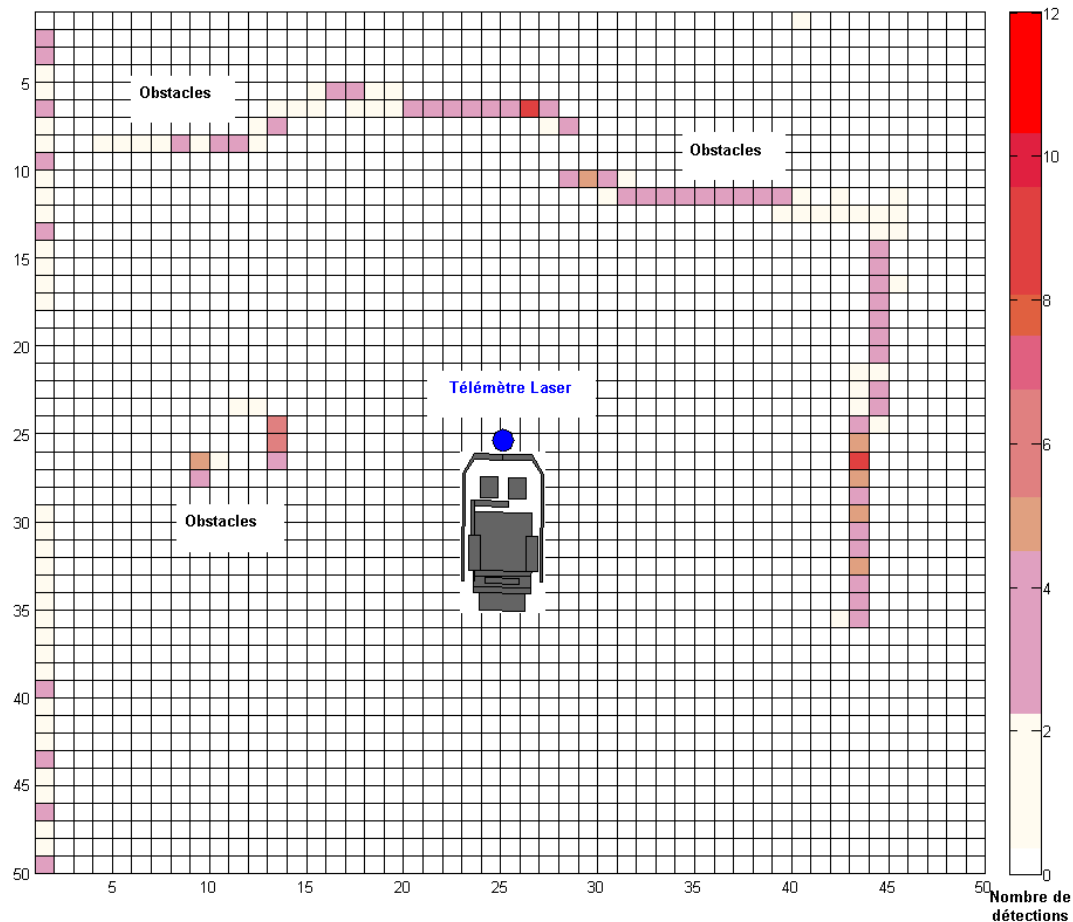


Figure 2.10: Posture du fauteuil dans la grille virtuelle.

- On applique le principe de champs de potentiel à la grille. On suppose que chaque cellule exerce une force répulsive sur le fauteuil inversement proportionnelle à la distance entre le fauteuil et l'obstacle correspondant. L'amplitude de cette force est donnée par l'équation (2.15), où $d_{i,j}$ est la distance entre le centre de la grille (c'est-à-dire la position du télémètre laser) et la cellule (i, j) , et a, b sont des coefficients permettant d'avoir une amplitude nulle pour la cellule la plus éloignée.

$$m_{i,j} = c_{i,j} \cdot (a - b \cdot d_{i,j}) \quad (2.15)$$

- On construit un histogramme polaire unidimensionnel \mathbf{H} autour du fauteuil (Figure 2.11). \mathbf{H} contient n secteurs angulaires de largeur α , le choix de ce paramètre résultant d'un compromis entre la précision et le temps de calcul. Nous avons fixé $\alpha = 5^\circ$ et donc $n = \frac{240}{\alpha} = 48$ secteurs angulaires (le capteur couvre seulement 240° de la surface totale). On définit toutes les cellules actives (de poids non nul) dans chaque portion de l'histogramme \mathbf{H} puis on calcule la densité polaire h_k pour chaque secteur. On définit donc l'appartenance de chaque cellule active à sa portion k en calculant l'angle β_{ij} qui définit la direction entre chaque cellule active $c_{i,j}$ et le centre de la grille : $\beta_{i,j} = \tan^{-1} \left(\frac{y_i - y_0}{x_i - x_0} \right)$. Pour attribuer chaque cellule active à une portion de l'histogramme, on définit k par la relation

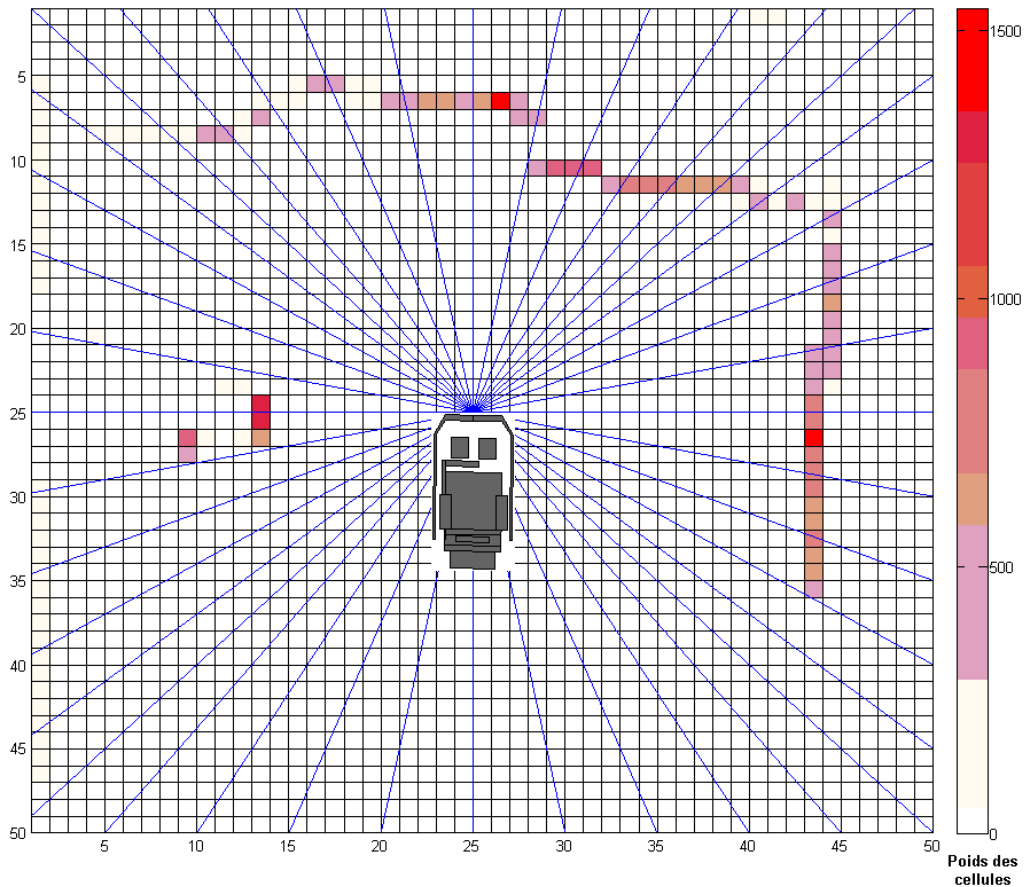


Figure 2.11: Construction de l'histogramme polaire.

suivante $k = \text{int} \left(\frac{\beta_{ij}}{\alpha} \right)$. On définit enfin la densité polaire h_k de chaque secteur de l'histogramme polaire par :

$$h_k = \sum_{i,j} m_{i,j} \quad (2.16)$$

L'histogramme unidimensionnel obtenu n'a pas de continuité dans ses valeurs h_k de densité polaire. Un lissage est proposé en utilisant le filtre passe-bas suivant :

$$h'_k = \frac{h_{k-l} + 2h_{k-l+1} + \dots + lh_k + \dots + 2h_{k+l-1} + h_{k+l}}{2l + 1} \quad (2.17)$$

Où l est un pas à définir expérimentalement. La Figure 2.12 montre un exemple de représentation de l'histogramme issu d'une situation réelle.

- L'application d'un seuil statique ou dynamique à l'histogramme polaire permet de distinguer les vallées qui représentent les régions creuses de l'histogramme où il n'y a pas eu de détection d'obstacles (Figure 2.12). Le seuil doit être ajusté empiriquement afin d'éviter les fausses vallées et une condition de largeur est imposée pour éviter de sélectionner des vallées trop étroites pour le passage du fauteuil. Dans notre application, on a choisi un seuil

dynamique défini par l'équation (2.18). Les informations sur ces vallées sont stockées dans un vecteur de structures défini dans le programme de l'application.

$$S = p \cdot \sum_{i,j} c_{i,j} \quad (2.18)$$

Où p est un coefficient empirique.

La dernière étape de l'algorithme consiste à déterminer l'intensité et la direction de la force de retour. Ces deux paramètres sont différents selon le mode de conduite sélectionné (actif ou passif). Notons qu'une transformation de repère permet à la fin de l'algorithme de convertir les directions déterminées vers le repère du fauteuil, dont l'origine se trouve en son centre de gravité.

2.2.3.1 Mode Actif

Dans ce mode d'assistance à la conduite, l'utilisateur se voit guider par une force vers la direction libre la plus proche de sa destination. Ainsi, l'effecteur de contrôle bouge continûment dans la main de la personne pour l'orienter au milieu de l'espace libre qu'il souhaite traverser et se bloque en position centrale face à des zones mortes ou des espaces très encombrés pour immobiliser le fauteuil. La direction de la force de retour correspond donc au milieu de la vallée la plus proche de la direction appliquée par l'utilisateur sur l'effecteur de commande.

L'intensité de la force de retour dans ce mode est proportionnelle à la distance entre la cellule active se trouvant dans la direction appliquée par le conducteur. Si $d_{i,j}$ est la distance entre la cellule (i, j)

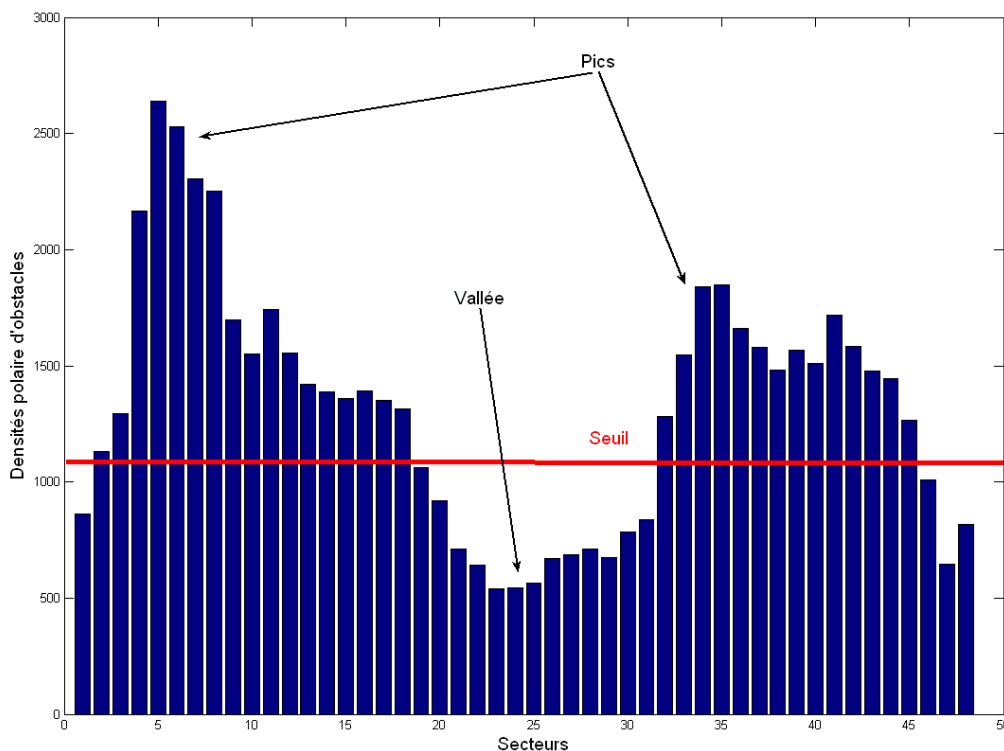


Figure 2.12: Histogramme polaire avec 48 secteurs.

et le fauteuil, alors l'intensité de la force de retour est donnée par l'équation (2.19).

$$\|\vec{F}\| = F_{cr} \cdot d_{i,j} \quad (2.19)$$

Où F_{cr} est un paramètre d'ajustement permettant d'obtenir une intensité maximale pour les cellules les plus éloignées du fauteuil.

Etant donné que ce mode peut engendrer des situations stressantes pour l'utilisateur, la force de retour et les caractéristiques de l'effet de force ont été soigneusement ajustées pour obtenir le comportement le plus coopératif possible (section 2.2.4.5, page 75).

Pour des raisons de sécurité, le déplacement du fauteuil dans ce cas est déclenché par un bouton poussoir sur l'effecteur. Ceci vient du fait que les dispositifs de retour d'effort utilisés ne contiennent pas de capteurs de force permettant de déterminer l'ampleur de l'action de l'utilisateur. L'arrêt du fauteuil peut être effectué simplement en relâchant le bouton.

2.2.3.2 Mode Passif

Dans ce mode, l'effecteur se trouve initialement dans sa position de repos qui correspond à l'arrêt du fauteuil. La résistance de l'effecteur aux actions de l'utilisateur est d'ampleur moyenne. Suite à une action du conducteur vers un espace libre la résistance est diminuée proportionnellement au degré de corrélation entre la direction appliquée par le conducteur sur l'effecteur et la vallée correspondant à cet espace libre sur l'histogramme. Si la corrélation est maximale, la résistance aux actions de l'utilisateur atteint un niveau minimal qui garantit un retour au repos de l'effecteur lorsqu'il est relâché et permet donc d'arrêter le fauteuil : équation (2.20).

Dans le cas contraire, c'est-à-dire lorsque le conducteur se dirige vers un espace encombré, la résistance de l'effecteur est augmentée jusqu'à sa valeur maximale R_{max} pour lui signaler un obstacle, sans toutefois bloquer complètement les déplacements du fauteuil. Ainsi, l'approche d'objets voire le contact sera toujours possible.

$$R = R_{min} + Coef \cdot (\theta_{util} - \theta_{vallée}) \quad (2.20)$$

Où

- R : est la résistance de l'effecteur.
- R_{min} : est le niveau minimal de résistance.
- $Coef$: est un coefficient ajustable empiriquement.
- θ_{util} : est l'angle de direction appliquée par le conducteur.
- $\theta_{vallée}$: est l'angle du milieu de vallée le plus proche de θ_{util} .

2.2.4 Implémentation

2.2.4.1 Structure logicielle et fonctionnement

Le logiciel du VAHM est basé sur un système multi-agents. Les agents communiquent entre eux à l'aide d'une mémoire partagée. Ils sont de trois types différents : les agents de perception, les agents de comportement et les agents d'action. L'ancienne version de ce logiciel contenait en outre un simulateur qui partageait également la mémoire commune (Grasse 2007).

Dans sa nouvelle version, réalisée suite au changement des instruments de perception et de commande (Leishman, Horn, et Bourhis 2009), le logiciel VAHM est composé essentiellement d'un agent d'action principal gérant les fonctions de base : interprétation et envoi des ordres au système de commande interne du fauteuil, gestion des priorités des différents agents, création et gestion de la mémoire partagée ; il se charge également de lancer et d'arrêter les autres agents (implémentés sous forme de processus informatiques multithreads). Cet agent possède la priorité maximale et peut à tout moment arrêter le système en cas de dysfonctionnement. L'ordonnancement des différents processus est assuré par le système d'exploitation du calculateur embarqué.

Un agent de perception se charge de récupérer les mesures du télémètre laser connecté au calculateur via l'interface USB. Après l'initialisation et le réglage des paramètres du port série, cet agent envoie les ordres de mesures au capteur selon les directives indiquées par le développeur dans le fichier de configuration du logiciel, à savoir l'angle initial de mesure, l'angle final et la résolution angulaire des mesures. Ainsi, le capteur effectue sa mesure et la transmet à l'agent qui en extrait les distances mesurées, les organise dans un tableau avec les angles correspondants et les écrit dans la mémoire partagée afin qu'elles soient à la disposition de tous les autres agents. La priorité de cet agent est supérieure à celle des agents de comportements puisque ces derniers en dépendent dans leur fonctionnement. Cependant, elle est inférieure à celle de l'agent principal d'action. La capture des distances est effectuée en continu jusqu'à l'arrêt de l'agent.

Pour notre application, nous avons programmé un agent de comportement de priorité moyenne pour gérer le retour d'effort. Cet agent commence par initialiser l'effecteur haptique et les variables associées à l'algorithme de détection d'obstacles. Ensuite, via un thread asynchrone, il récupère le tableau des distances à partir de la mémoire partagée, exécute son algorithme pour détecter les zones libres et envoie les forces de retour à l'effecteur selon le mode de conduite sélectionné. Notons que dans cette application il n'est pas nécessaire d'afficher une interface informatique visuelle à l'utilisateur, les seules informations qu'il reçoit en plus de sa vision de l'environnement sont le retour haptique sur l'effecteur.

Dans un processus de contrôle haptique, les différents calculs devront s'effectuer à une fréquence relativement élevée dans le but d'assurer une interaction continue avec l'humain (minimum 1Khz). Ainsi, les algorithmes utilisés ne doivent ni produire de lourds calculs sur le système informatique embarqué, ni manipuler de grandes quantités de données, ce qui justifie le choix de cette méthode de grille locale de l'environnement pour la détection d'obstacles.

2.2.4.2 Effets de retour d'effort

La description encapsulée de données d'une "force de retour" envoyée à l'effecteur haptique est communément appelée "**Effet**". Les effets sont classés selon trois critères : statique ou dynamique, de durée limitée ou illimitée, interactif ou temporel (Walters 1997).

Les effets statiques sont des effets préprogrammés, ils sont conçus et transmis à l'effecteur avant d'être exécutés. Ils peuvent être conçus dans le code de l'application ou synthétisés dans un éditeur d'effets externe. Les effets statiques restent sur le dispositif tant qu'il a de la mémoire disponible. Les effets dynamiques sont modifiés pendant leurs exécutions, ils sont donc plus complexes à concevoir parce qu'ils dépendent, entre autres, de la position de l'effecteur et sont encore plus compliqués à tester pour la même raison. Cependant, ils fournissent une réponse tactile plus robuste à l'utilisateur.

Les effets à durée limitée s'exécutent quand ils sont sollicités par l'utilisateur et s'arrêtent d'eux-mêmes. Les effets à durée illimitée requièrent, quant à eux, que le système surveille en permanence les informations d'état pour qu'il puisse les arrêter quand ceci devient nécessaire. Il n'y pas de durée à définir pour ces effets, ils s'exécutent tant que le système ou le développeur estime que c'est utile et approprié.

Enfin, les effets interactifs sont basés sur l'état de l'effecteur, tandis que les effets temporels sont exécutés de manière identique quelle que soient la position, la vitesse ou l'accélération de l'effecteur. Les effets interactifs incluent l'effet ressort (la force augmente proportionnellement à la distance), l'effet amortisseur (la force est proportionnelle à la vitesse), l'effet d'inertie (la force est proportionnelle à l'accélération), et l'effet de frottement. Les effets temporels incluent les forces constantes (une poussée vers une direction donnée) et les vibrations.

Avec ces distinctions, les effets de retour d'effort peuvent être classifiés et implémentés. Par exemple, un tir de pistolet dans un jeu vidéo est représenté par un effet temporel, statique, et de durée finie tandis que les sensations de conduite de véhicule sur une route détériorée sont générées par un effet dynamique, interactif et de durée illimitée. Cette méthode de classification fournit une métrique robuste pour toute implémentation de retour d'effort.

Pour notre application de conduite de FRE dans un environnement d'intérieur, nous avons choisi d'appliquer un effet dynamique, interactif, et de durée illimitée. Ce choix se justifie par l'interaction continue de l'humain avec l'environnement qui nécessite de modifier l'effet sur l'effecteur pendant son exécution, de le faire réagir rapidement aux apparitions d'obstacles et d'assurer une réponse continue pendant toute la conduite.

Pour la programmation des effets de force sur le Joystick SideWinder2™ de Microsoft®, nous avons utilisé l'API¹⁴ DirectInput de la collection DirectX 8.0 de Microsoft. Sur le PHANTOM Omni™, nous avons utilisé le SDK¹⁵ OpenHaptics™ de SensAble®. La programmation a été réalisée sous l'IDE¹⁶ Visual C++/CLI 2008 Express Edition de Microsoft®.

¹⁴ API : Application Programming Interface, ou interface de programmation.

¹⁵ SDK : Software Development Kit, ou Kit de développement.

¹⁶ IDE : Integrated Development Environment, ou environnement de développement intégré.

2.2.4.3 Joystick à retour d'effort

2.2.4.3.1 Structure et fonctionnement

Les joysticks peuvent différer par leurs formes et leurs tailles, par le nombre de boutons ou le nombre et le type d'entrées. Du point de vue mécanique, ils sont composés d'un cardan, d'une transmission et d'actionneurs (moteurs). Le cardan connecte le manche du joystick à la transmission qui est reliée aux actionneurs. Via des courroies de transmission, le système transmet la puissance vers le cardan, permettant ainsi à l'utilisateur de sentir la force que les moteurs fournissent.

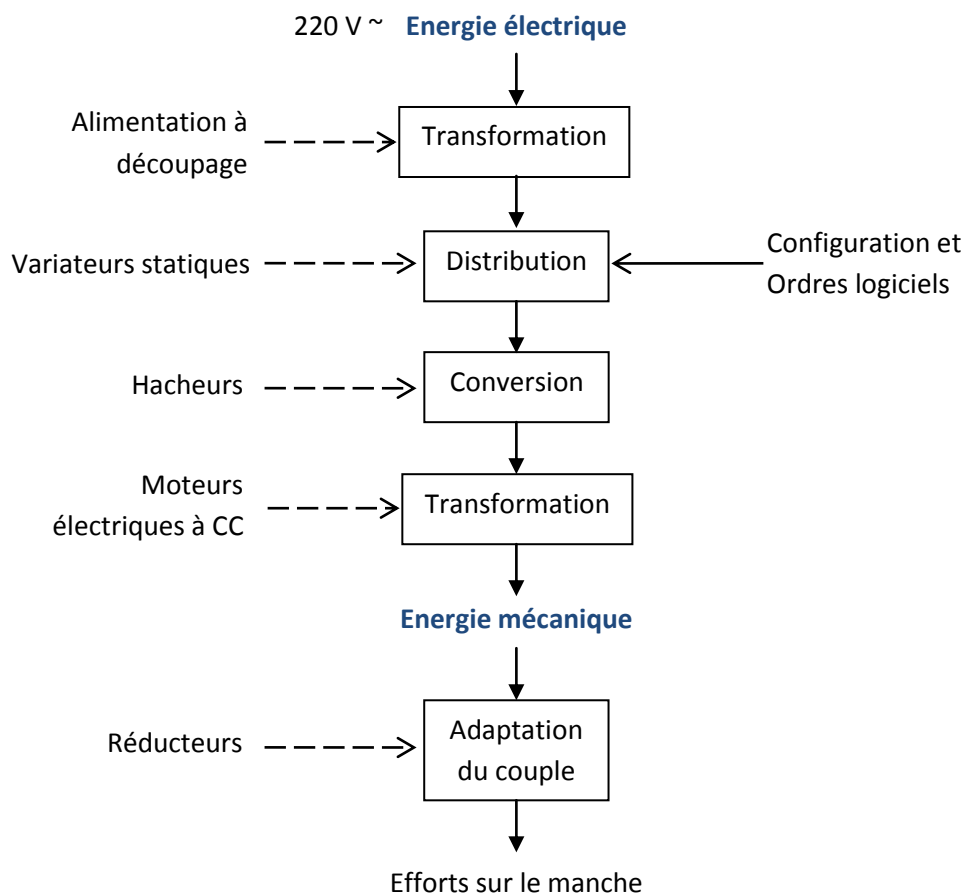


Figure 2.13: Fonctionnement du joystick à retour d'effort.

Les actionneurs fournissent la force sous-jacente du retour haptique. Les joysticks à retour d'effort utilisent deux moteurs qui exercent en moyenne entre 4.5N et 6.5N par moteur. La précision des forces renvoyées dépend fortement de la qualité des moteurs. La Figure 2.13 montre le schéma général du fonctionnement du joystick à retour d'effort.

2.2.4.3.2 Application

Pour l'implémentation de notre application sur le fauteuil, nous avons utilisé le Joystick à retour d'effort SideWinder2™ de Microsoft© (Figure 1.9, section 1.2.1, page 23). Ce joystick possède un retour d'effort sur deux de ses trois axes. La position du joystick est interprétée en direction et en position comme le montre la Figure 2.14, où l'axe des abscisses est utilisé pour coder la vitesse angulaire et l'axe des ordonnées pour coder la vitesse linéaire. La direction du fauteuil suit celle du vecteur de la vitesse instantanée $\vec{V}(t) = \vec{V}_{lin}(t) + \vec{V}_{ang}(t)$.

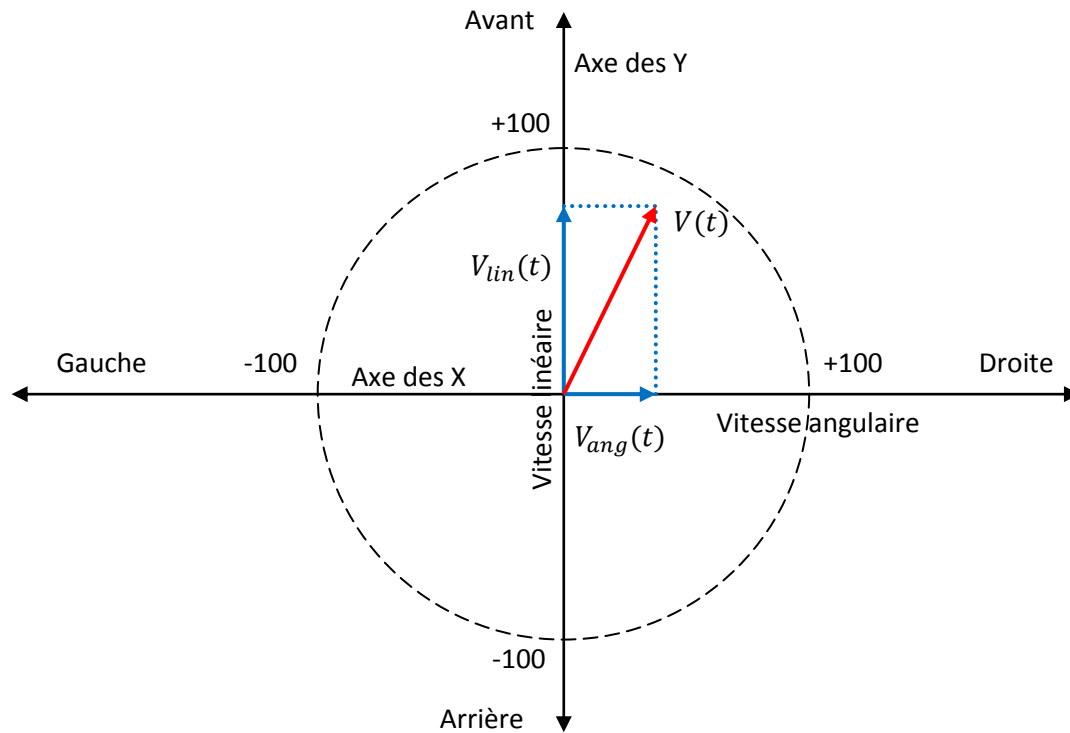


Figure 2.14: Interprétation des axes du joystick.

Ces consignes de vitesse sont transmises au système de commande interne du fauteuil qui calcule les tensions correspondantes à appliquer aux moteurs pour atteindre la vitesse et la direction désirées. L'opérateur humain observe les déplacements du fauteuil et ajuste ses actions sur le joystick pour rejoindre sa position de référence et ce, avec l'aide des informations haptiques renvoyées par l'algorithme (section 2.2, page 59).

2.2.4.4 PHANToM Omni

2.2.4.4.1 Structure et fonctionnement

Le PHANToM (Figure 1.6, section 1.2.1, page 23) est un effecteur haptique qui permet à l'utilisateur d'interagir avec une variété d'objets virtuels. Ce dispositif exerce une force externe sur l'utilisateur avec un retour d'effort qui donne une illusion d'interaction avec des objets physiques et solides.

Le PHANToM est un dispositif électromécanique de bureau composé de plusieurs bras mécaniques à liaisons pivots motorisées (2 ou 3 bras selon le modèle), reliés à un stylet qui mesure les mouvements de l'utilisateur tout en lui appliquant des forces. Il est contrôlé par trois moteurs à courant continu avec encodeurs. Le nombre de moteurs correspond au nombre de degrés de liberté du PHANToM.

Les encodeurs enregistrent les mouvements de l'utilisateur en coordonnées x , y et z et les moteurs appliquent les forces exercées sur l'utilisateur sur les axes x , y et z . Des câbles tendus assurent la transmission des couples moteurs vers une liaison en aluminium léger attachée à un cardan¹⁷ passif, qui à son tour est relié au stylet. Ce cardan permet une liberté des mouvements au stylet dans toutes les directions, ce qui améliore le confort et l'ergonomie pour l'utilisateur (Potts 2000).

Cependant, du fait de l'absence de motorisation au niveau du joint de cardan, aucun couple n'est mesuré sur le stylet du dispositif, seule une force pure sera appliquée à tout point de l'espace 3D accessible par le PHANToM. Les développeurs du dispositif expliquent ceci par le fait qu'il y a peu de couple au niveau des poignets (mouvements de rotation de la main) et que ce dispositif était initialement destiné à des tâches de modélisation et de conception en 3D dans lesquelles les mouvements de rotation de la main doivent rester libres (Massie et Salisbury 1994).

Notons que l'espace de travail du PHANToM est de 160mm en largeur, 120mm en hauteur, 70mm en profondeur. Ses caractéristiques et ses spécifications techniques sont présentées en Annexe A, Page 145.

2.2.4.4.2 Application

Le PHANToM est une interface non conventionnelle pour la conduite de robots ou de fauteuils roulants. Il nécessite donc une adaptation particulière afin de rendre sa manipulation la plus naturelle possible et d'éviter les fausses manœuvres d'orientation. Pour obtenir un retour d'effort sur toutes les actions de commande de l'utilisateur, il faut choisir uniquement les éléments motorisés du dispositif pour le contrôle du FRE. En conséquence, les rotations du stylet ou de l'effecteur (son organe terminal) ne seront pas prises en compte dans la génération des mouvements, car cet élément est relié à la structure par un joint de cardan non motorisé.

¹⁷ Le cardan (ou plus précisément le joint de cardan) est un dispositif mécanique qui permet la transmission d'une rotation angulaire entre deux arbres dont les axes géométriques concourent en un même point.

En tenant compte de cette contrainte, le point de référence pour les déplacements (position d'arrêt) coïncide avec le centre du repère cartésien associé à l'effecteur du PHANTOM (Figure 2.15). Les coordonnées cartésiennes dans ce repère sont calculées par un microcontrôleur embarqué et disponibles via le kit de développement du dispositif. Les consignes de vitesse sont exprimées de la même manière qu'avec le joystick puisque les repères cartésiens considérés sont identiques. Chaque action sur l'effecteur provoque un déplacement du fauteuil dans le même sens (Figure 2.15).

Etant donné que la position centrale est haute de 7cm environ, nous avons généré un plan haptique virtuel qui permet de maintenir la main de l'utilisateur en cette position, ce qui réduit la fatigue et améliore le confort pendant la conduite.

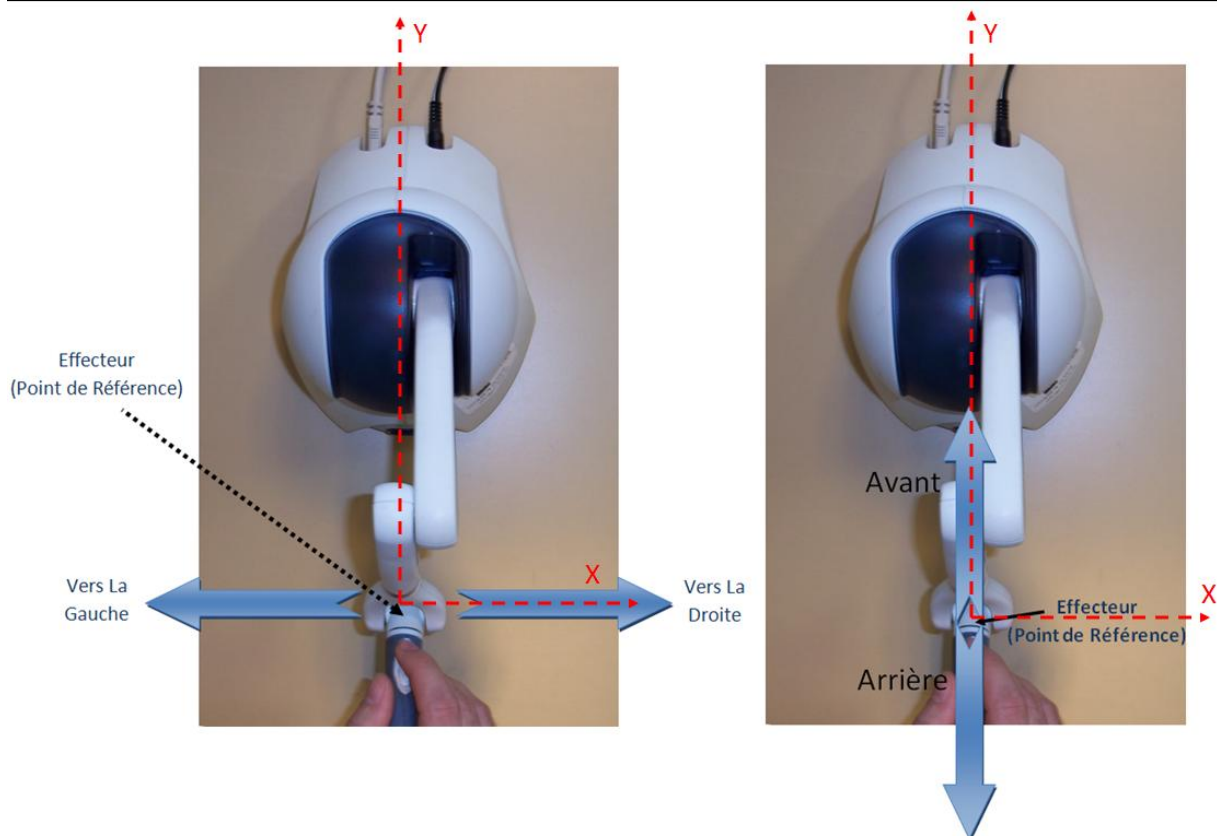


Figure 2.15: Contrôle du fauteuil avec le PHANTOM.

Les deux dispositifs haptiques sont placés sur la tablette du FRE pour obtenir une maniabilité confortable lors de la conduite. (Figure 2.16 et Figure 2.17).



Figure 2.16: Fauteuil VAHM avec le joystick à retour d'effort SideWinder2.



Figure 2.17: Fauteuil VAHM avec le PHANTOM Omni.

2.2.4.5 Coopérativité du système

Plusieurs essais ont été effectués afin de déterminer le meilleur comportement coopératif pour chaque effecteur. Le but est de trouver le meilleur compromis entre l'intensité des informations de retour haptique et la force de l'utilisateur du système afin que ce dernier puisse maintenir un contrôle total sur le fauteuil. Ainsi, dans toute situation de désaccord, l'utilisateur n'aura aucun mal à s'orienter librement ou à arrêter le système si ceci s'impose et ce, en dépit des mouvements que l'algorithme peut générer sur l'effecteur. Cette caractéristique est nécessaire pour des raisons de sécurité.

L'effet de force appliqué au dispositif est aussi un facteur déterminant de la coopérativité du système. Ses réactions dans la main de l'utilisateur risquent de lui provoquer de la fatigue (en cas d'effets solides) ou du stress (en cas d'effets brusques et oscillatoires) et nuire, de ce fait, à la qualité et à l'ergonomie du système de commande. Ces effets devront donc être parfaitement gérés pour chaque type d'effecteur. Ceci a été réalisé via des expériences dans lesquelles plusieurs sujets ont expérimenté divers effets de force : forces constantes, avec ou sans frottements, avec ou sans inertie, forces proportionnelles avec effet ressort ou effet amortisseur, etc.

Grâce aux remarques et appréciations de ces sujets sur chaque effet, nous avons constaté que la forme de retour d'effort la plus adaptée à cette application est la force de retour proportionnelle avec un effet ressort, où l'utilisateur perçoit une résistance proportionnelle à l'écart qu'il prend vis-à-vis de la direction indiquée par l'algorithme. Ceci permet au conducteur de reconnaître le choix de

l'algorithme, de le détourner aisément vers les directions avoisinantes ou encore de le contrarier sans avoir à appliquer des efforts importants. Cet effet présente un aspect naturel de retour d'information qui est favorable à cette application du point de vue ergonomique.

Dans le mode passif (section 2.2.3.2, page 67), cet effet permet un contrôle stable du système, puisque le fauteuil s'arrête dès que l'effecteur de contrôle est relâché. Le coefficient de raideur de l'effet ressort simulé a été empiriquement déterminé pour chaque effecteur. Il correspond à la résistance R de l'effecteur dans ce mode de conduite.

2.3 Protocole expérimental

L'approche qui suit a été testée initialement en simulation dans un travail précédent par (A. Fattouh, Sahnoun, et Bourhis 2005; Bourhis et Sahnoun 2008) : une simulation du fauteuil VAHM a été réalisée sous Simulink™ et Matlab™ de Mathworks © et a permis d'évaluer la conduite par retour d'effort avec des sujets valides. Les résultats obtenus indiquent une amélioration dans les performances de conduite pour la plupart de sujets (4 sur 5) se traduisant par un nombre réduit de collisions dans tous les environnements simulés, un temps de trajet plus court et un confort de conduite amélioré. Ce gain en performance se fait aux dépens d'une augmentation de la charge de travail mentale.

Les différences entre le travail précédent et le nôtre, outre le passage du simulé au réel, sont dans le type du capteur utilisé (16 capteurs à ultrasons et 2 odomètres dans la simulation, un télémètre Laser sur le prototype réel) et dans l'algorithme du retour d'effort (utilisation des méthodes VFH et MVFH (Borenstein et Koren 1991; R. Simpson et al. 1995) en simulation, adaptation de la VFH pour le nouveau capteur laser en réel). Notons aussi que la simulation ne gérait que le mode actif et n'utilisait que le joystick à retour d'effort, tandis que l'implémentation sur le prototype réel inclut également le mode passif et permet d'utiliser un effecteur haptique supplémentaire, le PHANToM Omni™.

Pour l'évaluation pratique de notre approche, nous avons effectué plusieurs tests de conduite sur le prototype VAHM3 avec dix sujets valides et en bonne santé : 9 hommes et 1 femme, âgés entre 24 et 50 ans. Ces personnes vont conduire le fauteuil à travers un parcours expérimental dont la structure comporte diverses configurations d'environnements d'intérieur et implique de ce fait différents comportements de conduite. Les utilisateurs vont tester les modes de conduite précédemment cités, à savoir le mode de retour d'effort actif, le mode de retour d'effort passif et le mode normal où les forces de retour seront désactivées sur l'effecteur. La consigne donnée aux utilisateurs est de conduire le fauteuil le mieux possible, c'est-à-dire : réaliser des trajectoires correctes sans collisions ou manœuvres brusques.

Pour chaque mode de conduite, les utilisateurs bénéficient d'une phase d'apprentissage sur le parcours jusqu'à être familiarisés avec le dispositif de commande et le mode testé. Les essais de conduite sont répartis sur plusieurs séances (1 séance par mode et par utilisateur) qui seront elles-mêmes réparties sur des journées espacées. De cette manière, on évite un éventuel biais dans les résultats d'un mode par des effets d'ordre ou d'apprentissage antérieur. Les utilisateurs commencent par une conduite classique (mode normal) dont les mesures de performances serviront comme références aux résultats des autres modes.

2.3.1 Parcours expérimental

Le parcours expérimental est constitué de trois zones de complexités différentes que l'utilisateur parcourt successivement dans chaque mode. Des mesures de performance (section 2.3.2, page 81) sont enregistrées durant la conduite et sont affectées à la zone correspondante. Les caractéristiques dimensionnelles des zones sont données dans le Tableau 2.2.

	Désignation	Nature	Longueur (m)	Largeur (m)	Angle (rad)
Zone 1	V1	Virage	1.80	0.95	$+\pi/2$
	V2	Virage	1.60	1.35	$+\pi/2$
	L1	Couloir	4.45	1.35	
	V3	Virage	2.20	1.05	$-\pi$
	L2	Couloir	4.65	1.40	
	V4	Virage	2.40	1.00	π
	L3	Couloir	5.40	1.70	
	V5	Virage	2.10	1.00	$-\pi/2$
	L4	Couloir	1.10	1.20	
Zone 2	L5	Couloir	15.00	1.84	
	V5	Virage	3.00	>1.80	$+\pi/2$
	L6	Couloir	4.20	>1.80	
	P1	Passage Etroit	3.10	0.90	$-\pi/6$
	P2	Passage Etroit	5.30	0.90	$+\pi/6$
	P3	Passage Etroit	3.80	0.90	$-\pi/6$
	L7	Couloir	3.00	1.84	
	V6	Virage	1.70	>1.80	$+\pi/2$
Zone 3	P4	Passage Etroit	3.80	0.82	
	V7	Virage	2.80	1.50	$-\pi/2$
	P5	Passage Etroit	4.40	0.82	

Tableau 2.2: Caractéristiques dimensionnelles du parcours expérimental.

2.3.1.1.1 Première zone du parcours expérimental

Cette partie du parcours est représentée dans la Figure 2.18. Dans cette zone, l'utilisateur est confronté à une série de virages impliquant des rotations de 90° et 180° et des passages étroits de 95cm à 105cm de largeur. Les manœuvres imposées sont donc délicates et nécessitent une attention particulière afin d'éviter les collisions. Ce parcours permet d'analyser le comportement du système humain – machine dans un environnement très contraint et très encombré, situation fréquemment rencontrée dans les environnements d'intérieur (appartement, etc.).

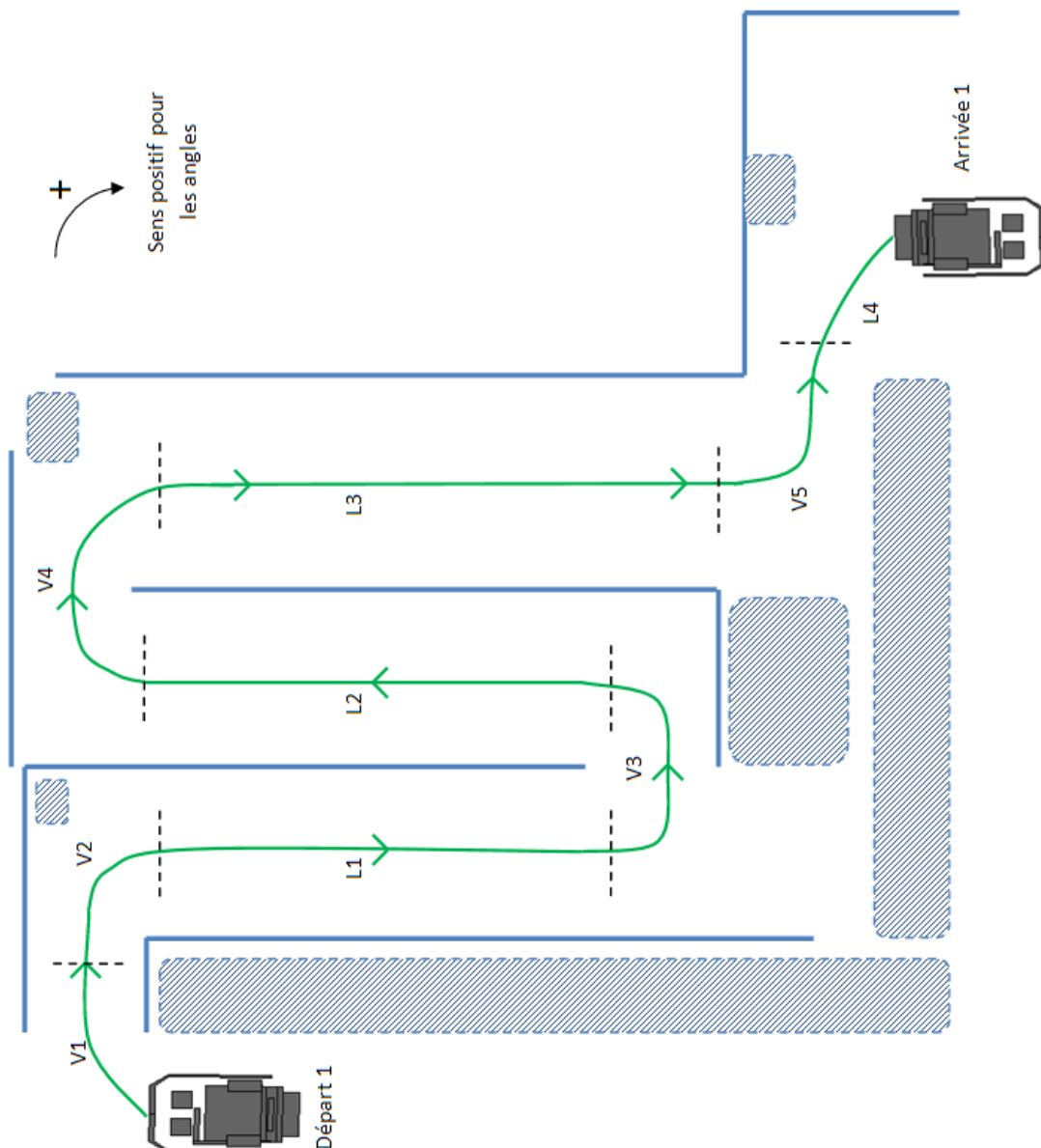


Figure 2.18: Parcours expérimental - Zone 1.

2.3.1.1.2 Deuxième zone du parcours expérimental

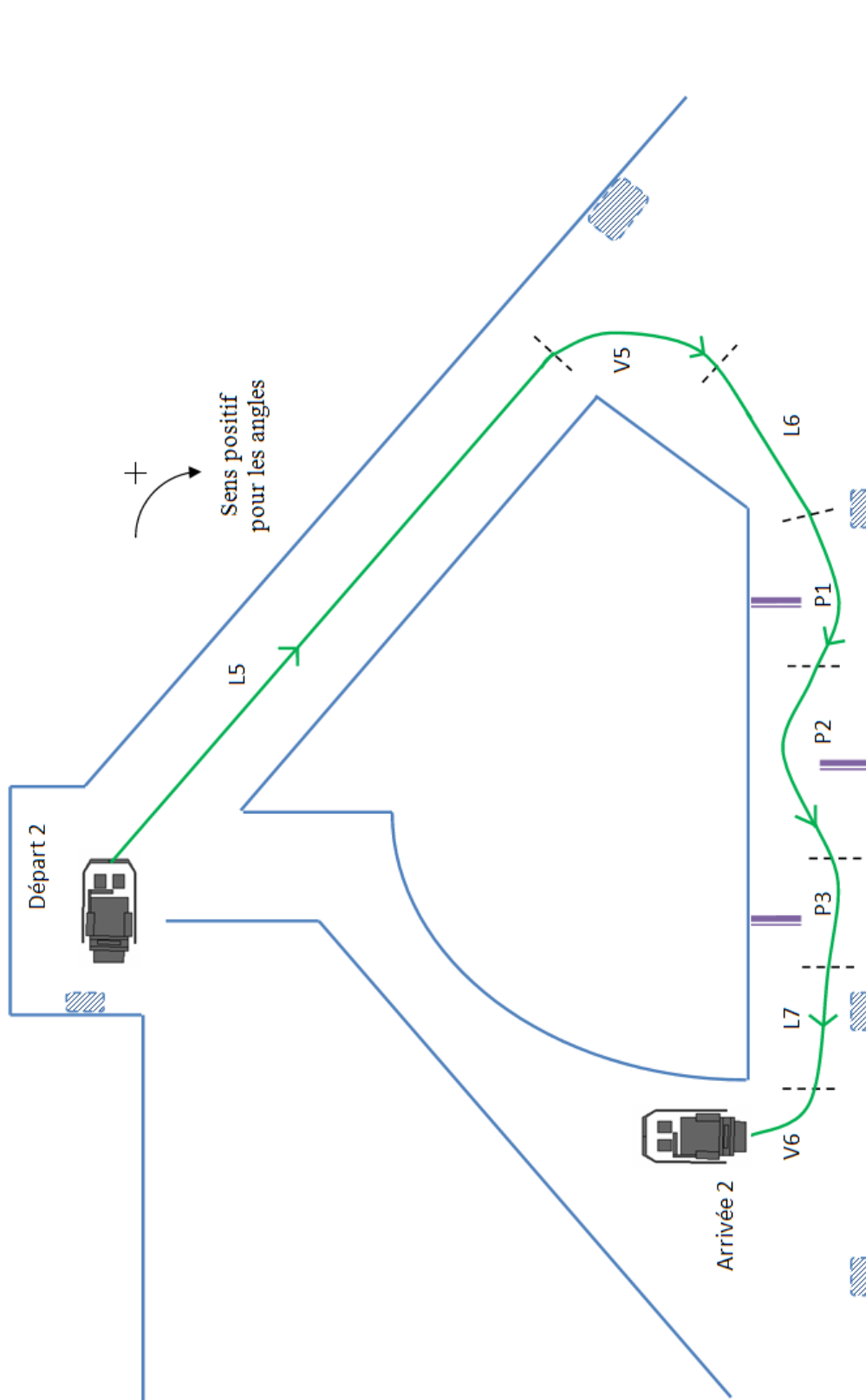


Figure 2.19: Parcours expérimental - Zone 2.

La deuxième zone du parcours est un environnement d'intérieur réel dans le bâtiment du laboratoire. Elle est constituée d'un long couloir droit de 1.8m de largeur suivi de passages étroits de 0.9m installés en chicane. Ces mesures correspondent aux configurations habituelles des couloirs et des passages de portes. Des obstacles ont également été rajoutés pour contraindre les mouvements à certains endroits. Cependant, cette zone reste relativement simple à parcourir par rapport à la précédente et présente des configurations souvent rencontrées dans les grands bâtiments (hôpitaux, centres commerciaux,...).

2.3.1.1.3 Troisième zone du parcours expérimental

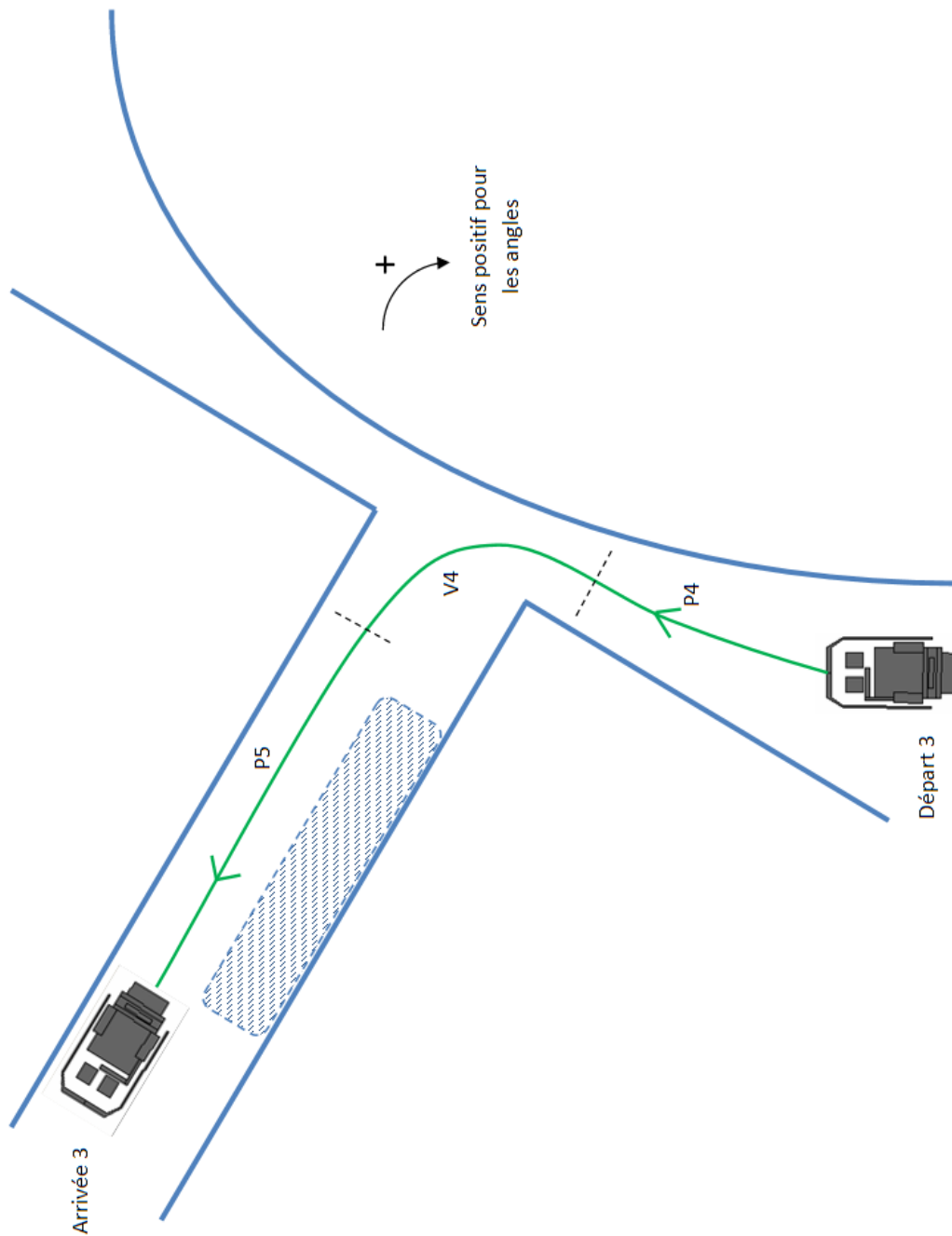


Figure 2.20: Parcours expérimental - Zone 3.

Cette zone relativement courte contient deux passages étroits de 0.82m très difficiles à emprunter puisque la largeur du fauteuil est de 0.7m. De plus, un virage se situant juste après le premier passage est difficilement abordable du fait que la zone de manœuvre est très étroite empêchant toute anticipation de correction d'orientation. Cette partie du parcours permet d'analyser la conduite en configurations critiques où la précision dans les actions de commande est une aptitude indispensable à la sécurité de la personne.

2.3.2 Critères de performance

Pour l'évaluation des performances réalisées par la personne lors de la conduite du fauteuil sur le parcours expérimental, un certain nombre de mesures d'efficacité sont prélevées à la fin de chaque étape (en fin de zone) et de chaque condition expérimentale. Ces mesures sont le temps de parcours et le nombre de collisions qui représentent des indicateurs de la qualité de navigation. Ces deux grandeurs sont fortement corrélées : une collision implique une manœuvre de recul et de réorientation du fauteuil, ce qui augmente inévitablement le temps de parcours.

De plus, à la fin de chaque condition expérimentale (qui consiste en un mode de conduite avec un effecteur donné) une évaluation de la charge de travail est effectuée.

2.3.2.1.1 Le temps de réalisation de la tâche

Nous mesurons la durée de conduite dans chaque zone. Une conduite optimale suppose que le fauteuil se déplace à vitesse maximale pendant les lignes droites et à vitesse réduite dans les virages et les passages étroits. Cependant, étant donné que la vitesse dépend de plusieurs facteurs (poids de la personne, façon de conduire, état du sol, pression des pneus, etc.) ce paramètre varie légèrement d'un utilisateur à un autre. Les consignes données aux utilisateurs étaient alors d'effectuer une conduite à vitesse maximale dès que la situation le permet.

2.3.2.1.2 Le nombre de collisions

Il s'agit du nombre de contacts du système avec les éléments de l'environnement (murs, obstacles, etc.), les collisions étant comptabilisées par zone et par condition. L'utilisateur doit lâcher l'effecteur au moment de la collision pour arrêter tout déplacement de fauteuil. Il reprend ensuite la main et rectifie sa trajectoire par un recul et une réorientation. Cette manœuvre lui prend en moyenne trois secondes qui viennent se rajouter au temps de parcours.

2.3.2.1.3 Charge de travail

La charge de travail est le niveau d'activité mentale, sensorimotrice et physiologique nécessaire pour accomplir une tâche. Cette charge englobe deux composantes : la composante physique, liée en général aux actions de l'opérateur, et la composante mentale, regroupant les activités de perception, d'interprétation et de décision.

De nombreuses méthodes d'évaluation de cette charge ont été développées ces dernières années par des chercheurs provenant de diverses origines : physiologistes, psychologues du travail, ergonomes, et automaticiens humains. Ainsi, plusieurs types de méthodes peuvent être distingués (Pino 1995):

- Les méthodes physiologiques où la charge de travail est évaluée par quantification des modifications qui surviennent au niveau de certaines fonctions physiologiques, telles la fréquence cardiaque, l'activité électrique des muscles, activité électrique du cerveau, etc.

L'inconvénient majeur de ces méthodes réside dans le fait que ces modifications ne proviennent pas uniquement de la variation de la charge de travail.

- Les méthodes procédurales (ou comportementales) basées sur l'observation des modifications du comportement de la personne pour détecter une éventuelle surcharge. Parmi ces méthodes, on trouve les techniques basées sur la double tâche, où une tâche secondaire – qui consiste généralement à répondre à une sollicitation auditive ou visuelle – est effectuée pendant l'exécution de la tâche principale. Les erreurs et le temps de réaction dans la tâche secondaire servent d'indicateurs sur la charge de travail investie par l'opérateur dans la tâche principale.
- Les méthodes subjectives qui supposent que l'opérateur est le mieux placé pour évaluer sa propre charge du travail. Il existe plusieurs techniques pour cette autoévaluation, le plus souvent réalisée sous forme d'un questionnaire hors ligne.

Bien que les méthodes physiologiques et procédurales semblent être plus objectives, les mesures subjectives de charge de travail sont considérées comme étant moins invasives, faciles, peu coûteuses, facilement reproductibles et de validité supérieure. Par exemple, dans (Weinger et al. 2000) une étude d'évaluation de la charge de travail d'un pilote a trouvé les mesures subjectives suffisamment sensibles pour produire des données significatives. Nous avons choisi pour notre étude la méthode subjective TLX (Task Load Index) développé par (Hart et Staveland 1988) pour la NASA, qui a fait ses preuves dans de nombreuses expérimentations touchant à l'ingénierie humaine. Elle a l'avantage d'être facilement programmable et d'évaluer en même temps les composantes physique et mentale de la charge de travail.

Méthode TLX

La charge de travail est communément définie comme étant "le degré de la capacité de traitement d'information dépensée pendant la tâche", et elle reflète une relation entre la demande de la tâche en ressources mentales et physiques et la capacité humaine d'en fournir (Haga, Shinoda, et Kokubun 2002). L'approche NASA-TLX définit la charge de travail en termes de sources de charge imposée par différentes tâches. Elle représente un instrument qui fournit des mesures subjectives de la charge de travail qui sont largement acceptées dans des domaines très variés comme, par exemple, l'aéronautique (Becker et al. 1995; Rantanen, McCarley, et Xu 2004), l'informatique (Mayes, Sims, et Koonce 2001), la psychologie (Haga, Shinoda, et Kokubun 2002; Rose et al. 2002; Bunce et Sisa 2002), ou encore les transports (Harbluk et al. 2002; Kaber, Onal, et Endsley 2000).

Cet outil définit les composantes de la charge de travail principalement comme variables de tâche ou de travail (section 1.3, page 38). Sa mise en œuvre consiste à demander aux sujets d'évaluer les exigences mentale, physique et temporelle de la tâche, aussi bien que le niveau de frustration qu'ils ont ressenti, les performances qu'ils jugent avoir accompli et le niveau d'effort qu'ils ont dû exercer pour réaliser ces performances. Le Tableau 2.3 présente les composantes, les échelles et les définitions de cette méthode. Chacune de ces sous-échelles décrit un aspect de la charge de travail. La méthode NASA-TLX, développée initialement pour l'évaluation des simulateurs de vol, a été extrapolée et/ou modifiée dans d'autres disciplines que l'aéronautique. Elle représente aujourd'hui un des outils les plus solides permettant d'obtenir une estimation de la charge de travail (Young, Zavelina, et Hooper 2008; Becker et al. 1995). La mise en œuvre de cette méthode est présentée en Annexe B, page 146.

Composantes	Echelles	Définitions
Exigence mentale	Faible – Haut	Activités mentales et perceptuelles requises par la tâche.
Exigence physique	Faible – Haut	Activités physiques associées à la tâche : inclut les actions de manipulation de l'effecteur par le bras, la main et le poignet.
Exigence temporelle	Faible – Haut	Pression temporelle associée au taux ou au rythme nécessaire à l'accomplissement de la tâche.
Effort	Faible – Haut	Travail mental et physique nécessaires pour effectuer la tâche avec un certain niveau de performance.
Niveau de frustration	Faible – Haut	Niveaux de stress et/ou de contentement associés à la tâche.
Performance	Bonne - Mauvaise	Degré du succès ou de la satisfaction ressentis à propos de la performance accomplie dans la tâche.

Tableau 2.3: Composantes de la TLX avec échelles et définitions

2.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté la méthodologie générale que nous avons suivie dans notre travail de conception et d'expérimentation d'une commande haptique pour FRE. Elle est basée sur le background théorique acquis à travers une recherche bibliographique dans les travaux mettant en œuvre la commande haptique de systèmes mobiles cités dans le chapitre précédent (chapitre 1, page 17). Les aspects d'implémentation pratique ont mis à profit des travaux précédents sur le même prototype de fauteuil intelligent portant notamment sur l'intégration d'instruments de détection et de calcul informatique et sur l'élaboration de son logiciel de commande.

Après la description du système et de ses équipements (section 2.1, page 48), nous avons rappelés ses modèles cinématique (section 2.1.2, page 51) et dynamique (section 2.1.3, page 56). Ces modèles seront utilisés dans le chapitre 4 qui présente la modélisation du système homme – machine.

La méthodologie de calcul et d'implémentation du retour d'effort a été introduite par la suite. On a présenté le contexte du travail, le schéma de la boucle de commande avec tous les éléments la constituant (section 2.2.2, page 60) et les algorithmes que nous avons adaptés à la fonctionnalité de conduite par retour d'effort (section 2.2.3, page 63). Deux modes de conduite ont été décrits et seront testés et évalués dans la suite.

Une description fonctionnelle vient ensuite éclaircir tous les aspects de l'implémentation pratique, à commencer par la structure logicielle et le fonctionnement du système global et de l'application concernée (section 2.2.4.1, page 68). Ensuite, après la présentation des effets de retour de force existants, nous avons exposé de manière générale les structures des effecteurs haptiques utilisés et leurs adaptations à notre application. Une justification de l'effet de force choisi et de son implication sur la coopérativité du système de commande a été également discutée (section 2.2.4.5, page 75).

Nous avons terminé ce chapitre par la présentation du protocole expérimental, du parcours expérimental et des critères de performance qui vont servir à l'évaluation de notre approche (section 2.3, page 76). Les résultats de cette évaluation et leurs interprétations font l'objet du chapitre suivant.

3. Evaluation expérimentale

Nous présentons dans ce chapitre les résultats des tests de conduite effectués sur le prototype VAHM3, avec les deux effecteurs haptiques : le Force Feedback Joystick Sidewinder2™ de Microsoft® et le PHANTOM™ Omni de SensAble®. Ces tests se sont déroulés en laboratoire, selon le protocole décrit dans la section 2.3, page 76, et dans les environnements expérimentaux illustrés et décrits dans la section 2.3.1, page 77. Leur objectif principal est d'évaluer l'apport en performance et en efficacité de l'assistance à la conduite par retour haptique par rapport à la conduite normale.

Nous rappelons que chacun des dix sujets doit effectuer une phase d'entraînement et de pratique, dans laquelle il se familiarise avec le système mobile et avec le dispositif de commande. Cette phase est obligatoire avant chaque condition¹⁸ de test et permet d'obtenir un niveau d'apprentissage similaire pour chaque mode testé. Un éventuel biais des résultats par cet effet d'apprentissage se retrouve donc minimisé. Ceci permet également de s'approcher des situations réelles d'utilisation de ce système par des personnes pilotant le fauteuil quotidiennement. L'effet d'ordre est lui aussi négligeable, étant donné que les différentes conditions ont été testées en plusieurs séances, à des dates suffisamment espacées (deux à trois jours d'écart). L'impact de l'apprentissage sur la conduite par retour d'effort a été vérifié dans les travaux précédents en simulation (Bourhis et Sahnoun 2008) et en pratique (Hadj-Abdelkader, Bourhis, et Cherki 2010).

Les tests consistent en un trajet via le parcours expérimental, composé de trois zones, avec un mode de conduite donné : sans force de retour, avec un retour d'effort passif, ou avec un retour d'effort actif. Sont enregistrés, à la fin de chaque zone, les temps de parcours et le nombre de collisions, et en fin de mode, une mesure de la charge de travail selon la méthode TLX (section 2.3.2.1.3, page 81). Les résultats indiqués dans la suite de ce chapitre sont les moyennes des temps d'exécution par zone sur quatre tours du parcours expérimental, et les sommes des collisions par condition survenues lors de ces quatre tours.

Une mesure qualitative est rajoutée pour les modes passif et actif : elle est appelée "taux de suivi" et représente le pourcentage du temps de conduite durant lequel l'utilisateur et l'algorithme de retour de force sont en accord sur la direction choisie. Elle permet d'évaluer la pertinence de l'algorithme dans la détection des directions libres susceptibles d'être empruntées par l'utilisateur.

Notre évaluation se base principalement sur les mesures d'efficacité dans les tâches de contrôle qui sont le temps d'exécution de la tâche et le nombre d'erreurs. Ainsi, on observera les différences entre les moyennes des temps de parcours pour les différentes conditions et le nombre de collisions enregistrées durant chaque condition. La significativité des différences détectées sera examinée par les outils statistiques cités en Annexe C, page 148.

Une évaluation complémentaire par la charge de travail permettra finalement de voir si les modes de conduite assistée suggérés par cette étude ont été laborieux et/ou fastidieux pour les sujets par rapport à une conduite conventionnelle du FRE.

¹⁸ Une condition expérimentale : un mode de conduite, avec un effecteur haptique dans une zone donnée.

3.1 Conduite avec le Joystick

3.1.1 Résultats pour la Zone 1

Cette zone du parcours expérimental est illustrée par la Figure 2.18, section 2.3.1.1.1, page 78. Les moyennes des temps de parcours par utilisateur dans cette zone sont données par la (Figure 3.1). Une analyse statistique par ANOVA non paramétrique de Kruskal–Wallis rejette l’hypothèse nulle H_0 et montre donc qu’il existe une différence significative à un seuil de probabilité de 5% ($\alpha = 0.05$) entre les moyennes des temps dans les trois conditions testées dans cette zone. Des comparaisons multiples permettent de détecter les groupes qui sont à l’origine de cette différence. Ces comparaisons sont effectuées par le test non paramétrique de Mann-Whitney-Wilcoxon pour le même seuil de probabilité ($\alpha = 0.05$) et leurs résultats sont donnés par le Tableau 3.1. On constate que le mode actif a permis un gain de temps significatif par rapport aux deux autres modes. Une représentation par Box-Plots des temps de parcours pour cette zone est donnée par la Figure 3.2.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	14.6875	[-3.5422 14.6875]	Non
Sans Force – Actif	47.6000	[29.3703 47.6000]	Oui
Passif – Actif	32.9125	[14.6828 32.9125]	Oui

Tableau 3.1: Zone 1 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney)

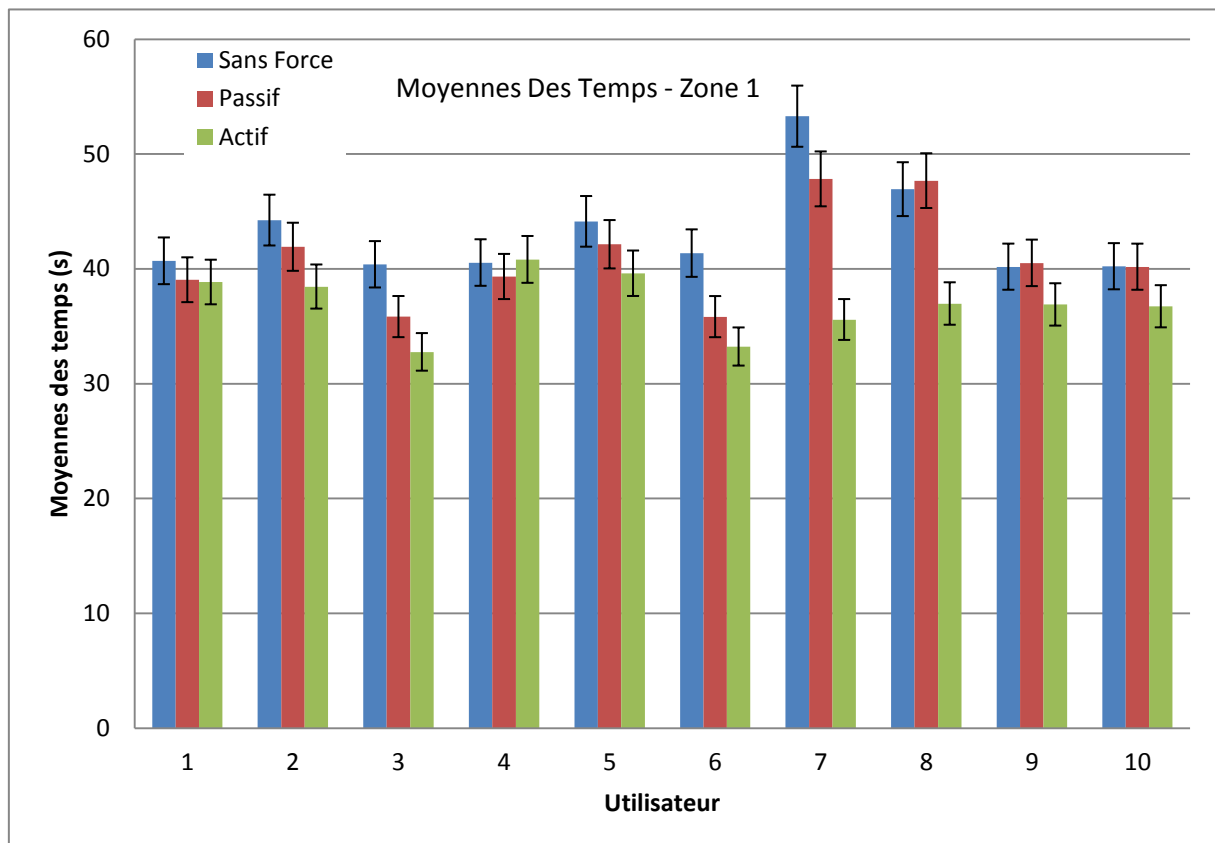


Figure 3.1: Zone 1 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).

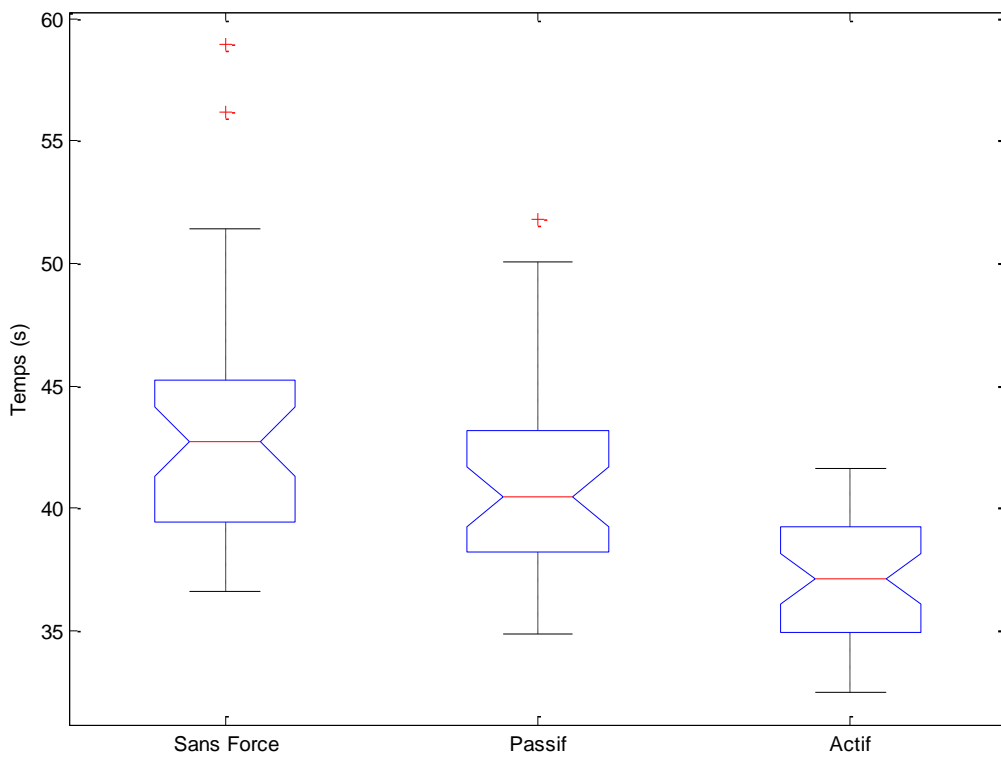


Figure 3.2: Zone 1 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).

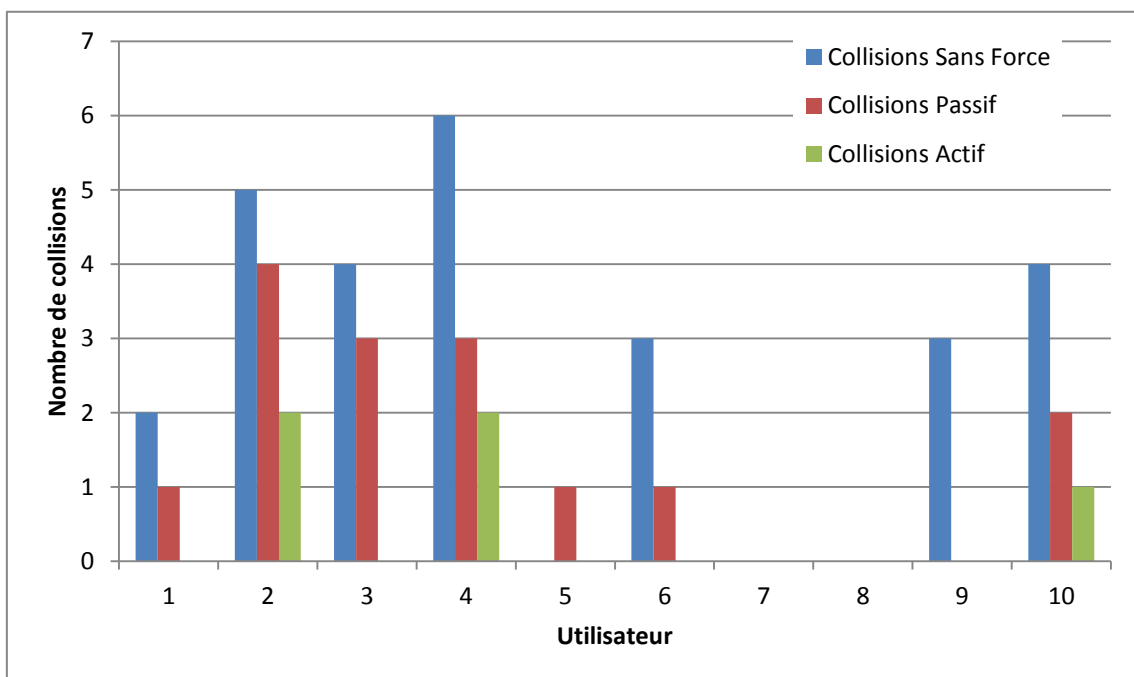


Figure 3.3: Zone 1 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).

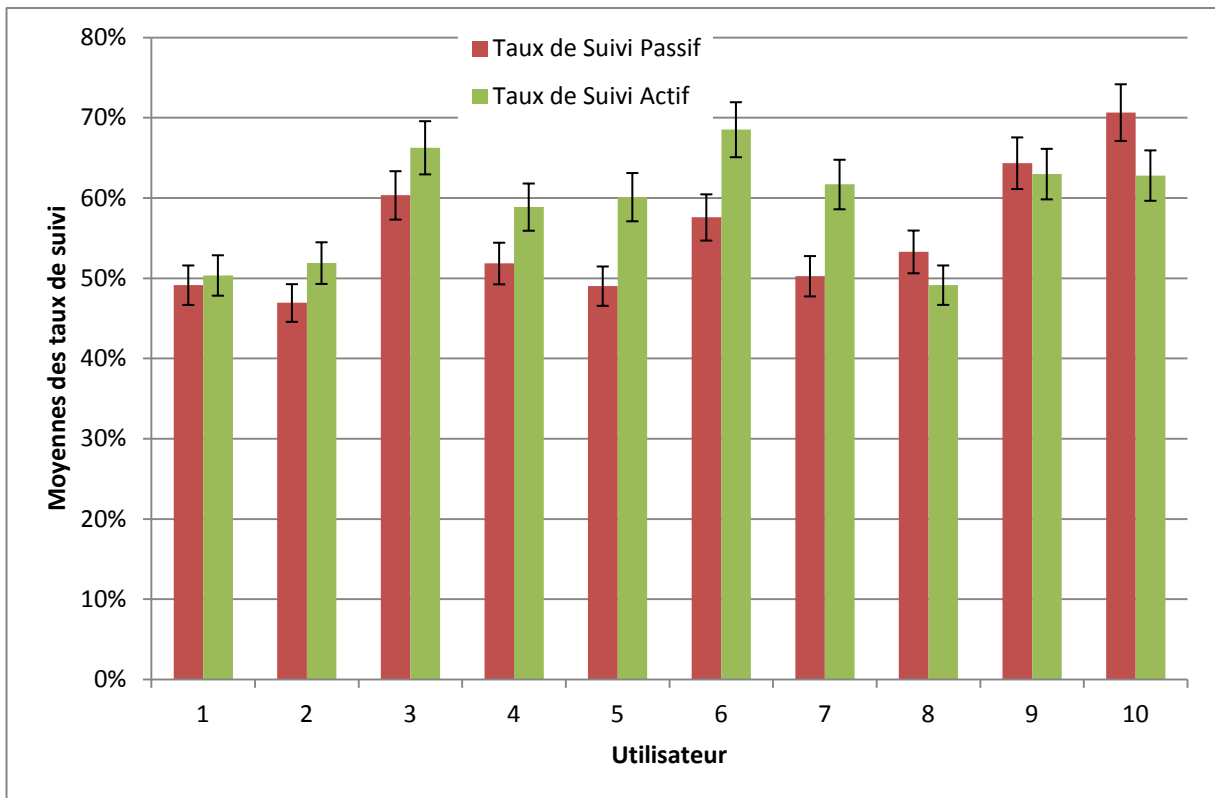


Figure 3.4: Zone 1 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).

La Figure 3.3 présente la somme des collisions sur les quatre tours du parcours pour chaque utilisateur. On constate qu'il y a moins de collisions pour le mode actif que pour les autres modes. La Figure 3.4 présente les taux de suivi pour les modes passif et actif, qui se situent autour de 50% dans la plupart des cas.

3.1.2 Résultats pour la Zone 2

La zone 2 du parcours est présentée à la section 2.3.1.1.2, page 79, par la Figure 2.19. Les moyennes des temps sont données par la Figure 3.5. Le test de Kruskal-Wallis rejette l'hypothèse nulle H_0 et indique de ce fait l'existence d'une différence significative à 5% ($\alpha = 0.05$) entre les moyennes des temps pour ces trois modes de conduite ($p < 0.05$). Les résultats des comparaisons multiples par le test de Mann-Whitney sont présentés dans le Tableau 3.2 et montrent qu'une différence statistiquement significative existe uniquement entre le mode sans force et le mode actif. Le résultat intéressant dans cette zone est l'absence de différence entre les modes passif et actif. Les temps pour cette zone sont représentés par Box-Plots dans la Figure 3.6.

Les sommes des collisions pour la zone 2 sur les quatre tours du parcours sont présentées par la Figure 3.7 où on voit qu'aucune collision n'a été enregistrée pour le mode actif. A noter que cette zone est moins encombrée que les autres et que la conduite y est relativement facile. La Figure 3.8 présente les taux de suivi des modes passif et actif pour cette zone, qu'on retrouve visiblement supérieurs à 50% pour tous les utilisateurs.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	13.0375	[-5.1922 31.2672]	Non
Sans Force – Actif	26.6750	[8.4453 44.9047]	Oui
Passif – Actif	13.6375	[-4.5922 31.8672]	Non

Tableau 3.2: Zone 2 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney).

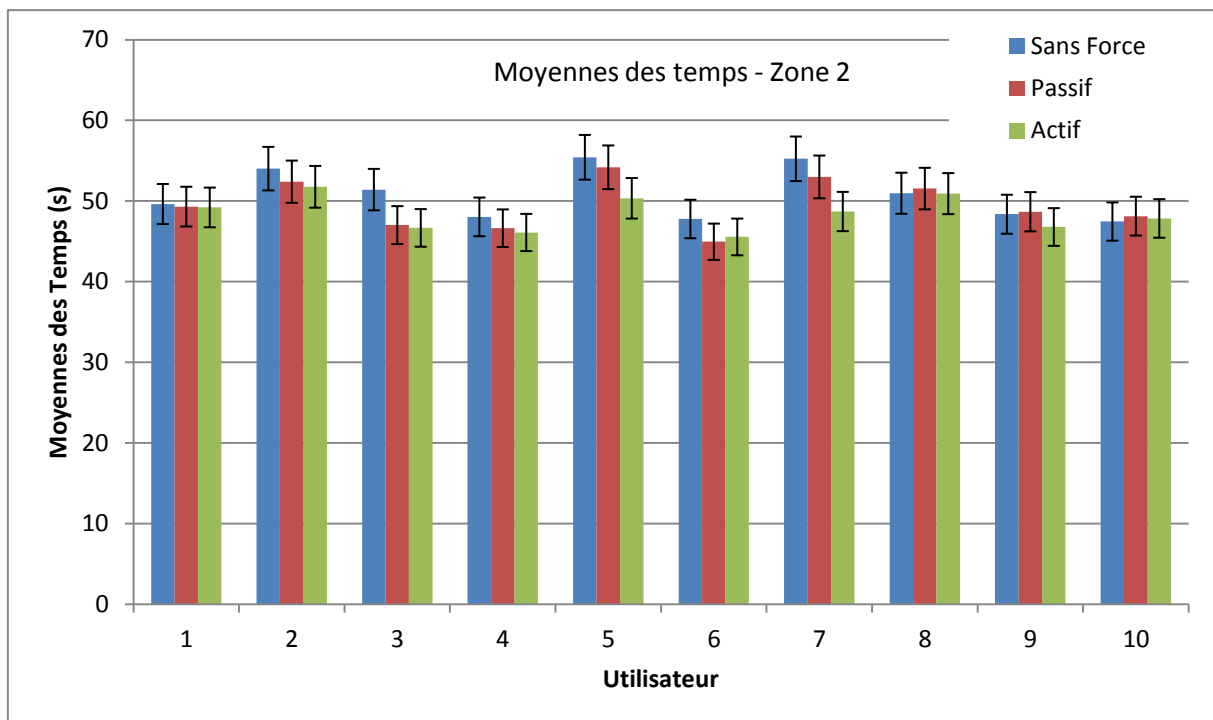


Figure 3.5: Zone 2 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).

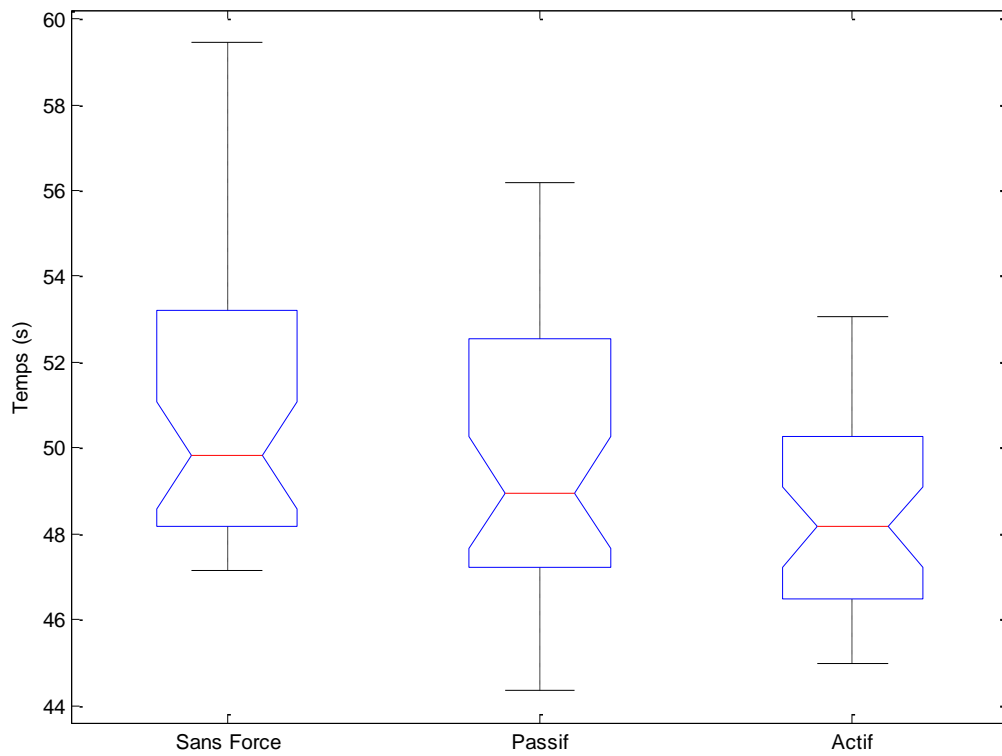


Figure 3.6: Zone 2 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).

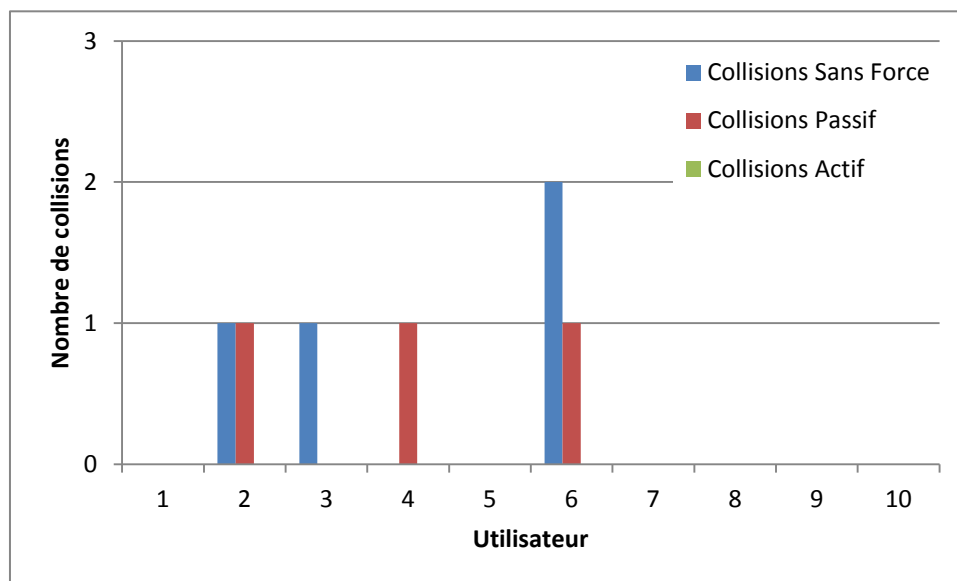


Figure 3.7: Zone 2 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).

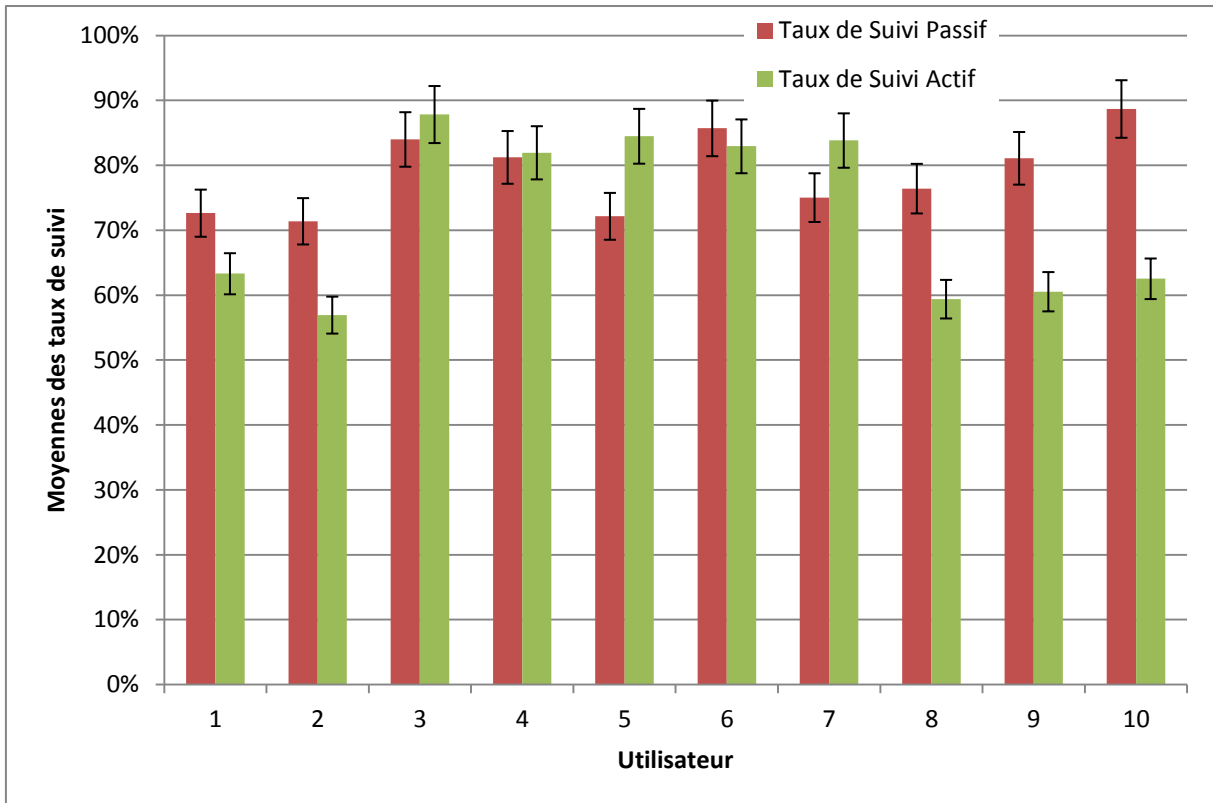


Figure 3.8: Zone 2 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).

3.1.3 Résultats pour la Zone 3

La zone 3 du parcours expérimental est décrite à la section 2.3.1.1.3, page 80, et est illustrée par la Figure 2.20. On peut voir les moyennes des temps de parcours pour cette zone sur la Figure 3.9. L'analyse statistique de Kruskal–Wallis pour le seuil de probabilité ($\alpha = 0.05$) sur ces temps de parcours rejette l'hypothèse nulle H_0 , ce qui permet de déduire qu'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes des temps des différents modes. Par des comparaisons multiples (Tableau 3.3), on voit que c'est le mode actif qui est à l'origine de cette différence et a permis un gain de temps significatif par rapport aux autres modes. La représentation des temps de parcours par Box-Plots est donnée par la Figure 3.10.

Les collisions pour cette zone expérimentale sont indiquées par la Figure 3.11. Nous pouvons constater que, pareillement à la zone précédente, aucune collision n'a été enregistrée pour la mode actif.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	2.3000	[-15.9297 20.5297]	Non
Sans Force – Actif	35.5000	[17.2703 53.7297]	Oui
Passif – Actif	33.2000	[14.9703 51.4297]	Oui

Tableau 3.3: Zone 3 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le joystick (Mann-Whitney).

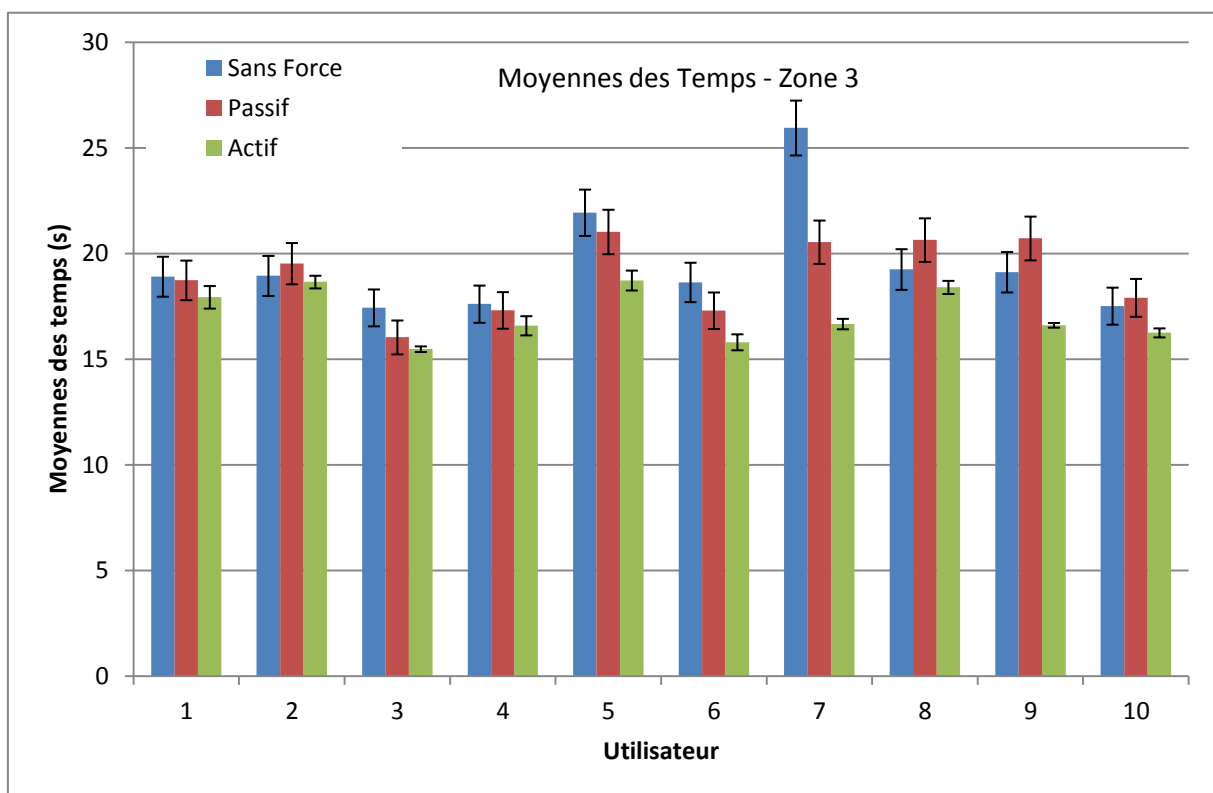


Figure 3.9: Zone 3 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (Joystick).

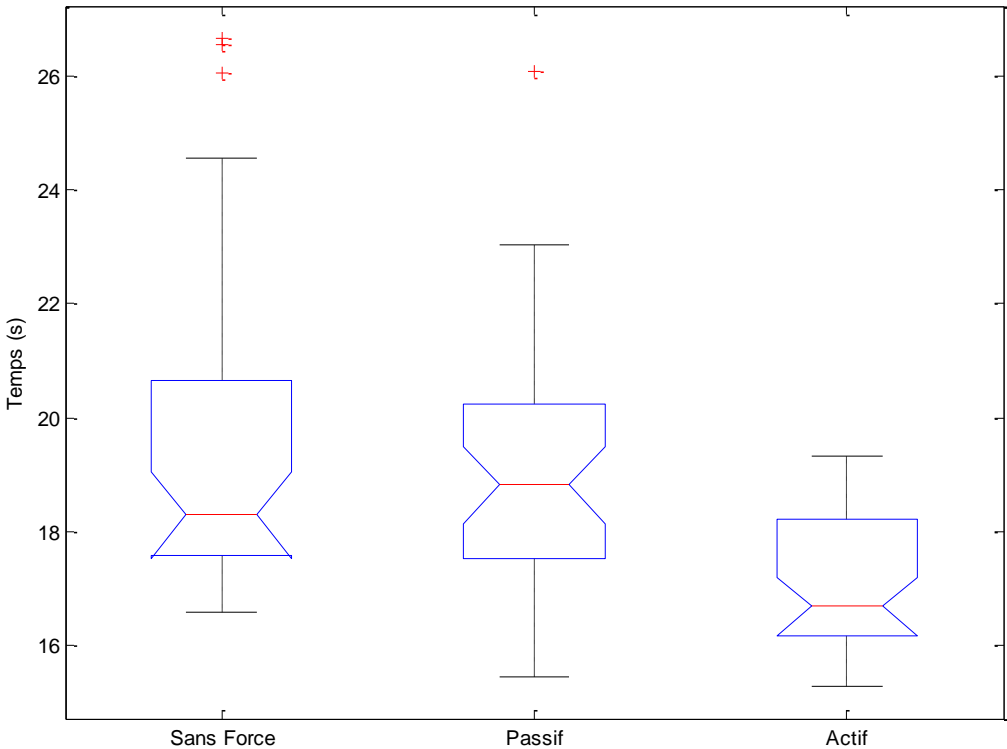


Figure 3.10: Zone 3 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (Joystick).

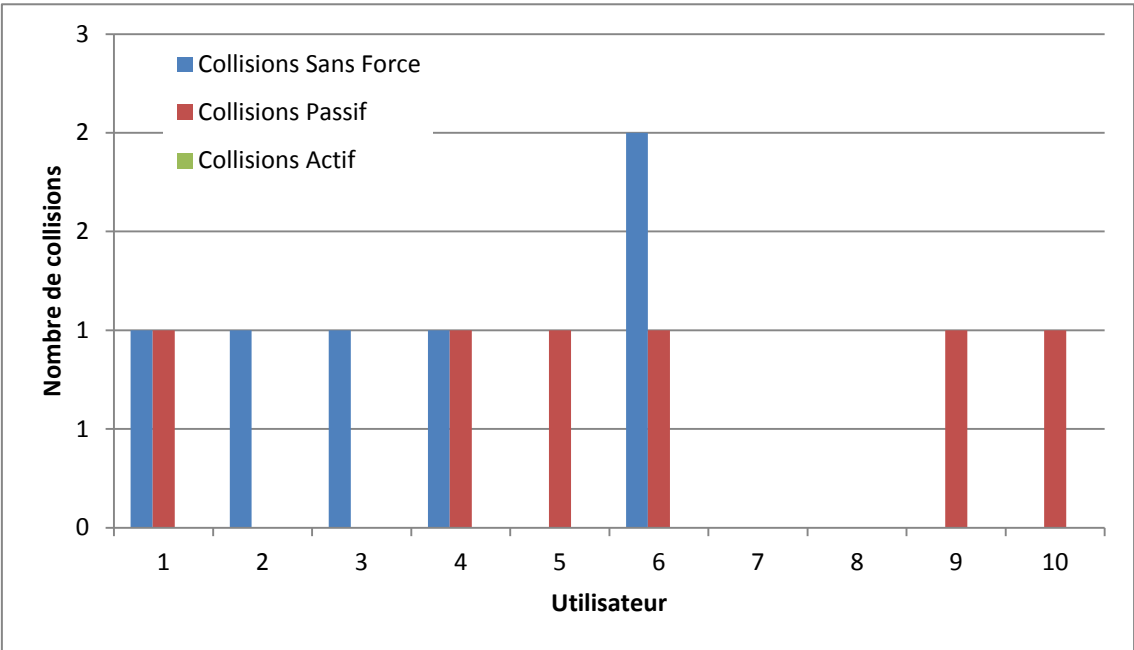


Figure 3.11: Zone 3 - Nombre de collisions par utilisateur (Joystick).

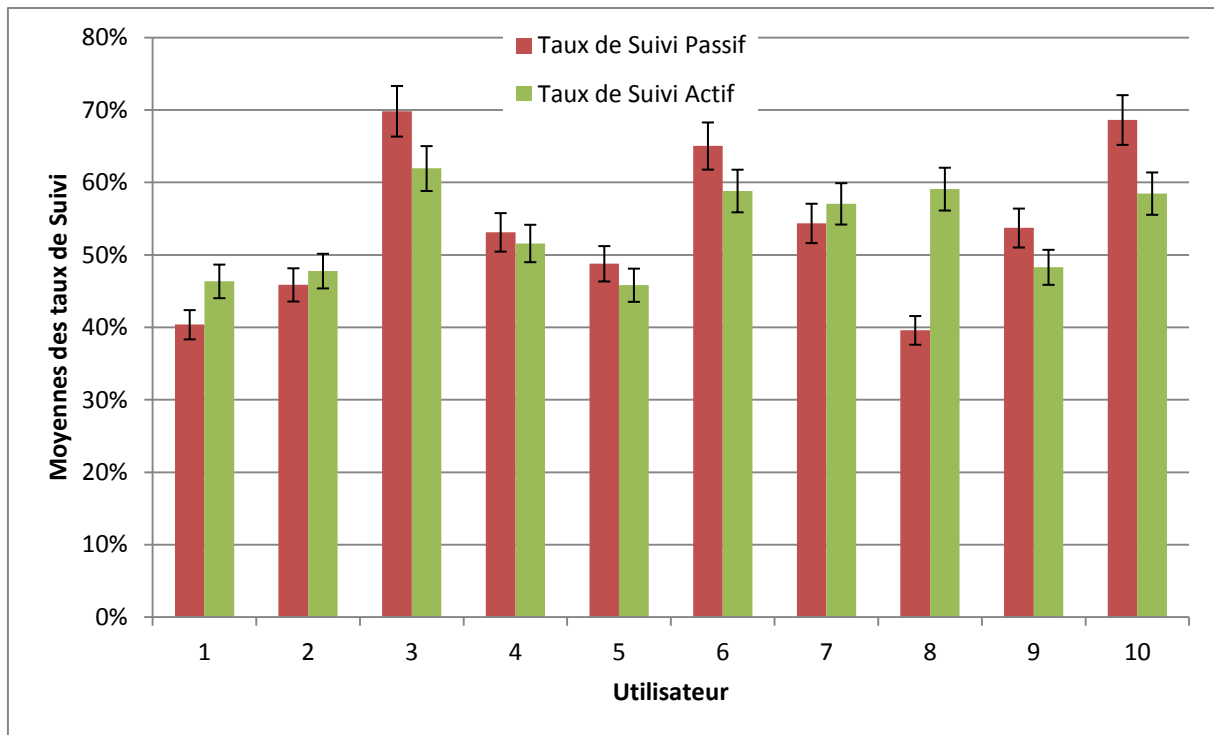


Figure 3.12: Zone 3 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (Joystick).

3.1.4 Résultats sur le parcours complet

Sur le parcours complet formé par les 3 zones successives, les moyennes des temps par utilisateur sont données par la Figure 3.13. L'analyse statistique non paramétrique de Kruskal-Wallis rejette l'hypothèse nulle H_0 et permet de déduire l'existence d'une différence significative à un seuil de probabilité de 5% ($\alpha = 0.05$) qui s'avère induite par le mode de conduite actif, comme l'indique le Tableau 3.4 des comparaisons multiples. La Figure 3.14 présente la répartition des temps du parcours complet.

La Figure 3.15 présente la somme de toutes les collisions survenues durant les tests où on voit que le mode non assisté présente un nombre élevé de collisions par rapport aux autres. Les taux de suivi pour le parcours complet sont donnés par la Figure 3.16. Ces taux sont supérieurs à 50% pour chacun des utilisateurs.

La Figure 3.17 présente les évaluations de la charge de travail pour chaque mode de conduite, effectuée avec la méthode TLX (section 2.3.2.1.3, page 81). On peut constater que les modes assistés présentent généralement moins de charge de travail que le mode normal.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	13.2250	[-5.0047 31.4547]	Non
Sans Force – Actif	42.9500	[24.7203 61.1797]	Oui
Passif – Actif	29.7250	[11.4953 47.9547]	Oui

Tableau 3.4: Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois modes pour le parcours complet pour le joystick (Mann-Whitney).

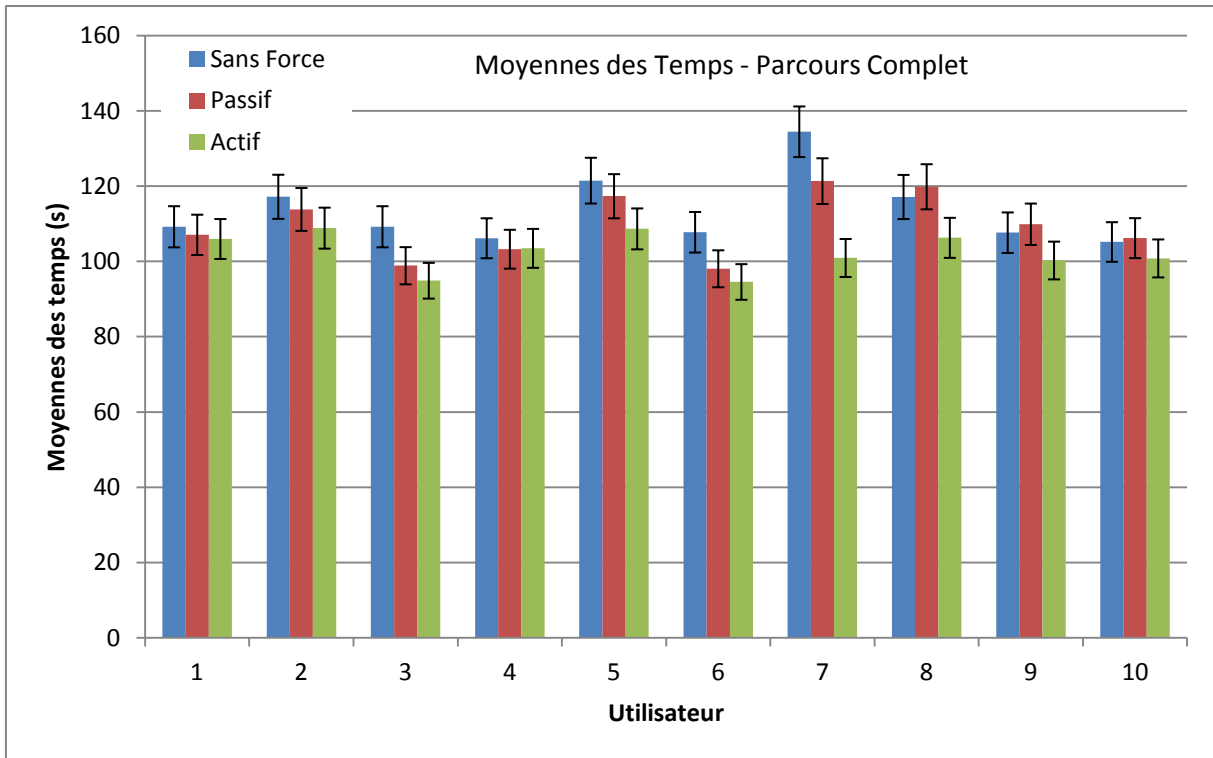


Figure 3.13: Moyennes des temps par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).

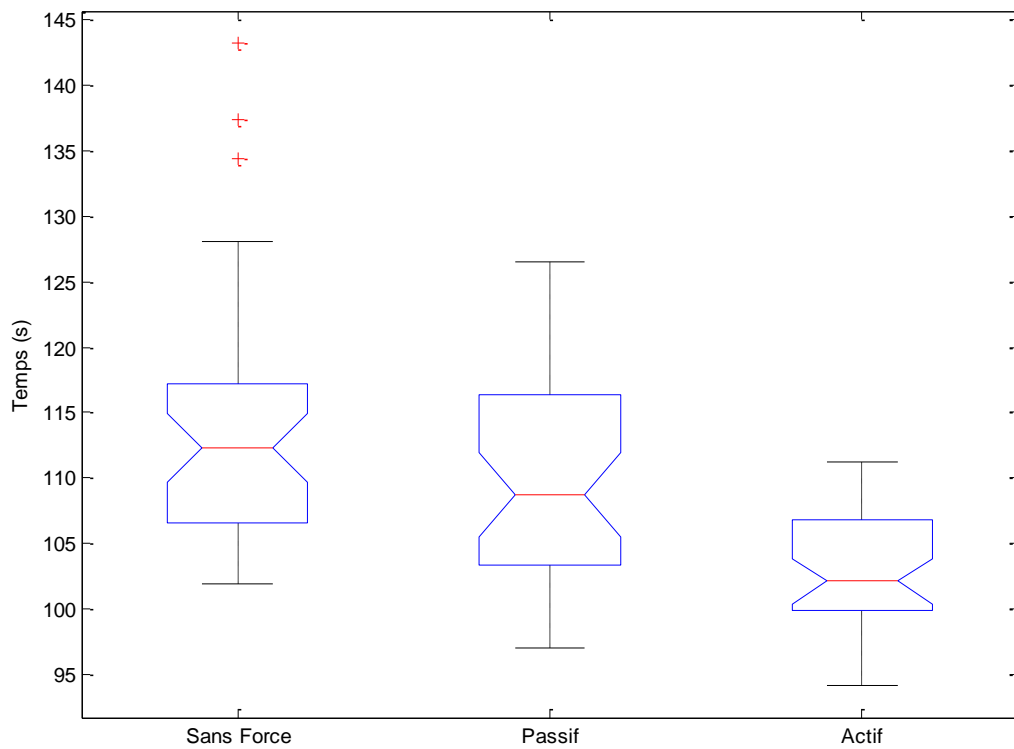


Figure 3.14: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots (Joystick).

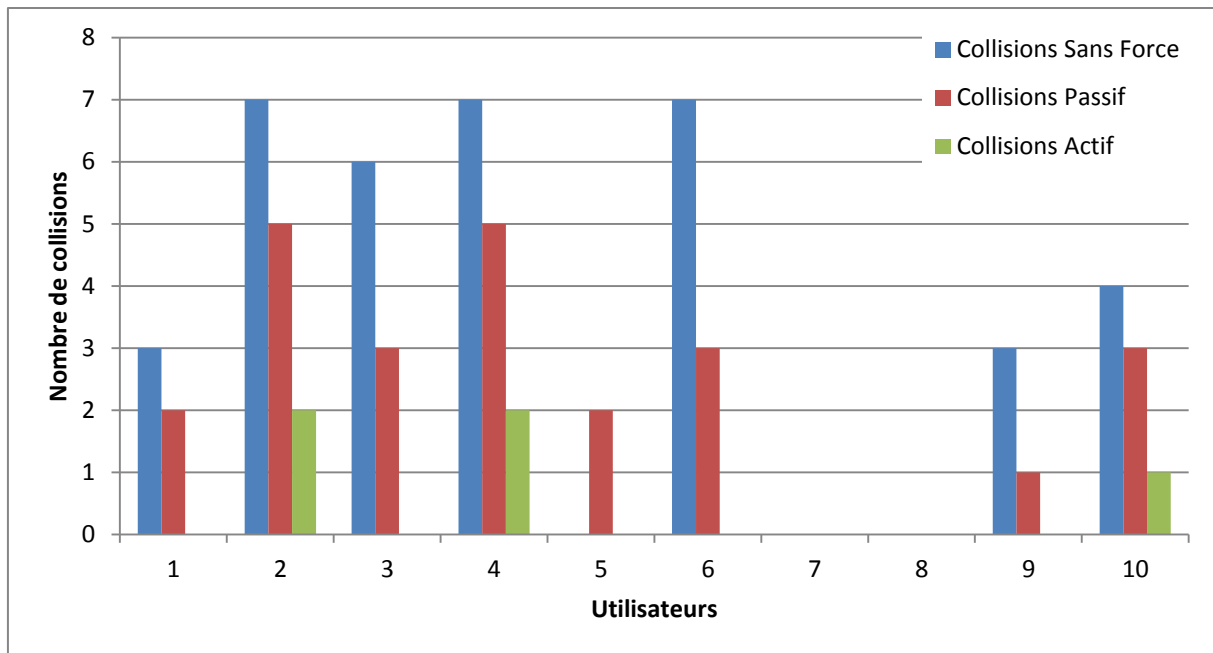


Figure 3.15: Nombre de collisions par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).

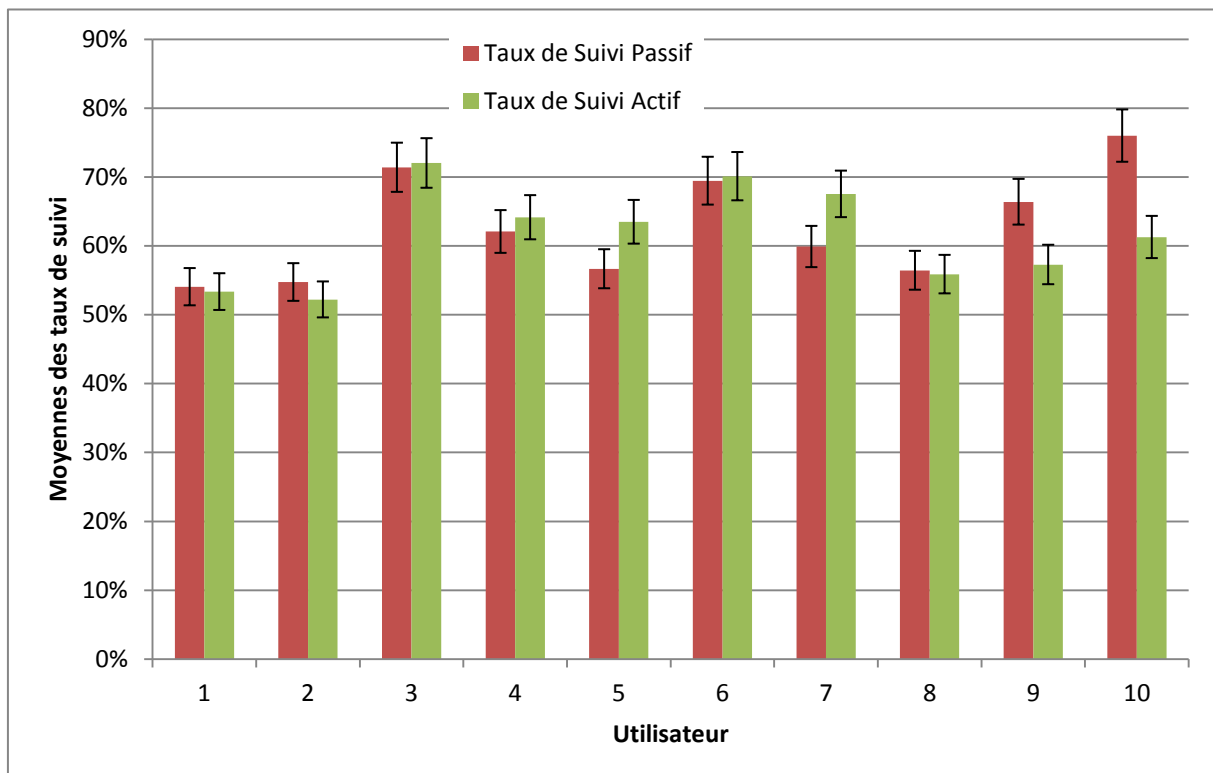


Figure 3.16: Moyennes des taux de suivi par utilisateur pour le parcours complet (Joystick).

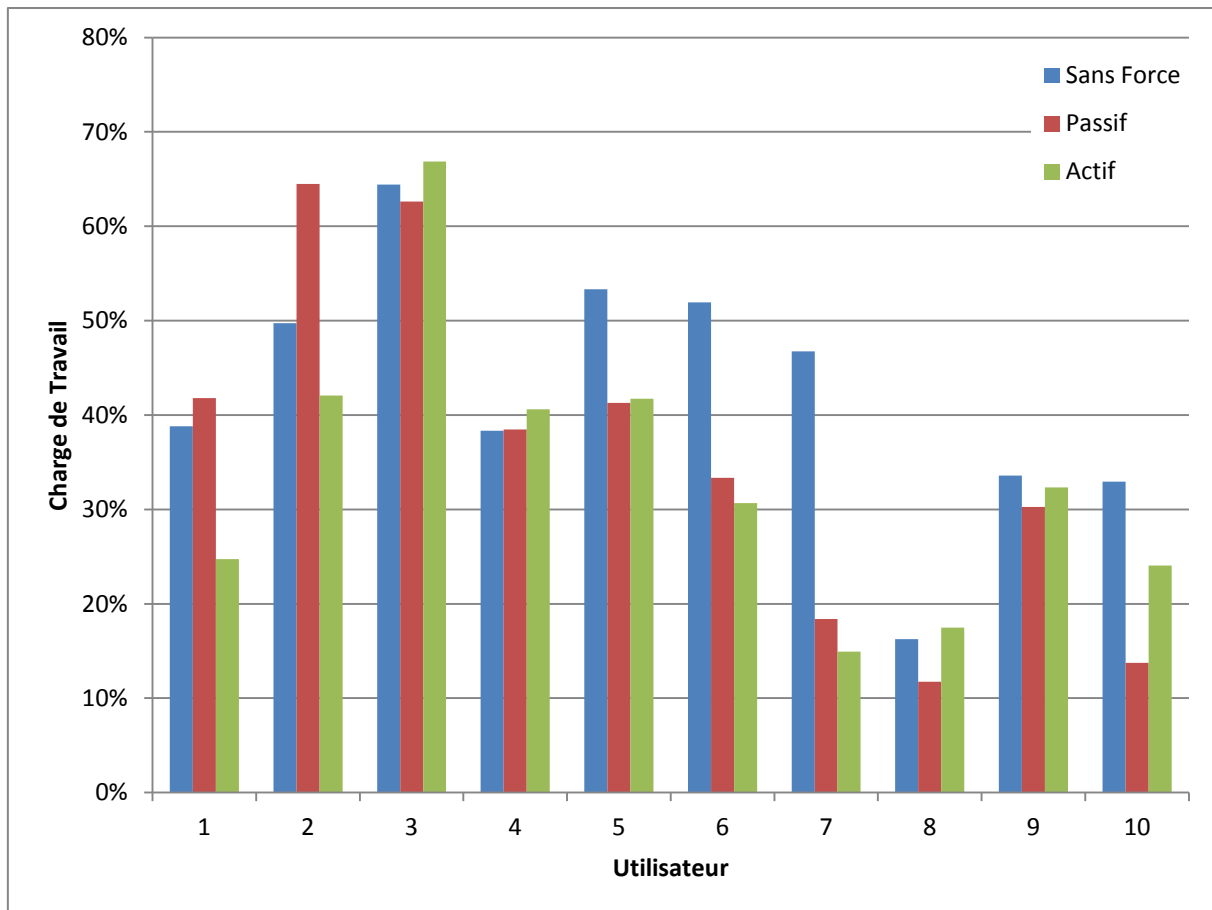


Figure 3.17: Résultats des évaluations de la charge de travail pour chaque mode de conduite (Joystick).

3.1.5 Conclusion sur les résultats du joystick

Sur l'ensemble des résultats de la conduite assistée avec le joystick à retour d'effort, on constate une nette amélioration en performances dans le mode actif par rapport aux autres modes et ce, sur la base des mesures d'efficacité, à savoir le taux d'erreurs commises et le temps d'exécution de la tâche.

Pour les erreurs de navigation, correspondant ici au nombre de collisions survenues durant la conduite, le mode actif a permis une réduction importante par rapport aux autres modes. Ces collisions ont eu lieu dans les emplacements critiques du parcours, qui sont les tournants et les passages étroits. Cette réduction est le résultat des actions de force perçues par les sujets, qui les orientent immédiatement vers le centre du passage étroit et évite de ce fait tout contact brusque avec le bord du passage. Dans le mode passif, le retour haptique est perçu sous la forme d'une résistance en direction des obstacles, ce qui devrait permettre aux sujets d'avoir plus de facilité à aller vers les directions libres. Cette forme de retour haptique n'a pas permis une réduction remarquable des erreurs de navigation par rapport au mode normal. Selon les dires des sujets, la résistance de l'effet de force est moins perceptible lors de la navigation que l'effet issu du mode actif.

La deuxième mesure de performance était le temps d'exécution de la tâche pour chaque condition. Les analyses statistiques ont révélés que le mode actif a permis un gain de temps significatif par rapport aux autres modes et ce, pour toutes les zones du parcours expérimental. Cette amélioration du temps d'exécution s'explique, d'une part, par la réduction du nombre de collisions : toute collision engendre une manœuvre de réorientation. D'autre part, le fait d'être orienté directement dans la direction libre par le joystick a réduit considérablement les oscillations de la manette qui auraient été générées par les mouvements de l'utilisateur et a évité les hésitations qu'il pouvait avoir en tentant de se stabiliser correctement sur le bon chemin. Il se trouve également que l'algorithme utilisé permet une bonne planification locale du chemin ce qui a donné des trajectoires souples dans l'ensemble pour le mode actif¹⁹.

Pour les modes de conduite assistée, nous avons considéré une mesure supplémentaire, le taux de suivi des algorithmes, qui représente le pourcentage de cohérence entre les choix de l'utilisateur et ceux de l'algorithme. Ces taux étaient généralement autour de 50 % pour les zones encombrées (Zone 1 et Zone 3) et supérieures à cette valeur pour la zone la moins contrainte (environ 60% à 80% pour la Zone 2). Les situations de désaccord se présentaient souvent quand la perception du système ne fournissait aucune indication sur les régions libres de l'environnement ce qui ne générait aucune direction pour le retour d'effort.

Les mesures de la charge de travail, établies pour chaque mode de conduite, permettent de voir que les modes assistés n'ont pas requis une concentration ou un effort supplémentaire de la part des sujets, ni provoqué de stress ou de frustration particuliers. Cette évaluation s'avère intéressante, étant donné que les travaux précédents sur le retour d'effort pour le contrôle d'un mobile rapportent que le mode actif provoque généralement une dépense physique et mentale supérieure à celle attendue d'une activité de conduite normale (Lam et al. 2005; Brienza et Angelo 1996; Bourhis et Sahnoun 2008). Nous avons aussi constaté cet effet dans nos premiers résultats sur le retour d'effort (Hadj-Abdelkader, Bourhis, et Cherki 2010) où la coopérativité de la force appliquée sur l'effecteur n'était pas prise en compte. Grâce à un choix judicieux de l'effet de force (section 2.2.4.2, page 69) et à son ajustement vis-à-vis de la coopérativité du système (section 2.2.4.5, page 75) et, d'autre part, grâce à une régulation de l'amplitude de la force de retour dans le mode actif (section 2.2.3.1, page 66), cette contrainte sur la charge de travail a pu être annulée. On pourra donc bénéficier de tous les avantages de ce mode sans que ce soit au détriment de la charge de travail physique et mentale de la personne.

¹⁹ La divergence de cet algorithme de planification de chemin vers des zones mortes a été évitée par les actions de l'utilisateur qui procède à une planification globale sur l'ensemble de son parcours.

3.2 Conduite avec le PHANToM Omni

3.2.1 Résultats pour la Zone 1

Les essais avec le PHANToM se sont déroulés selon le même protocole expérimental qu’avec le joystick. Les résultats ont été traités avec les mêmes tests statistiques. Ainsi, la Figure 3.18 présente les moyennes des temps de parcours par utilisateur pour la première zone (section 2.3.1.1.1, page 78, Figure 2.18). L’analyse statistique par le test de Kruskal-Wallis pour le seuil de probabilité ($\alpha = 0.05$) rejette l’hypothèse nulle H_0 et indique, de ce fait, l’existence d’une différence significative entre les trois modes de conduite. Par comparaisons multiples, dont les résultats sont présentés dans le Tableau 3.5, on peut constater que le mode actif est à l’origine de cette différence par la réduction qu’il réalise dans les temps de parcours. Ces temps de parcours sont représentés par Box-Plots dans la Figure 3.19.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	12.6250	[-5.6047 30.8547]	Non
Sans Force – Actif	39.2750	[21.0453 57.5047]	Oui
Passif – Actif	26.6500	[8.4203 44.8797]	Oui

Tableau 3.5: Zone 1 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney).

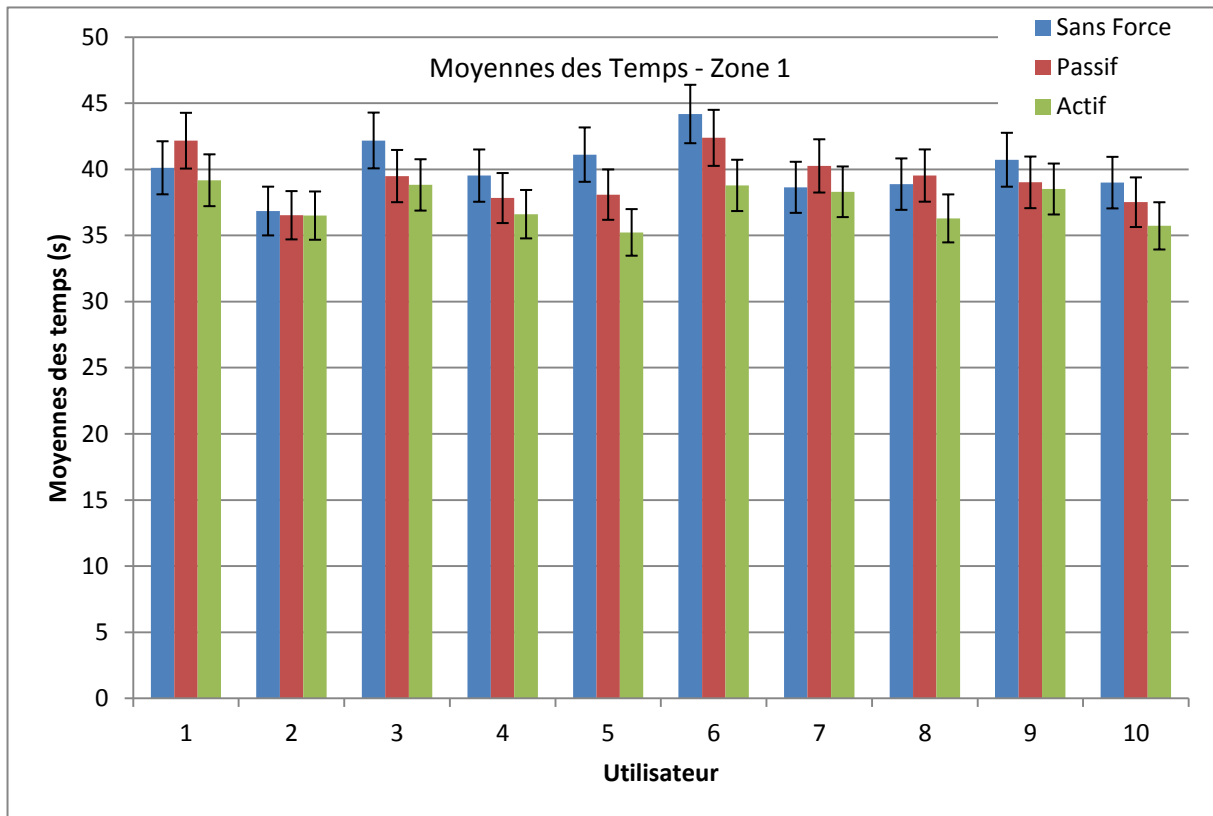


Figure 3.18: Zone 1 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).

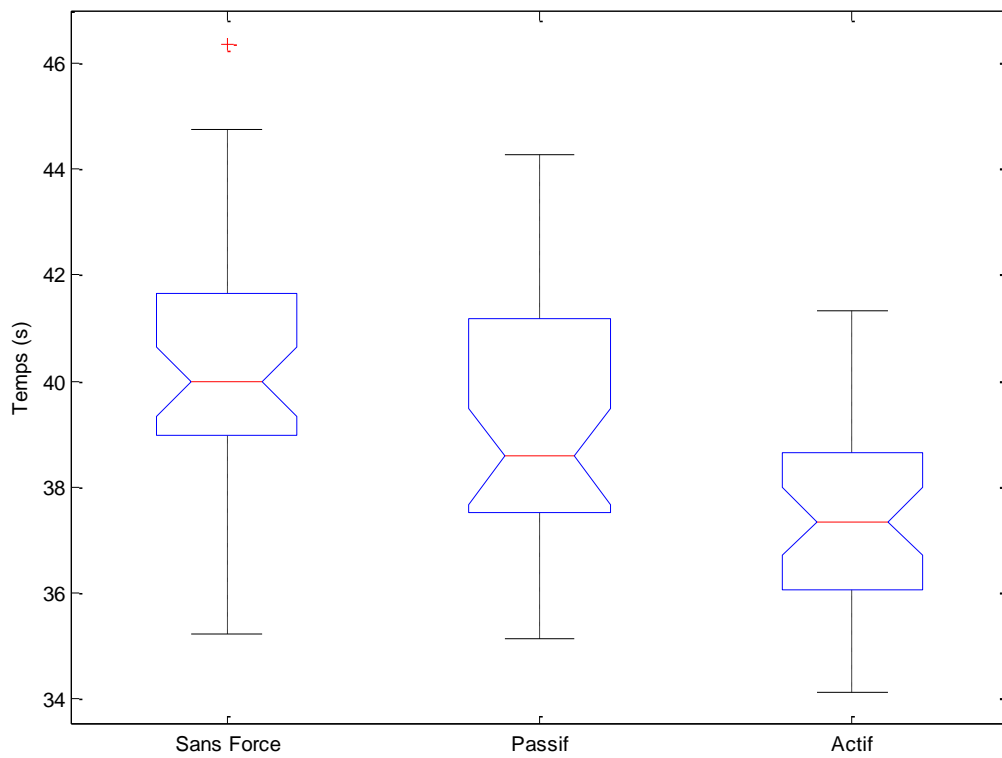


Figure 3.19: Zone 1 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).

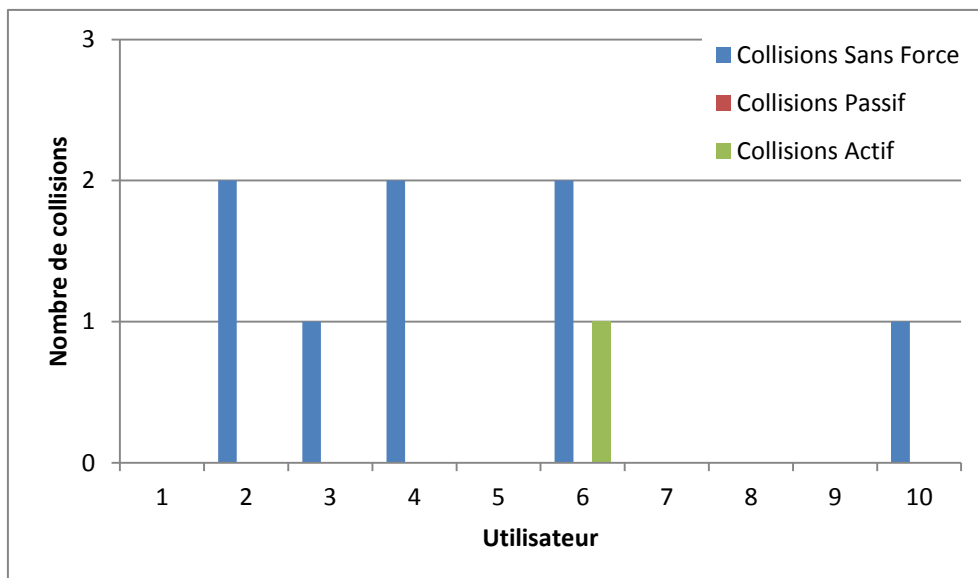


Figure 3.20: Zone 1 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).

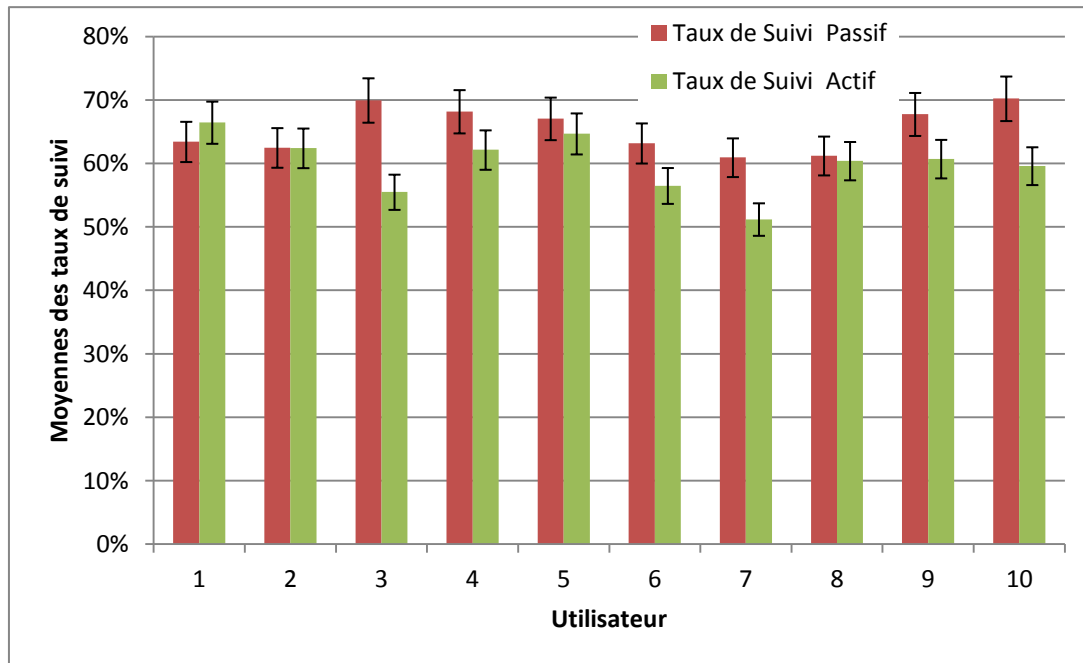


Figure 3.21: Zone 1 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).

La Figure 3.20 présente les sommes des collisions par utilisateur sur toute la condition expérimentale. Ces collisions sont survenues principalement dans le mode normal. Les taux de suivi pour les modes assistés sont présentés dans la Figure 3.21. Nous pouvons constater que l'accord entre les directions choisies par l'utilisateur et celles calculées par l'algorithme est supérieur à 50%.

3.2.2 Résultats pour la zone 2

Les temps de parcours pour cette zone (présentée à la section 2.3.1.1.2, page 79, Figure 2.19) sont moyennés par utilisateur et représentés par la Figure 3.22. Leur analyse statistique rejette l'hypothèse nulle H_0 au seuil de probabilité ($\alpha = 0.05$). Les comparaisons multiples, réalisées par le test de Mann-Whitney et résumées dans le Tableau 3.6, indiquent que la diminution dans les temps de parcours provient du mode actif, comme ça a été constaté dans l'ensemble des conditions expérimentales présentées jusqu'ici. Ces temps sont représentés par Box-Plots dans la Figure 3.23.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	2.9750	[-15.2547 21.2047]	Non
Sans Force – Actif	23.3500	[5.1203 41.5797]	Oui
Passif – Actif	20.3750	[2.1453 38.6047]	Oui

Tableau 3.6: Zone 2 - Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney)

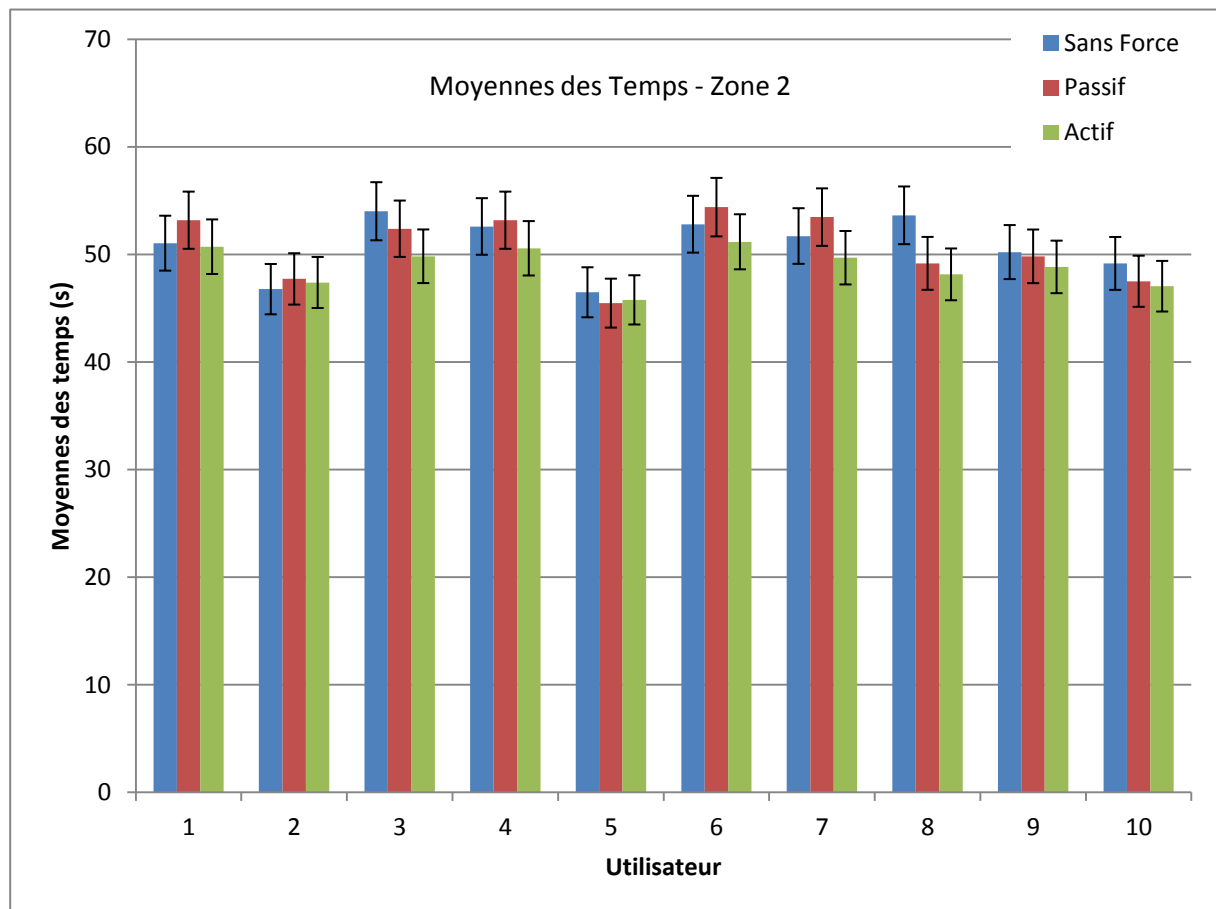


Figure 3.22: Zone 2 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).

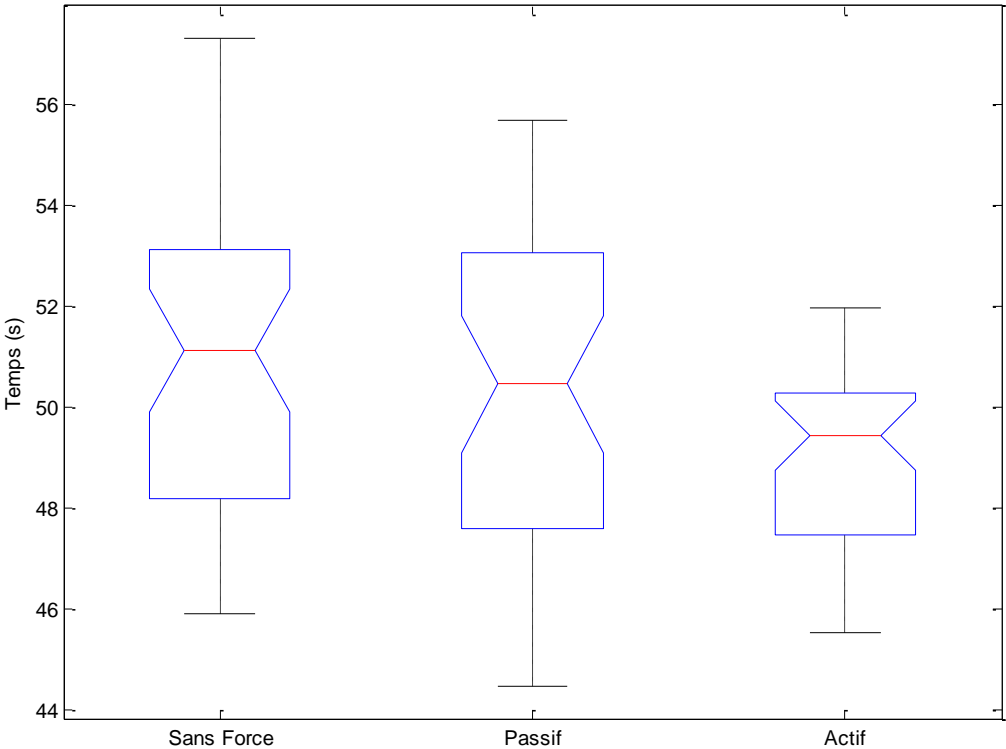


Figure 3.23: Zone 2 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).

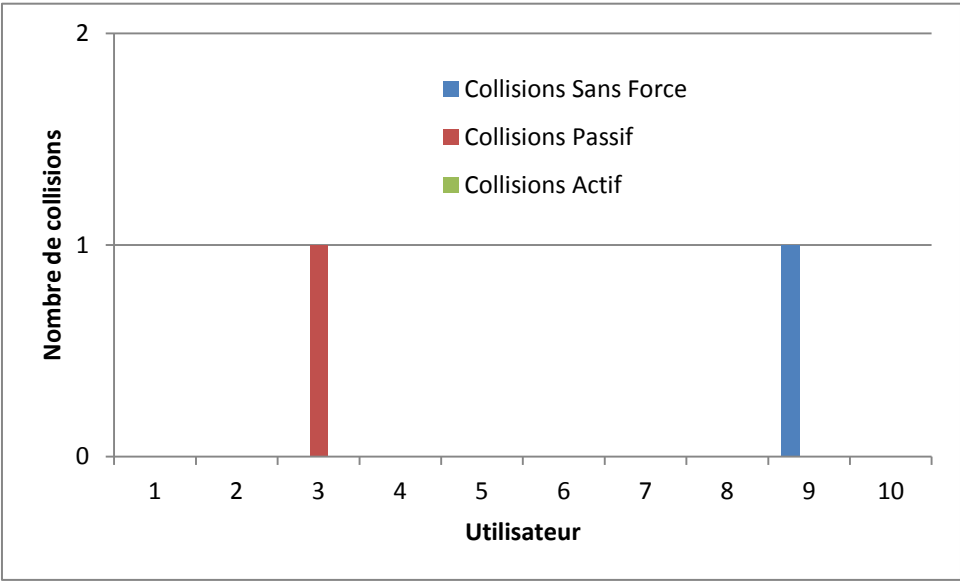


Figure 3.24: Zone 2 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).

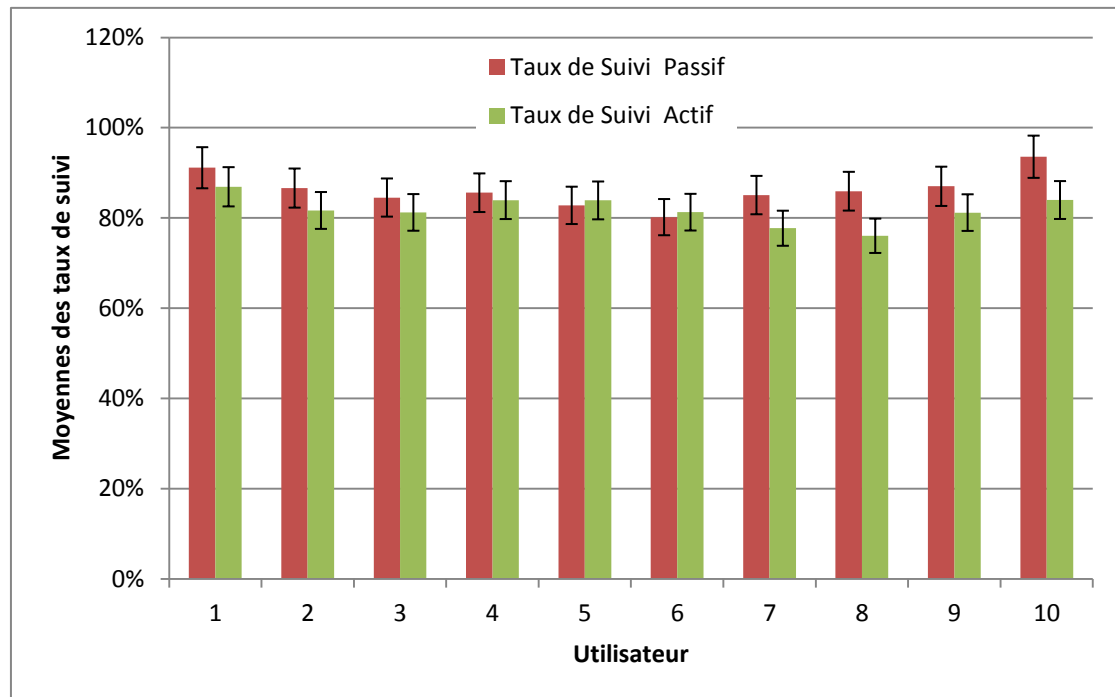


Figure 3.25: Zone 2 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).

Les sommes des collisions enregistrées pour la zone 2 durant cette condition sont présentées par la Figure 3.24. Seulement deux collisions ont été commises dans cette zone pour les modes normal et passif, alors que le mode actif n'a pas provoqué d'erreurs de navigation de ce genre. Ceci est dû en particulier à la structure relativement allégée de cette partie de l'environnement expérimental. La Figure 3.25 présente les taux de suivi moyennés des modes passif et actif, qui se situent autour d'une valeur relativement élevée de 80 %, ce qui s'explique aussi par la structure simplifiée de cette zone.

3.2.3 Résultats pour la Zone 3

De manière similaire aux conditions expérimentales précédentes, nous présentons les moyennes des temps de parcours par utilisateur pour la zone 3 (décrite à la section 2.3.1.1.3, page 80, Figure 2.19) dans la Figure 3.26, et leurs représentations pas Box-Plots dans la Figure 3.27. La même analyse statistique révèle l'existence d'une réduction significative à un seuil de probabilité ($\alpha = 0.05$) en temps de parcours qui s'avère, elle aussi, produite par le mode actif comme l'indique le Tableau 3.7 qui regroupe les résultats des comparaisons multiples.

La Figure 3.28 présente le nombre des collisions dans cette zone où on constate qu'aucune d'elles ne concerne le mode actif. Finalement, on a les taux de suivi pour les modes assistés qui se situent autour de 50% pour la plupart des utilisateurs (Figure 3.29).

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	8.2625	-9.9672 26.4922	Non
Sans Force – Actif	39.7375	21.5078 57.9672	Oui
Passif – Actif	31.4750	13.2453 49.7047	Oui

Tableau 3.7: Zone 3 – Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois conditions pour le PHANToM (Mann-Whitney)

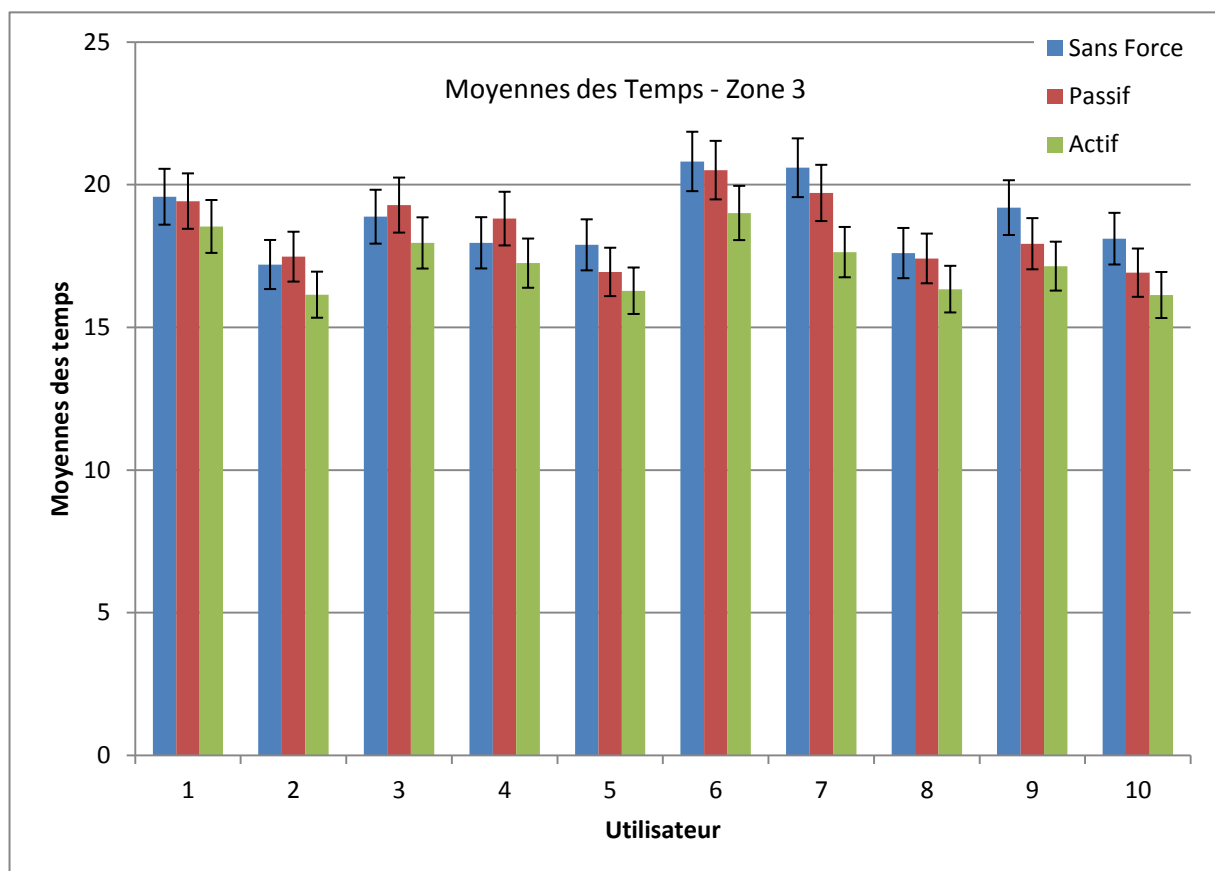


Figure 3.26: Zone 3 - Moyennes des temps de parcours par utilisateur (PHANToM).

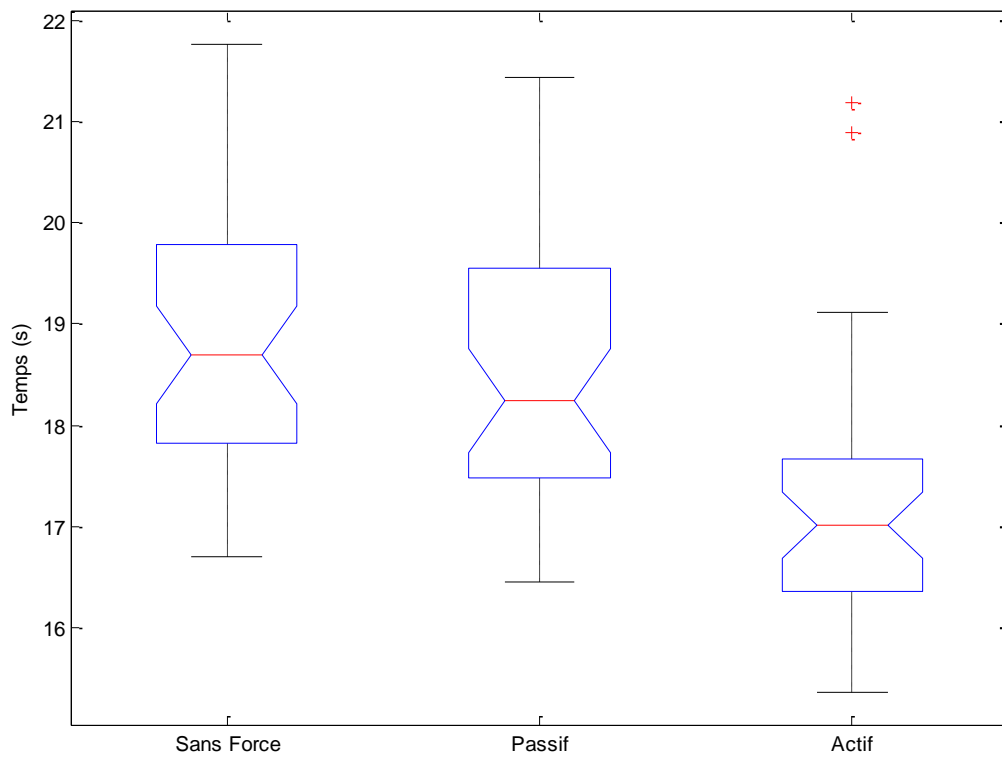


Figure 3.27: Zone 3 - Représentation des temps de parcours par Box-Plots (PHANToM).

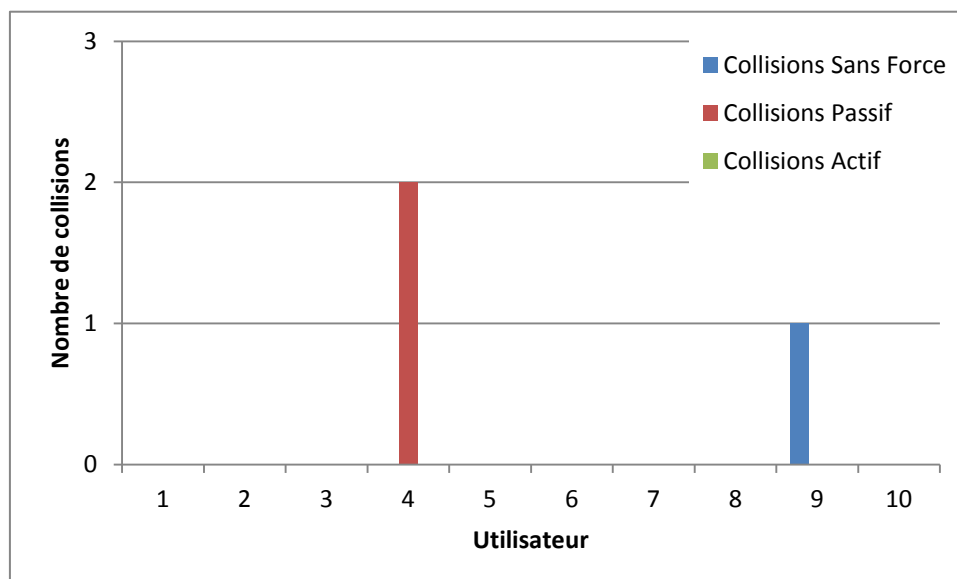


Figure 3.28: Zone 3 - Nombre de collisions par utilisateur (PHANToM).

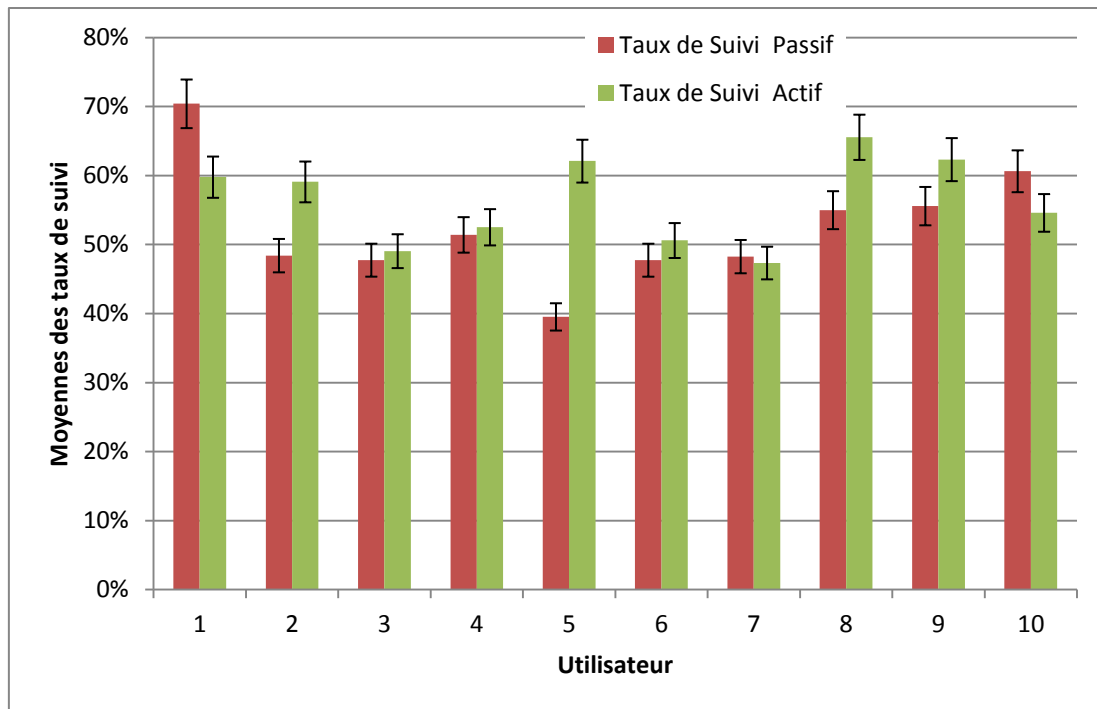


Figure 3.29: Zone 3 - Moyennes des taux de suivi par utilisateur (PHANToM).

3.2.4 Résultats pour le parcours complet

Les résultats de l'ensemble des conditions expérimentales concernant le PHANToM sont regroupés dans cette section : les moyennes des temps par utilisateur sur le parcours complet sont présentées dans la Figure 3.30 et leurs répartitions par mode dans la Figure 3.31. L'analyse statistique à ($\alpha = 0.05$) révèle une différence significative pour le mode actif qui est déduite par un test de Kruskal-Wallis suivi par des comparaisons multiples résumées dans le Tableau 3.8.

Sur le parcours complet, le nombre des collisions par mode et par utilisateur est présenté par la Figure 3.32. Les taux de suivi ont été également moyennés et sont présentés dans la Figure 3.33.

La Figure 3.34 présente les évaluations de la charge de travail par mode de conduite pour cette partie des tests pratiques avec le PHANToM. D'une manière générale, les modes assistés ont été moins contraignants que le mode de conduite standard, ce qui était attendu de l'utilisation de ce dispositif de conduite non conventionnel.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Sans Force – Passif	8.9500	[-9.2797 27.1797]	Non
Sans Force – Actif	38.5250	[20.2953 56.7547]	Oui
Passif – Actif	29.5750	[11.3453 47.8047]	Oui

Tableau 3.8: Résultats des comparaisons multiples pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) entre les trois modes pour le parcours complet avec le PHANToM (Mann-Whitney).

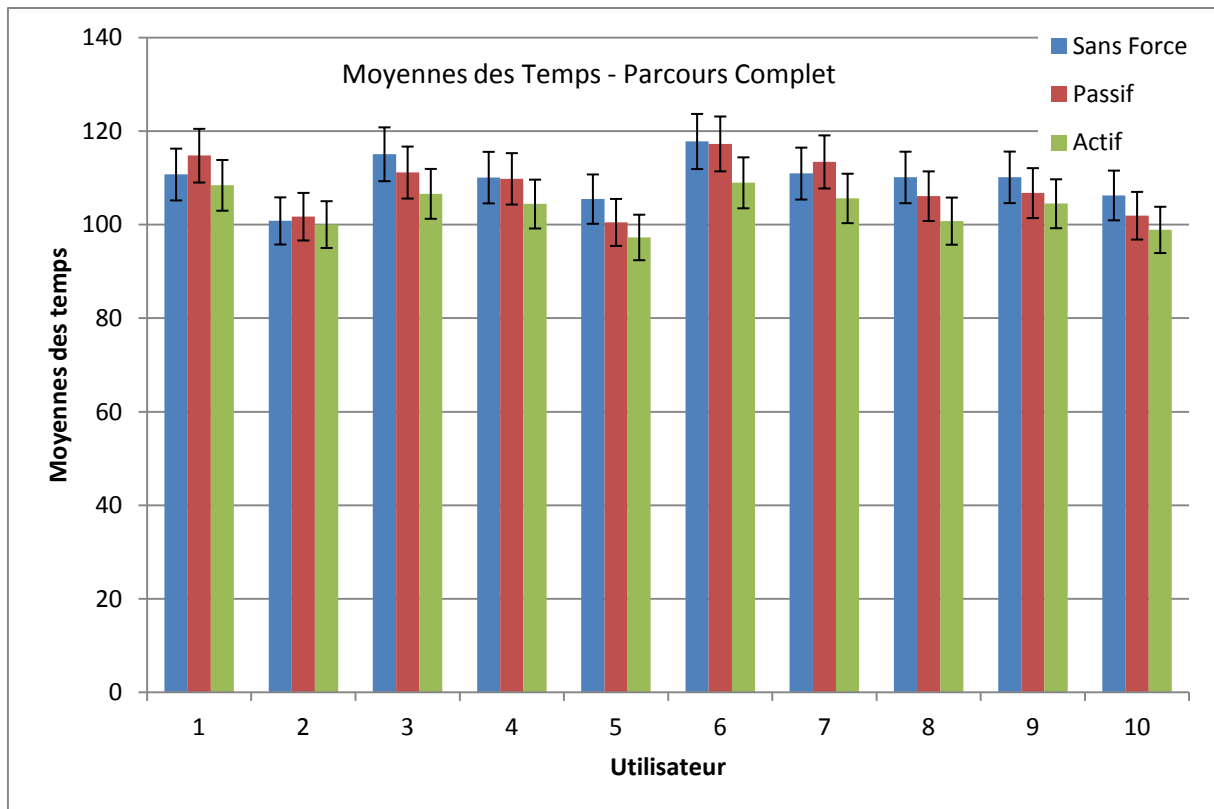


Figure 3.30: Moyennes des temps par utilisateur pour le parcours complet (PHANToM).

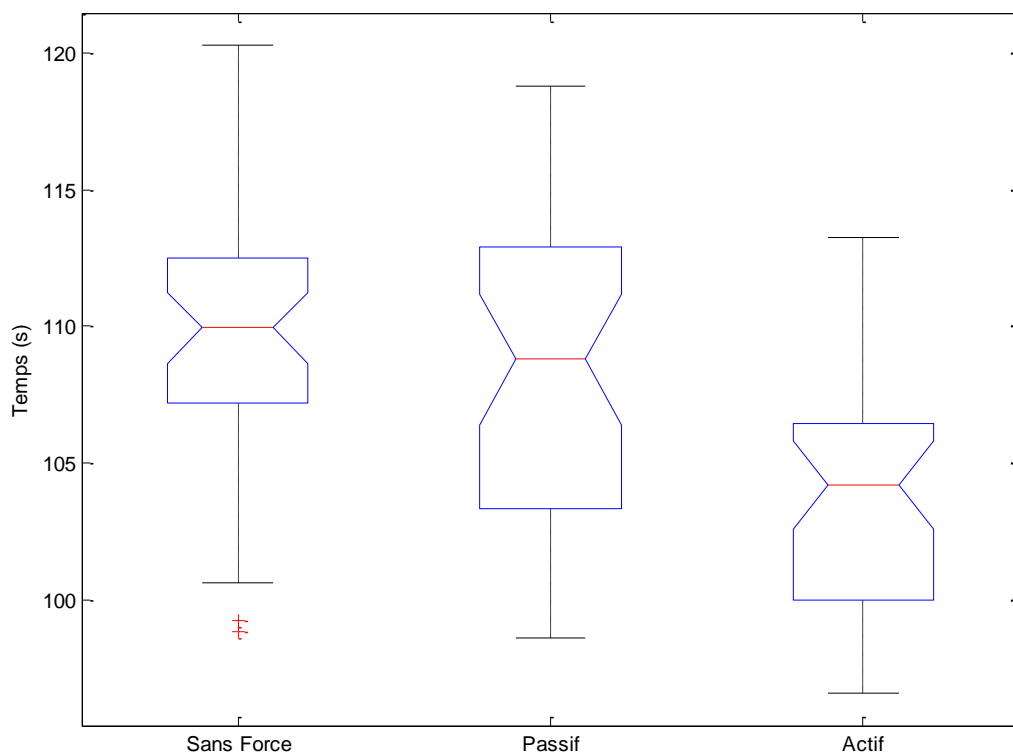


Figure 3.31: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots (PHANToM).

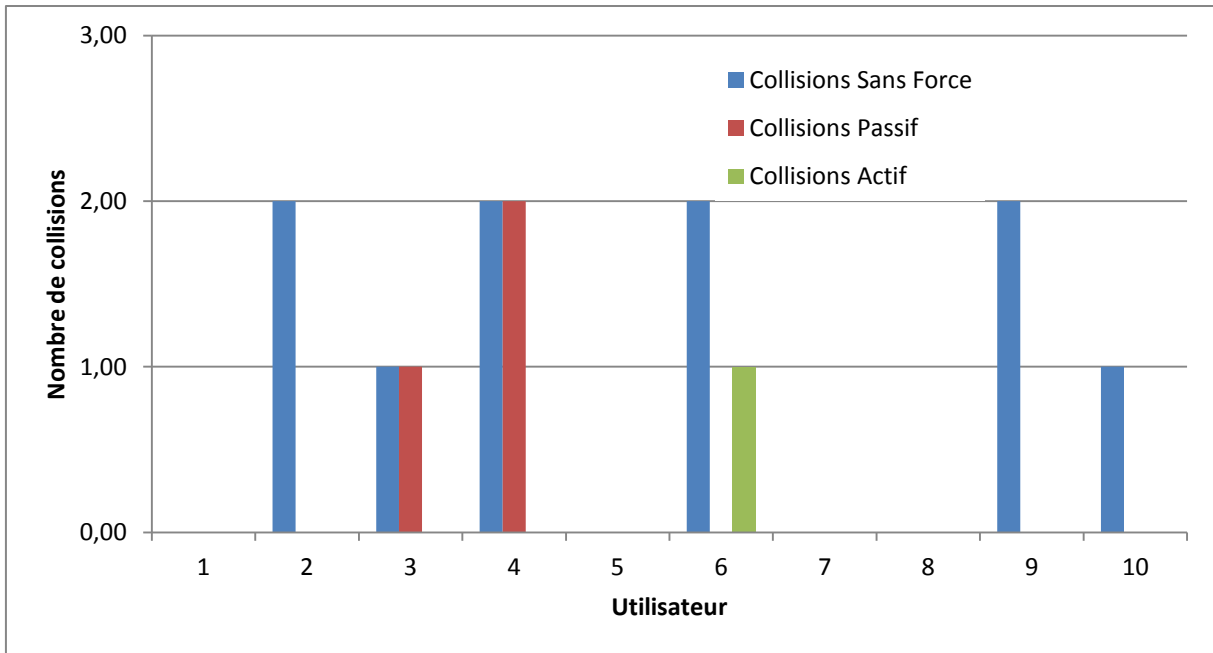


Figure 3.32: Nombre de collisions par utilisateur pour le parcours complet (PHANToM).

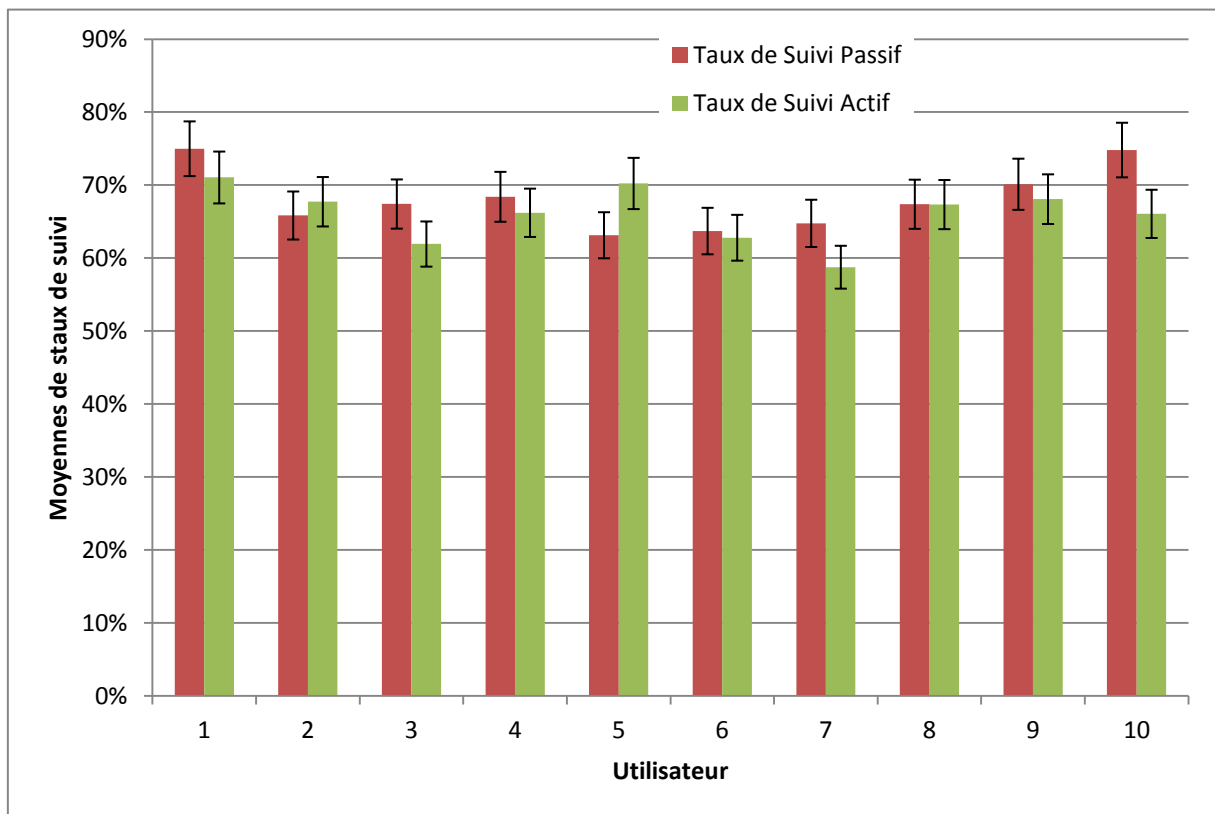


Figure 3.33: Moyennes des taux de suivi pour le parcours complet (PHANToM).

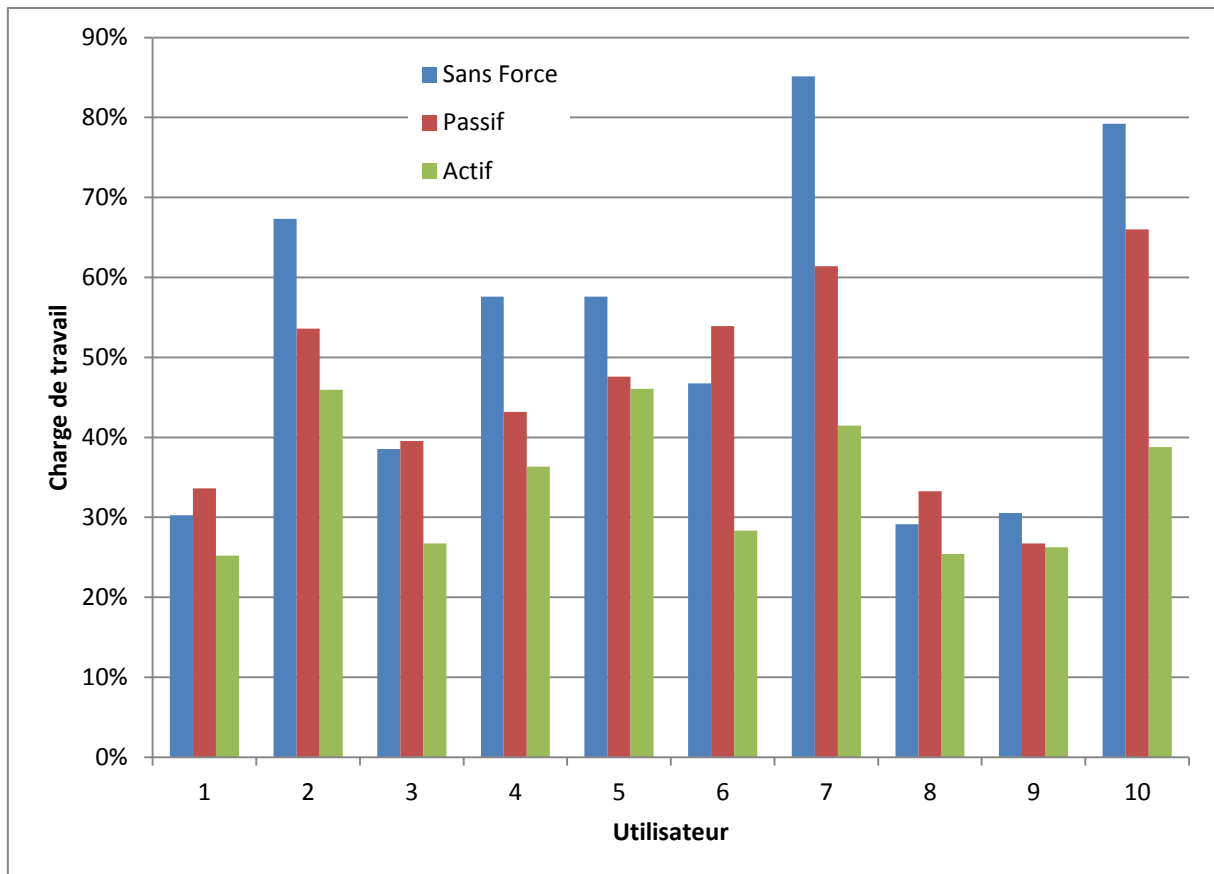


Figure 3.34: Résultats des évaluations de la charge de travail pour chaque mode de conduite (PHANToM).

3.2.5 Conclusion sur les résultats du PHANToM

Les tests effectués avec le PHANToM ont permis une meilleure perception des différences entre les trois modes de conduite évalués dans le contexte de ce travail. En effet, l'utilisation de cet effecteur non conventionnel pour la conduite de FRE écarte l'influence des réflexes habituels dont la plupart des utilisateurs disposent avec le joystick et permet, de ce fait, d'évaluer le seul apport des modes assistés par rapport au mode normal.

En général, les erreurs de navigation se sont produites le plus fréquemment avec le mode normal. L'assistance apportée par les modes passif et actif a été donc bénéfique et a permis une meilleure prise en main de la conduite. Similairement aux résultats du joystick, cette amélioration dans le nombre des collisions a induit une réduction sur les temps d'exécution de la tâche de conduite.

L'effet de l'assistance haptique active sur les temps d'exécution a été visible sur toutes les conditions expérimentales. Les raisons de cette amélioration sont les mêmes que celles déjà évoquées avec le joystick : l'absence de manœuvres de réorientation suites aux collisions, la régularité dans la trajectoire produite par l'algorithme, et l'absence d'hésitation lors de la conduite. Les taux de suivi ont été également satisfaisants dans ces tests. Ils ont eu des valeurs moyennes sur les zones encombrées de l'environnement et des valeurs importantes dans les régions où la configuration était relativement simple.

Dans cette partie, des mesures de la charge de travail ont également été effectuées. Il s'est avéré clairement que le mode actif a requis le moins d'effort et de concentration de la part des utilisateurs : le guidage qu'il propose a été apprécié et, une fois maîtrisé par les personnes, son apport a été unanimement admis. Cette constatation est différente de celle formulée à l'évaluation précédente avec le joystick où les avis étaient partagés entre les modes passif et actif, probablement de la part d'utilisateurs qui avaient acquis, antérieurement, des réflexes de conduite avec le joystick ce qui a provoqué chez eux une appréhension de l'assistance haptique active. Ces évaluations ont été plus significatives dans le cas du PHANToM grâce à l'absence de ces réflexes.

3.3 Comparaison des résultats du Joystick et du PHANToM

Etant donné que, au vu de ce qui précède, seul le mode actif s'est distingué par rapport à la conduite conventionnelle, nous proposons de comparer dans ce mode les résultats obtenus sur le parcours complet par les deux effecteurs utilisés. Ainsi, les moyennes des temps par utilisateur sur le parcours complet sont données par la Figure 3.35. L'analyse statistique par le test non paramétrique de Mann-Whitney à un seuil de probabilité de 5% ($\alpha = 0.05$) ne rejette pas l'hypothèse nulle H_0 , ce qui indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les temps de parcours pour ces deux dispositifs. Le résultat de ce test est donné dans le Tableau 3.9. La Figure 3.36 présente la répartition de ces temps de parcours.

La Figure 3.37 présente les collisions survenues dans le mode actif sur le parcours complet. Nous pouvons constater qu'il y a eu moins de collisions sur l'ensemble des utilisateurs pour le PHANToM. Une raison éventuelle serait le fait que les utilisateurs ont plus délégué le contrôle au système dans ce cas du fait qu'ils n'étaient pas habitués à la conduite avec ce dispositif. Le nombre de collisions aurait donc été moindre grâce aux bons choix de l'algorithme.

Conditions comparées	Différence de moyennes	Intervalle de confiance à 95%	Différence significative ($p < 0.05$)
Joystick – PHANToM	-3.60	[-13.7842 6.5842]	Non

Tableau 3.9: Comparaison entre le Joystick et le PHANToM pour les moyennes des temps de parcours (en secondes) sur le parcours complet en mode actif (test de Mann-Whitney).

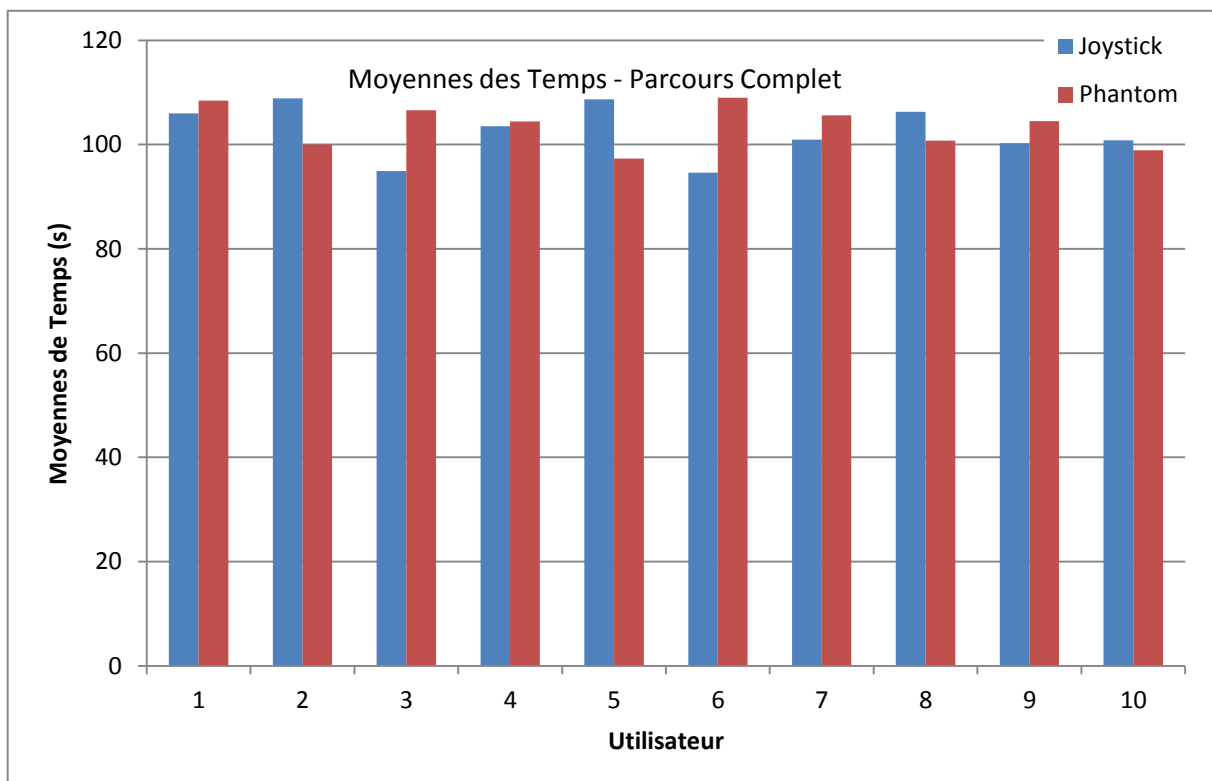


Figure 3.35: Moyennes des temps par utilisateur sur le parcours complet en mode actif.

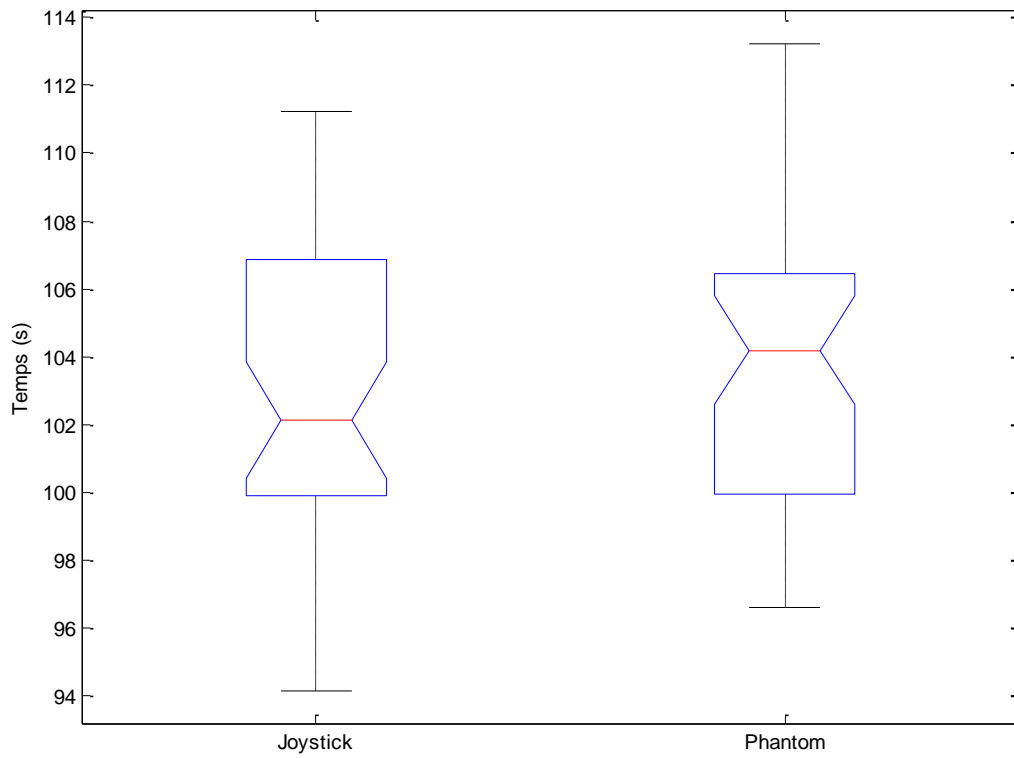


Figure 3.36: Représentation des temps du parcours complet par Box-Plots en mode actif.

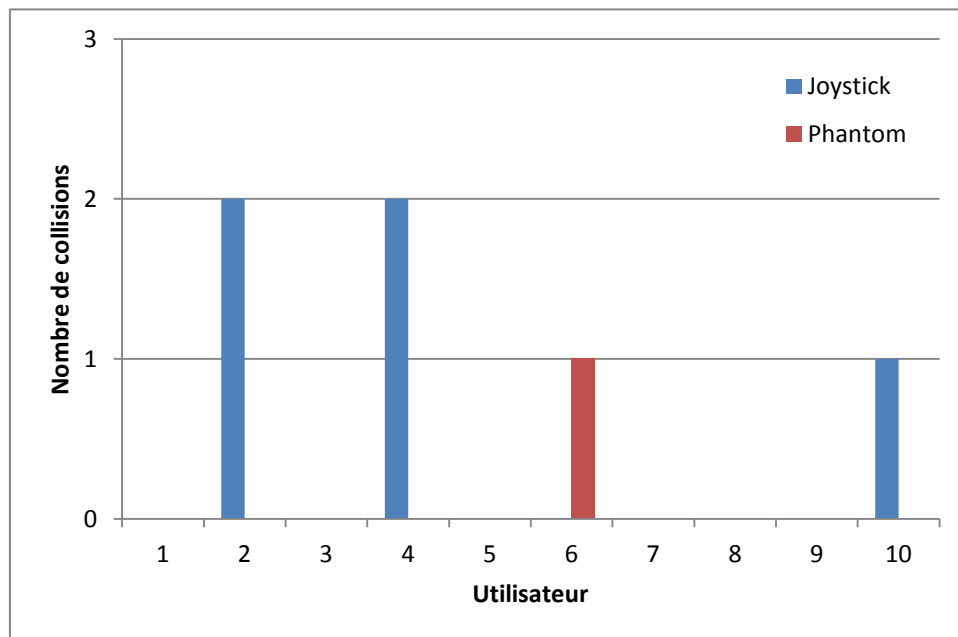


Figure 3.37: Nombre de collisions par utilisateur sur le parcours complet en mode actif.

Cette similitude entre les performances de conduite apportées par ces deux effecteurs dans le mode actif a un aspect positif. En effet, il serait intéressant de réfléchir à une éventuelle utilisation du PHANTOM en conduite de FRE pour certains utilisateurs qui auraient des difficultés de mouvement avec un joystick. Par exemple, pour les personnes atteintes de myopathie, qui peuvent effectuer des mouvements précis mais de faibles amplitudes et forces, un guidage haptique avec ce dispositif pourrait avoir un intérêt potentiel en tâches de contrôle.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats obtenus lors des expérimentations menées pour la validation de l'approche proposée pour la conception d'une commande d'un FRE par retour d'effort. Ces expérimentations ont suivi un protocole expérimental (section 2.3, page 76) dans lequel trois modes de conduite ont été testés successivement dans trois zones expérimentales différentes et avec deux dispositifs haptiques différents, ce qui a donné en conséquence 18 conditions expérimentales.

Les comparaisons de ces conditions expérimentales ont été effectuées par des tests statistiques non paramétriques, étant donné que la normalité des données était rarement vérifiée. Les résultats ont été regroupés pour chaque zone du parcours expérimental afin d'évaluer les différences entre les trois modes de conduite testés.

A travers ces résultats, nous avons pu constater les améliorations apportées par le mode actif de conduite assistée par retour haptique, qui étaient visibles sur les performances de la tâche de conduite et ce, sans augmenter la charge de travail du conducteur, effet souvent reproché à de tels moyens de contrôle. En effet, nos expérimentations ont fait l'objet d'investigations successives et ont été développées après de nombreuses expériences pratiques, qui ont visé en priorité l'amélioration de l'interaction humain – machine plutôt que d'affiner les techniques employées au détriment d'une bonne coopérativité du système global. L'utilisation de moyens basiques et peu coûteux, sur les plans matériel et méthodologique, faisait également partie des contraintes de conception afin de permettre un transfert rapide de cette technologie sur les prototypes commerciaux de FRE actuellement exploités par de nombreuses personnes handicapés moteurs.

Le mode de conduite actif s'est révélé particulièrement intéressant : en plus de ses performances en termes d'efficacité, les critères de coopérativité que nous nous sommes imposés ont rendu son utilisation appréciable par les personnes et ont amélioré l'ergonomie du système global. La disparition des hésitations chez les utilisateurs grâce aux indications haptiques qui leur sont fournies a renforcé leur confiance dans le système mobile ce qui a résulté en une évaluation positive de ce mode en terme de charge de travail.

Pour compléter cette évaluation, nous proposons d'analyser le système global humain – machine par des modèles spécifiques de tâches de contrôle, que nous avons initialement présentés dans le chapitre 1 (section 1.3, page 38). Cette analyse sera décrite dans le chapitre qui suit.

4. Modélisation de la tâche de contrôle

Dans la présentation de nos résultats expérimentaux obtenus par des tests et des évaluations de la conduite du prototype VAHM3, nous avons constaté que le mode de conduite par retour d'effort actif s'est distingué des autres modes par une diminution dans le nombre des collisions et dans le temps d'exécution de la tâche de conduite. Nous avons expliqué cette dernière constatation par l'effet de ce mode sur les trajectoires qui devenaient moins oscillatoires, ce qui permettait de diminuer le temps de parcours. L'objectif de ce chapitre est de tenter de valider ces résultats de façon théorique en s'appuyant sur les modèles décrits dans la littérature.

Conformément à la section 1.3 du chapitre 1, page 38, plusieurs modèles ont été développés afin d'étudier les tâches de contrôle humain – machine du point de vue comportemental. Ces modèles s'appliquent aux systèmes dans lesquels l'opérateur humain est considéré comme un élément dans la boucle de contrôle et y agit comme un correcteur ou compensateur. Le processus de modélisation n'inclut pas donc les aspects complexes du comportement humain (précognition, prévision, adaptabilité, etc.) et se contente de la recherche du correcteur "connu" le plus approprié à la tâche effectuée.

Nous proposons d'appliquer ces modèles à la conduite par retour d'effort pour l'analyser d'un point de vue comportemental et, éventuellement, déterminer les différences qu'elle présente par rapport à une conduite classique. Les deux modèles que nous avons trouvés particulièrement intéressants pour cette tâche sont le Modèle Crossover (section 1.3.2, page 40) et le modèle OPCM (section 1.3.3, page 42) qui ont été appliqués dans des études similaires sur la modélisation du système pilote – fauteuil roulant (Meliani 2009; Meliani, Sari, et Bourhis 2008; Meliani, Sari, et Bourhis 2009; Morere, Meliani, et Bourhis 2010; Morere et al. 2011; Hadj-Abdelkader, Cherki, et Bourhis 2007). Nous allons les appliquer dans la suite aux deux modes de conduite, normal et actif. On ne tiendra pas compte du mode passif qui s'est révélé semblable du point de vue des performances de conduite au mode normal.

Le but de cette étude consiste alors à déterminer les paramètres de chaque modèle qui assurent la convergence de la trajectoire calculée par modèle vers la trajectoire expérimentale et ce, dans les deux modes de conduite testés. La comparaison des valeurs de ces paramètres devrait permettre d'analyser l'éventuel effet apporté par le mode actif sur ces trajectoires et de conclure sur le type de comportement impliqué par chaque mode.

4.1 Le simulateur

Pour obtenir des trajectoires à analyser par ces modèle, nous avons utilisé un simulateur développé par (Morere, Meliani, et Bourhis 2010; Morere et al. 2011) en utilisant les logiciels Virtools™ et 3D Studio Max™ (Figure 4.1). L'interface humain – machine est le joystick à retour d'effort SideWinder2™ de Microsoft©. La géométrie et la cinématique d'un fauteuil Storm 3 (Invacare™), base de notre prototype de fauteuil intelligent, sont modélisées. Pour améliorer le réalisme de la simulation, une dynamique du premier ordre a été intégrée. La qualité d'immersion dans l'environnement 3D a été améliorée par l'ajout d'objets réalistes et d'avatars animés, ainsi qu'une vision animée de la main qui manipule le joystick.

L'objectif de l'utilisateur consiste à se déplacer dans l'environnement en suivant un parcours imposé. Les données collectées durant les expériences sont : le temps du parcours, les positions successives du FRE dans l'environnement virtuel ainsi que celles des roues motrices gauche et droite, le nombre de collisions et la gamme de vitesse sélectionnée pour l'utilisateur.

Sur le simulateur, nous avons enregistré des trajectoires de certains utilisateurs ayant participé aux expérimentations sur le prototype réel. Les deux modes de conduite impliqués dans cette évaluation sont le mode normal et le mode actif, et le parcours expérimental est celui présenté dans la Figure 4.1. Les trajectoires sont prises à différentes vitesses d'avancement du fauteuil (de 0.4 m/s à 2.12 m/s). Durant chaque manipulation, l'utilisateur doit effectuer le parcours à vitesse constante en évitant les erreurs de navigation (collisions) et les marches arrière, puisque ces singularités dans les trajectoires sont difficilement modélisables par les deux modèles analytiques que nous allons utiliser.



Figure 4.1: Interface graphique du simulateur: vue embarquée 3D (à gauche) et vue externe 2D (à droite)

4.2 Modèle Crossover

Le modèle Crossover (précédemment introduit en chapitre 1, section 1.3.2, page 40) représente le comportement humain pour les systèmes de contrôle à compensation. Le comportement de compensation fait partie des comportements basés sur l'habileté (SBB) dans la classification établie par (Rasmussen 1983) à travers son modèle à trois niveaux (section 1.3.1, page 39). Il peut être aussi défini comme étant le comportement dynamique de l'humain dans lequel les actions de l'opérateur sont conditionnées principalement par les erreurs du système humain – machine en boucle fermée.

Ce modèle stipule que, pour une fonction de transfert particulière de l'élément contrôlé Y_c , l'opérateur humain adopte une fonction descriptive Y_p , telle que la fonction de transfert en boucle ouverte du système humain – machine s'écrit :

$$Y_{OL} = Y_p Y_c = \frac{\omega_c e^{-j\omega\tau_e}}{j\omega} \quad (4.1)$$

Les deux paramètres du modèle Crossover sont la fréquence de coupure ω_c (dite aussi fréquence du Crossover) et le retard effectif τ_e . Le modèle est valide uniquement dans la région immédiate de la fréquence de Crossover (D. T McRuer et Jex 1967) et il n'est pas prévu pour des fréquences très faibles.

Le modèle Crossover traduit fondamentalement le fait que la fonction caractéristique d'un opérateur humain sera différente selon les différents types de dynamiques que peut avoir le système contrôlé ou la machine, mais que la forme de la dynamique composite totale de la boucle ouverte sera substantiellement invariante. Le retard effectif τ_e dans l'équation (4.1) est composé de la somme des retards dans l'élément contrôlé²⁰, et des dynamiques en hautes fréquences de l'opérateur humain approximées par un retard pur qui possède un décalage de phase équivalent en région du Crossover. Cette dynamique de l'opérateur humain inclut un minimum de 0.1s qui représente le temps de réponse nominal du système neuromusculaire.

Donc, selon ce modèle, le retard effectif doit diminuer proportionnellement à la complexité de la dynamique de l'élément contrôlé pour aboutir au même comportement pour le système humain – machine, traduit par le modèle Crossover. Cependant, il est clair qu'au bout d'un certain niveau de complexité, la limite du système neuromusculaire sera atteinte et l'humain ne pourra plus suivre correctement la tâche exécutée. Cette limite sera visible sur le modèle Crossover par une instabilité dans sa sortie, découlant principalement du gain important ω_c que l'opérateur doit appliquer pour compenser les écarts avec sa trajectoire de référence et qui influe sur la marge de phase du système selon l'équation (1.3). Un retard effectif important provoquera également une instabilité puisqu'il diminuera la valeur de la marge de phase selon la même équation (1.3), ce qui est tout à fait logique d'un point de vue comportemental : un retard important dans les actions ne permettra pas à un opérateur d'exécuter correctement sa tâche de compensation.

Pour une forme d'élément contrôlé donnée, la fréquence de coupure dans le modèle Crossover tend à être constante pour l'ensemble des variables de tâches (entrées, perturbations, etc.). Par exemple, lorsque le gain de l'élément contrôlé change, l'humain va changer son gain de compensation, ce qui

²⁰ Somme des décalages et avances dans la dynamique de la machine.

donne la même fréquence du Crossover. La fréquence de coupure maximale qui peut être atteinte, notée ω_u , est donnée par l'équation (4.2). Cette fréquence correspond à une marge de phase nulle.

$$\omega_u = \frac{\pi}{2\tau_e} \quad (4.2)$$

La fréquence de Crossover nominale et le gain associé du pilote peuvent être empiriquement estimés à partir de la condition expérimentale pour fournir une erreur moyenne quadratique minimale entre la trajectoire expérimentale et la trajectoire calculée.

Le modèle Crossover contient donc deux paramètres à ajuster : la fréquence de coupure ω_c et le retard effectif τ_e . Il se trouve également que le gain en basses fréquences de ce modèle est égal à ω_c . Cette grandeur est principalement responsable de la qualité de suivi du modèle, son ajustement permet de réduire l'écart entre les trajectoires expérimentale et calculée. Toutefois, un compromis doit être établi : une valeur faible du gain ne permet pas la convergence vers la référence du modèle, tandis qu'une valeur élevée assure une convergence parfaite, mais réduit la marge de phase du système, ce qui nuit à sa stabilité. Une valeur très grande du gain provoque quant à elle une instabilité inévitable du système. D'un autre côté, du point de vue pratique, ce gain représente une indication sur la vitesse des actions réalisées par l'utilisateur pour assurer le suivi. Il serait donc judicieux de chercher la valeur minimale de ce gain qui assure un suivi satisfaisant et ce, pour chaque vitesse d'avancement et chaque utilisateur.

Le retard effectif τ_e n'influe pas sur la qualité du suivi du système. En effet, cette valeur intervient analytiquement au niveau de la marge de phase du modèle et joue donc un rôle primordial vis-à-vis de sa stabilité. Ceci est tout à fait interprétable en pratique, où des retards élevés dans les actions de l'opérateur ne lui permettront pas de suivre correctement la référence du système. Ce retard est néanmoins réduit dans les tâches dynamiquement complexes, où l'opérateur accélère ses mouvements, dans la limite de ses capacités physiques et perceptuelles, pour assurer la compensation des erreurs de poursuite dans la tâche. Il est donc possible de le réduire dans certains cas où le gain nécessaire à un bon suivi positionne le système aux limites de stabilité sans pour autant le rendre inférieur au temps d'action neuromusculaire.

Une valeur cohérente pour le retard effectif τ_e pour les utilisateurs valides est de 0.2 s qui correspond au temps de réponse perception – action.

Le reste

La seconde composante de la réponse de l'opérateur face à une tâche de compensation est le bruit induit par l'opérateur lui-même, dit aussi le "Reste". En principe, le reste peut provenir de diverses sources, mais dans des systèmes à boucle de retour simple avec des caractéristiques idéales et linéaires du manipulateur et l'absence de non linéarités significatives dans l'élément contrôlé, la cause fondamentale semble être un comportement variant et aléatoire de l'opérateur qui peut être considéré comme des fluctuations aléatoires et continues dans le retard effectif.

4.2.1 Application et résultats

La version discrète du modèle Crossover est plus pratique à programmer sur un logiciel de calcul informatique (Matlab™, dans ce cas) et plus facile à exploiter pour les trajectoires que nous avons enregistrées. En effet, les données dans ces trajectoires (vecteur du temps, positions, etc.) sont présentées sous formes de vecteurs contenant les valeurs successives qu'ont pris ces grandeurs tout au long du parcours. Cette version est obtenue par une transformée en Z de la fonction de transfert du modèle auquel est ajouté un bloqueur d'ordre zéro pour la discrétisation des signaux. On obtient donc (Meliani 2009; Meliani, Sari, et Bourhis 2008; Meliani, Sari, et Bourhis 2009):

$$Y_{OL}(z) = (1 - z^{-1})\mathbb{Z}\left\{\frac{Y_{OL}(s)}{s}\right\} = \omega_c t_e \frac{z^{-(t_d+1)}}{1 - z^{-1}} \quad (4.3)$$

Où :

- t_e : est le temps d'échantillonnage.
- $t_d = \frac{\tau_e}{t_e}$: est le nombre d'échantillons représentant le retard effectif.

La fonction de transfert en boucle fermée du schéma fonctionnel de la Figure 1.10 est donc :

$$Y_{CL}(z) = \frac{S(z)}{U(z)} = \frac{Y_{OL}(z)}{1 + Y_{OL}(z)} = \frac{\omega_c t_e z^{-(t_d+1)}}{1 - z^{-1} + \omega_c t_e z^{-(t_d+1)}} \quad (4.4)$$

L'équation récurrente représentant la version temporelle de ce modèle est obtenue par transformée en Z inverse, ce qui nous donne :

$$s(k) = \omega_c t_e u(k - (t_d + 1)) + s(k - 1) - \omega_c t_e s(k - (t_d + 1)) \quad (4.5)$$

Rappelons que :

- $u(\cdot)$ est le signal d'entrée du système.
- $y(\cdot)$ est le signal de sortie du système.

Résultats

L'application de ce modèle aux trajectoires expérimentales enregistrées avec plusieurs utilisateurs a donné une qualité de poursuite acceptable pour la plupart des vitesses d'avance testées (Figure 4.2). La fréquence de coupure varie de 1.9 rad/s pour les vitesses faibles (0.4 m/s à 0.8 m/s) jusqu'à 2.2 rad/s pour les vitesses élevées (1.6 m/s à 2.12 m/s). Ces valeurs sont obtenues pour un retard effectif nominal de 0.2 s.

Les débuts d'instabilité sont survenus pour des valeurs avoisinant les 7.7 rad/s pour la fréquence de coupure et les 0.8 s pour le retard effectif (Figure 4.3).

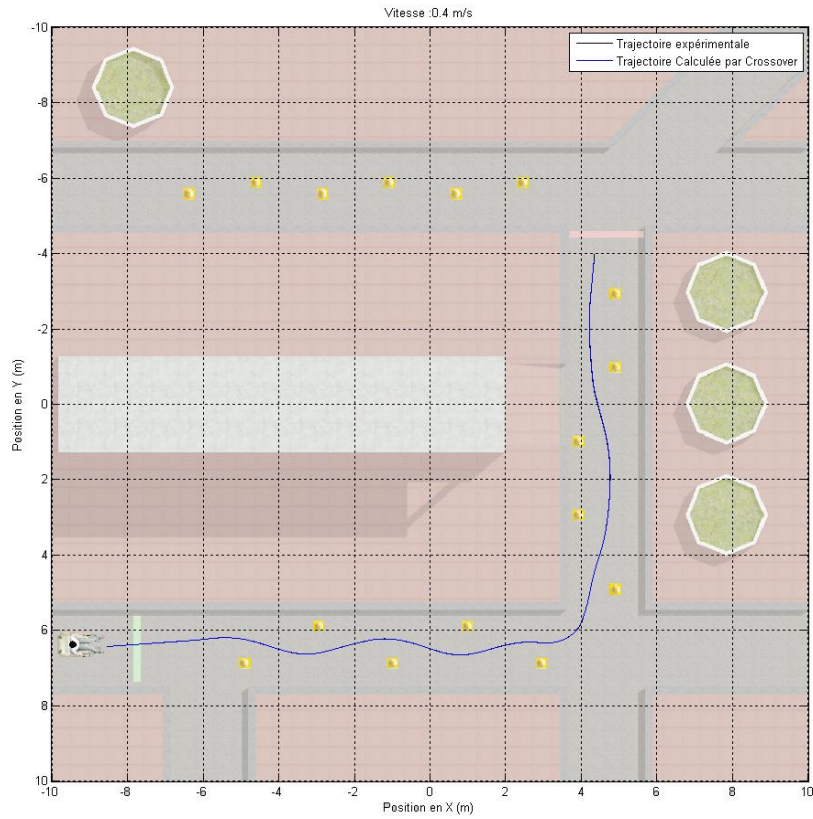


Figure 4.2: Trajectoire parfaitement modélisée par le Crossover (les trajectoires réelle et modélisée sont superposées).

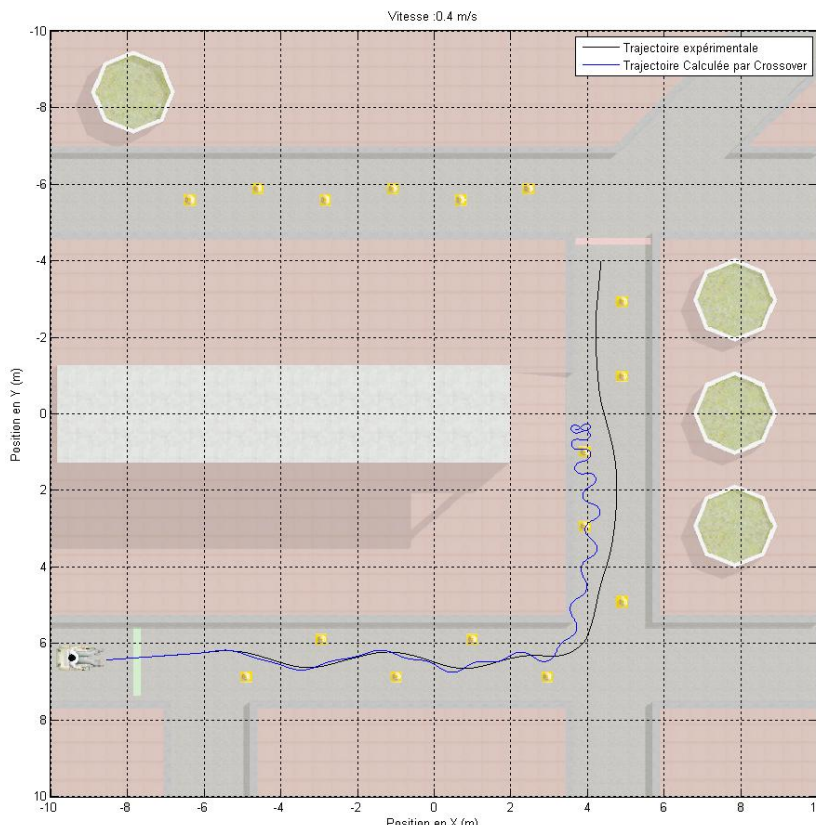


Figure 4.3: Début d'instabilité sur une trajectoire modélisée par le modèle Crossover.

Cependant, lors des manipulations, nous avons constaté que plusieurs combinaisons possibles de ω_c et τ_e peuvent permettre une qualité de suivi satisfaisante, ce qui est dû en partie à la robustesse de ce modèle vis-à-vis des variations dans les valeurs des paramètres. Ainsi, en l'absence de méthodes fiables pour la mesure du retard effectif pour une personne lors d'une tâche de compensation, il est difficile d'apporter des conclusions sur les résultats de cette modélisation par le Crossover. Nous nous sommes contentés des valeurs minimales de ω_c qui assurent une compensation satisfaisante (comme dans l'exemple présenté dans la Figure 4.2).

Les résultats pour les deux modes de conduite (mode sans force et mode actif) ont été similaires. En effet, aucun changement notable n'a été induit par le mode actif sur les trajectoires expérimentales pour le rendre repérable sur les paramètres du modèle. Ce modèle n'a donc pas permis de déceler des distinctions entre les modes testés, probablement à cause de sa structure élémentaire. L'absence d'oscillations dans les trajectoires expérimentales chez les sujets indique aussi leur maîtrise de la conduite sur simulateur.

4.2.2 Conclusion sur les résultats du Crossover

Ayant permis de faire converger les trajectoires calculées vers les trajectoires expérimentales, le modèle Crossover est donc valable pour la modélisation du système humain – machine dans ce contexte. Ceci permet de conclure que les trajectoires obtenues peuvent être réalisées avec un comportement de compensation de la part de l'opérateur.

Les résultats obtenus à partir de la modélisation de la tâche de conduite par le modèle Crossover ont montré une convergence parfaite dans la plupart des cas de la trajectoire calculée vers la trajectoire expérimentale. De plus, différents couples (ω_c, τ_e) ont pu assurer une convergence satisfaisante pour plusieurs vitesses d'avancement, ce qui a empêché l'obtention de conclusions pertinentes sur les critères de convergence de la sortie du modèle vers sa consigne.

Une piste intéressante serait de déterminer expérimentalement les valeurs limites que peuvent prendre les paramètres du Crossover chez un opérateur humain dans une tâche de conduite en raison des considérations physiologiques. Ceci permettrait de cerner de manière plus précise les valeurs assurant la convergence dans chaque condition expérimentale.

Nous avons espéré obtenir un indice sur les changements amenés par le mode actif sur les trajectoires parcourues, mais malheureusement, ce modèle n'en a pas permis la détection. Il est donc intéressant de chercher d'autres modèles du système humain – machine qui pourraient permettre de détecter cette différence entre les modes. C'est l'objet de la modélisation OPCM qui suit.

4.3 Modèle OPCM

Le modèle OPCM, précédemment décrit à la section 1.3.3, page 42, est basé sur la théorie de la commande optimale. Il minimise un critère quadratique (Equation (1.9), page 45) pour déterminer une structure de commande par retour d'état pour les systèmes linéaires multidimensionnels.

Dans (Foulard, Gentil, et Sandraz 1987), les auteurs expliquent que : « Pour de nombreux systèmes physiques, notamment parmi les procédés industriels, le critère quadratique permet d'exprimer de manière convenable les qualités globales recherchées pour la commande. Celles-ci se résument généralement par la détermination d'une commande assurant le meilleur compromis entre certaines performances, représentées par des termes de pondération faisant intervenir les sorties ou les variables d'état du système, et une économie d'énergie, représentée par des termes de pondération faisant intervenir les grandeurs d'action. Cette économie d'énergie peut, selon les problèmes traités, être considérée soit dans son sens exact, soit traduire simplement le désir de limiter les amplitudes des actions (ou de leurs variations) par exemple pour des raisons d'ordre technologique, de sécurité, etc. ... ».

Pour assurer un fonctionnement prenant en compte les changements de consigne, reflétés par les changements dans l'allure de la trajectoire dans notre cas, le modèle OPCM inclut dans sa formulation un modèle de référence. Ceci assure aux sorties du système des évolutions très satisfaisantes tout en conservant pour les actions des amplitudes de variations transitoires parfaitement admissibles. Sans un modèle de référence, il est nécessaire pour obtenir des changements de consigne corrects, de pénaliser beaucoup plus fortement les actions dans le critère quadratique et, en conséquence, réduire notablement les performances du système en réaction (Foulard, Gentil, et Sandraz 1987). Cette inclusion d'un modèle de référence permet ainsi une bonne séparation entre le problème du choix des gains de réaction et le problème des performances dans la boucle d'asservissement.

A travers le modèle OPCM, le conducteur est considéré en partie comme un moyen d'acquisition d'un ensemble d'éléments de la trajectoire. En fonction de ces données dont il a la capacité de traiter et d'analyser, il adapte sa commande pour minimiser l'erreur de suivi de la trajectoire de référence et ce, en respectant la dynamique de l'élément contrôlé.

Dans la version présentée par (Sharp et Valtetsiotis 2001), dont nous allons présenter la formulation dans la section suivante, le modèle OPCM dépend du temps preview, traduisant la quantité de données acquise et traitée par le conducteur, qui dépend en partie de l'allure de la trajectoire : à un virage par exemple, la visibilité est réduite et ne permet pas l'acquisition d'une grande quantité de données sur la trajectoire. Le choix des matrices de pondération dans le critère quadratique dépendra de l'importance relative accordée aux erreurs de suivi de chemin, aux erreurs d'attitude et aux angles d'orientation (Sharp et Valtetsiotis 2001). Une première adaptation de ce modèle à la problématique de modélisation de la tâche de contrôle de FRE est présentée dans (Meliani 2009).

4.3.1 Formulation du modèle OPCM

Dans son adaptation au système pilote – véhicule, le modèle OPCM est basé principalement sur le choix du temps preview T_p (Prokop et Sharp 1995; Sharp et Valtetsiotis 2001). En définissant un temps d'échantillonnage pour les signaux intervenant dans ce système, le temps preview est exprimé par un nombre d'échantillons de la trajectoire de référence, décrite par le modèle que nous allons présenter dans la suite. Il est préférable de choisir le temps preview de manière à obtenir une variation en échelon de la consigne, c'est-à-dire, obtenir une décomposition de la trajectoire de référence en succession de segments rectilignes. Ainsi, le modèle OPCM a le comportement d'un système suiveur, qui doit réagir continûment à des changements de consigne. La qualité du suivi dépend largement de la rapidité et de la précision de ce modèle.

4.3.1.1 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 (2.14), section 2.1.3, page 56) :

$$J_e \begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_g \\ \ddot{\alpha}_d \end{bmatrix} + C_e \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_g \\ \dot{\alpha}_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_g \\ C_d \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

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 correspondants des deux roues sont respectivement $S_{g,k} = R \cdot \alpha_{g,k}$ pour la roue gauche et $S_{d,k} = R \cdot \alpha_{d,k}$ pour la roue droite, où R est le rayon de chacune des deux roues. On obtient ainsi :

$$\frac{J_e}{R} \begin{bmatrix} \ddot{S}_d \\ \ddot{S}_g \end{bmatrix} + \frac{C_e}{R} \begin{bmatrix} \dot{S}_d \\ \dot{S}_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Pour obtenir la représentation d'état du système, on choisit les variables d'état de la manière suivante :

$$x_1 = S_d, \quad x_2 = S_g \quad (4.8)$$

$$x_3 = \dot{x}_1, \quad x_4 = \dot{x}_2 \quad (4.9)$$

En remplaçant avec (4.8) et (4.9) dans (4.7), on obtient le système d'équations suivant :

$$\frac{J_e}{R} \begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} + \frac{C_e}{R} \begin{bmatrix} x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$\text{Donc :} \quad \begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = -J_e^{-1} C_e \begin{bmatrix} x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + R J_e^{-1} \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

En posant $JC = J_e^{-1} C_e$ et $RJ = R J_e^{-1}$, et à partir des équations (4.8), (4.9) et (4.11) on obtient la représentation d'état suivante :

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -JC(1,1) & -JC(1,2) \\ 0 & 0 & -JC(2,1) & -JC(2,2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ RJ(1,1) & RJ(1,2) \\ RJ(2,1) & RJ(2,2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_d \\ C_g \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Avec les équations de sorties :

$$\begin{bmatrix} S_d \\ S_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

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 :

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = Ax(t) + Bu(t) \\ y(t) = Cx(t) \end{cases} \quad (4.14)$$

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

La représentation discrète équivalente de ce système peut être obtenue par un bloqueur d'ordre zéro. Elle est également d'ordre $n_c = 4$. Cette représentation est donnée par le système d'équations (4.15).

$$\begin{cases} x(k+1) = A_c x(k) + B_c u(k) \\ y(k) = C_c x(k) \end{cases} \quad (4.15)$$

4.3.1.2 Représentation d'état des échantillons de la trajectoire

La représentation d'état des échantillons de la trajectoire de référence est basée sur le modèle établi par (Prokop et Sharp 1995; Sharp et Valtetsiotis 2001) que nous avons précédemment introduit au chapitre 1, section 1.3.3, page 42. Elle s'écrit sous la forme :

$$\begin{cases} y_T(k+1) = A_T y_T(k) + B_T y_{Ti} \\ w(k) = H \cdot y_T(k) \end{cases} \quad (4.16)$$

Avec :

$$A_T = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots \\ \cdots & \cdots & \cdots & \ddots & 1 \\ 0 & 0 & \cdots & \cdots & 0 \end{bmatrix}, \quad B_T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}$$

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

A un instant k donné, les données de la trajectoire observées 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 $y_T = [y_{T0} \ y_{T1} \ \dots \ y_{Tq}]^T$. L'espacement de ces points est égal à $v \cdot T_e$, où v est la vitesse constante du véhicule. A l'instant suivant $(k+1)$, le premier échantillon de la trajectoire aperçue à partir de l'instant k est perdu (devenu obsolète au problème), le second échantillon à l'instant k devient ainsi le premier à l'instant $(k+1)$ et ainsi de suite. La valeur de l'échantillon q à l'instant k prend la valeur de l'échantillon $(q-1)$ à l'instant $(k+1)$, et une nouvelle valeur, qui était précédemment en dehors du problème, va entrer en tant que valeur q à l'instant $(k+1)$. Il est pratique de considérer celle-ci comme une entrée externe au système et de considérer les autres q échantillons en tant qu'états du système (Prokop et Sharp 1995). Le processus de mise à jour du modèle preview peut être modélisé par un registre à décalage (Figure 1.14) permettant le passage de l'instant k à l'instant $(k+1)$. Ce modèle de la trajectoire est décrit donc par l'équation (4.16), où $y_T(k)$ est un vecteur de dimension $(q+1)$, y_{Ti} est l'entrée de ce système.

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 donc $2(q+1)$ et les matrices d'état correspondantes sont modifiées sous la forme donnée en (4.17).

La sortie du modèle de référence est un vecteur $w(k)$ de dimension (2×1) . La matrice de sortie H , de dimension $(2 \times q+1)$ s'écrit donc sous la forme donnée par l'équation (4.18), où μ est une valeur qui dépend du type du capteur utilisé. Dans le cas d'une conduite sans afficheur et sans caméra, on peut prendre $\mu = 1$.

$$A_T = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 & | & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 & | & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots & | & \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ \dots & \dots & \dots & \ddots & 1 & | & \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \dots & 0 & | & 0 & \dots & \dots & \dots & 0 \\ - & - & - & - & - & | & - & - & - & - & - \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & | & 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & | & 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots & | & 0 & 0 & 0 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots & | & \dots & \dots & \dots & \ddots & 1 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & | & 0 & 0 & \dots & \dots & 0 \end{bmatrix}, \quad B_T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

$$H = \begin{bmatrix} \mu & 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & \mu & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

4.3.1.3 Représentation 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 (Foulard, Gentil, et Sandraz 1987; Meliani 2009). Le schéma du système global est donné par la Figure 4.4.

Les intégrateurs numériques sont de la forme donnée par l'équation (4.19), qui représente une approximation d'intégrale par la méthode des rectangles (Foulard, Gentil, et Sandraz 1987).

$$v(k+1) = v(k) + T_e \varepsilon(k) \quad (4.19)$$

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 (Meliani 2009).

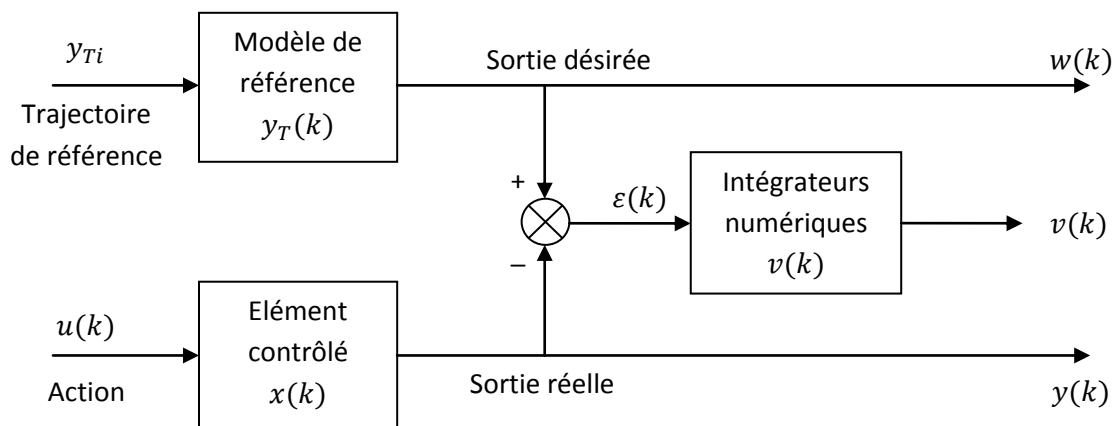


Figure 4.4: Schéma fonctionnel du système pilote - véhicule (modèle OPCM).

On obtient donc :

$$v(k+1) = v(k) + \varepsilon(k) = v(k) - C_c x(k) + w(k) \quad (4.20)$$

La représentation du système contrôlé avec intégrateur, de dimension $(n_c + m)$, obtenue en combinant les équations (4.15) et (4.20) s'écrit alors :

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} x(k+1) \\ v(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 \\ -C_c & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} w(k) \\ \begin{bmatrix} y(k) \\ v(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \end{bmatrix} \end{cases} \quad (4.21)$$

En intégrant dans cette représentation le modèle de la trajectoire, donné par l'équation (4.16), on obtient la représentation d'état globale et discrète suivante :

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} x(k+1) \\ v(k+1) \\ y_T(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_c & 0 & 0 \\ -C_c & I & H \\ 0 & 0 & A_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_c \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ B_T \end{bmatrix} y_{Ti} \\ \begin{bmatrix} y(k) \\ v(k) \\ w(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 & 0 \\ 0 & I & 0 \\ 0 & 0 & H \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} \end{cases} \quad (4.22)$$

Une autre formulation pour exprimer les écarts $\varepsilon(k) = w(k) - y(k)$ dans la représentation (4.22) entraîne la modification suivante de l'équation de sortie de ce système, qui devient :

$$\begin{bmatrix} \varepsilon(k) \\ v(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_c & 0 & 0 \\ 0 & I & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(k) \\ v(k) \\ y_T(k) \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

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

$$\begin{cases} z(k+1) = A_1 z(k) + B_1 u(k) + B_{T1} y_{Ti} \\ y_1(k) = C_1 z(k) \end{cases} \quad (4.24)$$

Après l'obtention de la représentation d'état du système global, donnée par (4.24), une commande optimale quadratique peut être synthétisée. Elle consiste en la minimisation d'un critère quadratique J , donné par l'équation (4.25).

$$J = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{k=0}^n \{z^T(k) \cdot R_1 \cdot z(k) + u^T(k) \cdot R_2 \cdot u(k)\} \quad (4.25)$$

Où $R_1 = C_1^T Q C_1$ 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 (notamment pour vérifier la propriété d'être définies positives). 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 (4.25) s'écrit (Kwakernaak et Sivan 1972):

$$u^*(k) = -K \cdot z(k) \quad (4.26)$$

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 (Lancaster et Rodman 1995) :

$$P = A_1^T P A_1 - A_1^T P B_1 (R_2 + B_1^T P B_1)^{-1} B_1^T P A_1 + R_1 \quad (4.27)$$

Sur le choix des matrices de pondération, (Foulard, Gentil, et Sandraz 1987) rapportent que : « ...dans un tel schéma de commande, pour fixer la dynamique du système global, muni de sa commande de réaction, il faut en premier lieu jouer de manière globale sur les coefficients des matrices de pondération Q_c , Q_v et R_2 . Plus les éléments de la matrice R_2 seront grands, relativement aux éléments des deux autres matrices, plus les amplitudes des grandeurs d'action seront pénalisées par la minimisation du critère, et donc plus les boucles de réactions seront lentes à corriger les perturbations...» et, par la suite, les erreurs de poursuite. « ...Inversement, une pondération relative plus faible pour la matrice R_2 donnera, dans le critère, une importance plus grande à la minimalisation des erreurs de sortie et conduira donc à des boucles de réaction plus rapides. Cette première approche globale effectuée, il convient alors d'ajuster entre eux les coefficients de chaque matrice jusqu'à obtenir, en simulation, les performances désirées ...».

4.3.2 Application et résultats

Nous avons implémenté le modèle OPCM sous Matlab™ afin de calculer les trajectoires résultantes de ce modèle et les comparer avec les trajectoires réalisées sur le simulateur 3D par différents utilisateurs ayant participé aux expériences pratiques précédentes. Deux conditions expérimentales étaient testées sur le simulateur 3D, le mode normal et le mode actif, le but étant de déterminer les paramètres pour un suivi optimal dans les deux modes, de les comparer et d'en déduire, éventuellement, l'effet apporté sur les trajectoires du mode actif.

La période d'échantillonnage choisie est $T_e = 0.017s$, valeur compatible avec la fréquence de la boucle de simulation. Le modèle de l'élément contrôlé est implémenté sous la forme donnée par l'équation (4.15), en utilisant les valeurs données dans le Tableau 2.1 qui correspondent à notre prototype de laboratoire (VAHM 3). Le modèle de la trajectoire est également implémenté via l'équation d'état (4.16) en considérant les matrices données par (4.17) et (4.18), étant donné que le vecteur d'état du modèle de référence contient respectivement les déplacements des roues droite et gauche. Le modèle final est finalement calculé selon l'équation (4.22) et une commande optimale quadratique en utilisant la toolbox 'Control System' de Matlab™. Après une vérification de la stabilité de la boucle fermée en examinant les valeurs propres de sa matrice d'état, le gain de retour a été appliqué au système global et la sortie du modèle a été calculée. Le résultat obtenu correspond aux déplacements des roues droite et gauche selon le modèle OPCM. Finalement, la reconstruction de la trajectoire du point de référence du fauteuil est effectuée via le modèle cinématique du fauteuil, donné par les équations (2.9) et (2.10), en page 55.

Nous avons préféré un choix neutre concernant les matrices de pondérations, où aucune grandeur (erreurs de suivi, erreurs d'attitude, grandeurs d'entrée) n'a été privilégiée par rapport aux autres. Ainsi, les matrices de pondération Q_v et R_2 ont été fixées égales à une matrice identité de dimension appropriée. La matrice Q_c est choisie nulle²¹, puisque la minimisation des intégrales des erreurs (erreurs d'attitude) suffit à réduire les écarts de suivi entre les trajectoires expérimentales et les trajectoires calculées. Un choix d'une matrice identité pour Q_c n'aurait pas affecté le résultat dans ce cas.

²¹ Pour les matrices Q_c et Q_v constituant la matrice de pondération R_1 , il est suffisant qu'elles soient semi définies positives. Donc le choix d'une matrice Q_c nulle ne pose aucun problème à la synthèse de la loi de commande. Par contre, il est nécessaire que la matrice de pondération R_2 soit définie positive.

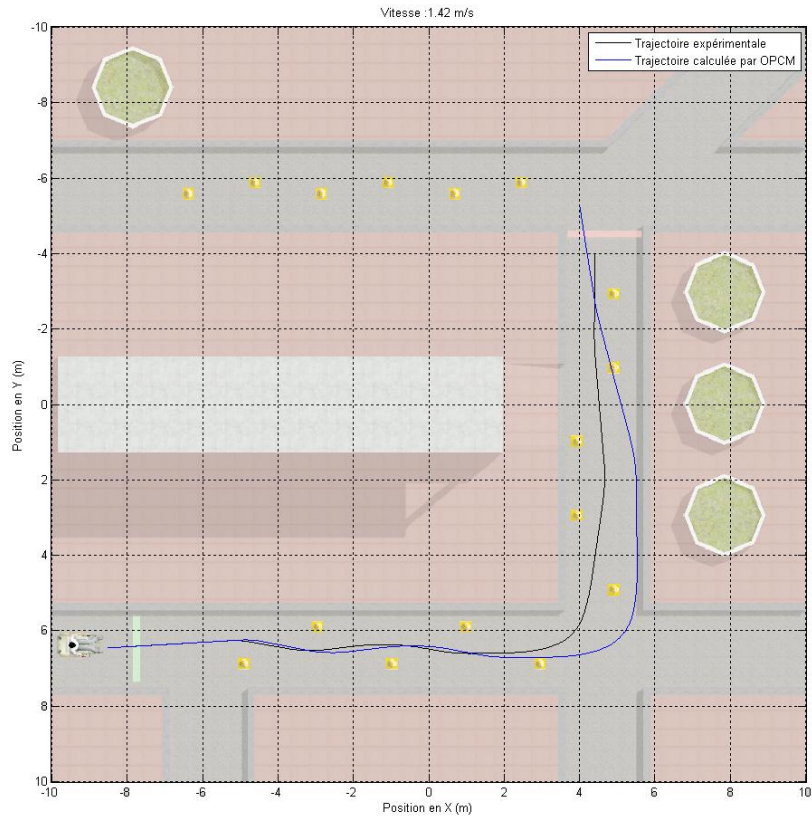


Figure 4.5: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un T_p insuffisant.

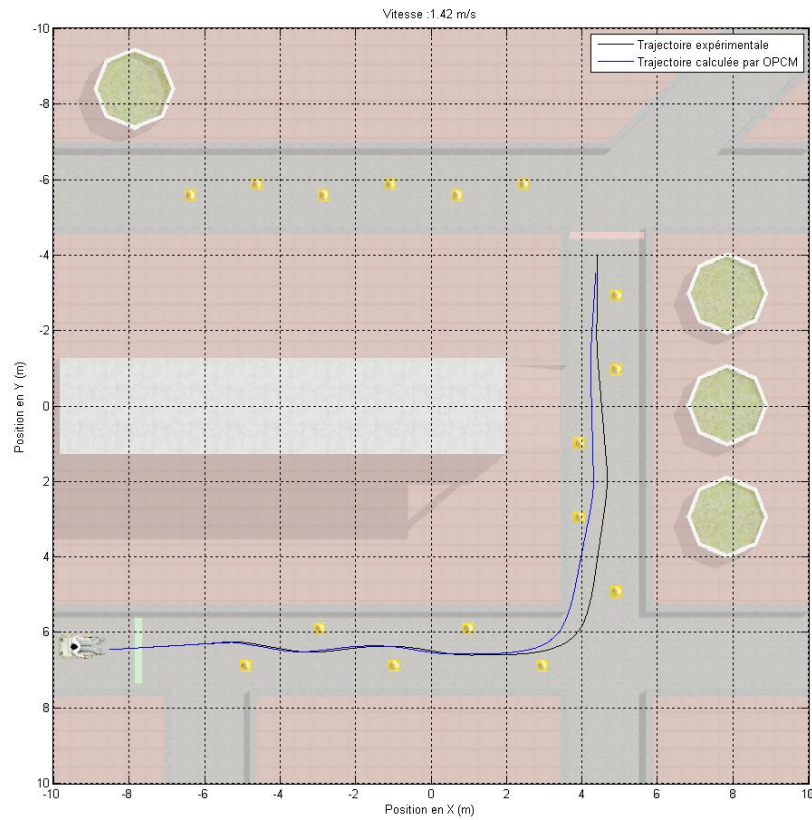


Figure 4.6: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un T_p excessif.

Le seul paramètre pouvant affecter la qualité de suivi est donc le temps preview T_p . En effet, ce paramètre reflète la quantité d'information dont dispose le modèle (et donc le pilote) sur la trajectoire : si sa valeur est insuffisante vis-à-vis de la vitesse d'avance du fauteuil, la trajectoire calculée a une allure comme celle indiquée dans la Figure 4.5 (avec $T_p = 41.T_e = 0.697s$, $D_v = 0.92 m$ pour une vitesse $v = 1.42 m/s$) qui simule un retard dans la prise de décision par le pilote. Dans le cas où la valeur du temps preview est très grande, l'allure de la trajectoire calculée simule un comportement de précipitation par le pilote, comme indiqué dans la Figure 4.6 (où $T_p = 64.T_e = 1.088s$, $D_v = 1.44 m$ pour une vitesse $v = 1.42 m/s$).

A priori, on ne dispose d'aucune indication théorique sur la valeur de T_p qui peut assurer un suivi optimal et permettre la convergence de la trajectoire calculée vers la trajectoire expérimentale. Il s'agit donc de déterminer empiriquement sa valeur tout en vérifiant les valeurs des écarts existants entre ces deux trajectoires. La distance visible D_v , correspondant à la valeur de T_p , dépend uniquement de la vitesse d'avance du fauteuil. En effet, pour des grandes vitesses, il faut avoir davantage de distance visible pour que le pilote puisse anticiper ses actions et réagir aux changements dans la trajectoire. Un manque de visibilité entrainera inévitablement des écarts de suivi importants et une allure retardée dans la trajectoire calculée (comme dans la Figure 4.6, par exemple).

La Figure 4.7 montre une situation de suivi optimal du modèle OPCM, où la trajectoire calculée par ce modèle suit quasi-parfaitement la trajectoire expérimentale (obtenue pour les valeurs $T_p = 51.T_e = 0.867s$, et $D_v = 1.14 m$ pour une vitesse $v = 1.42 m/s$).

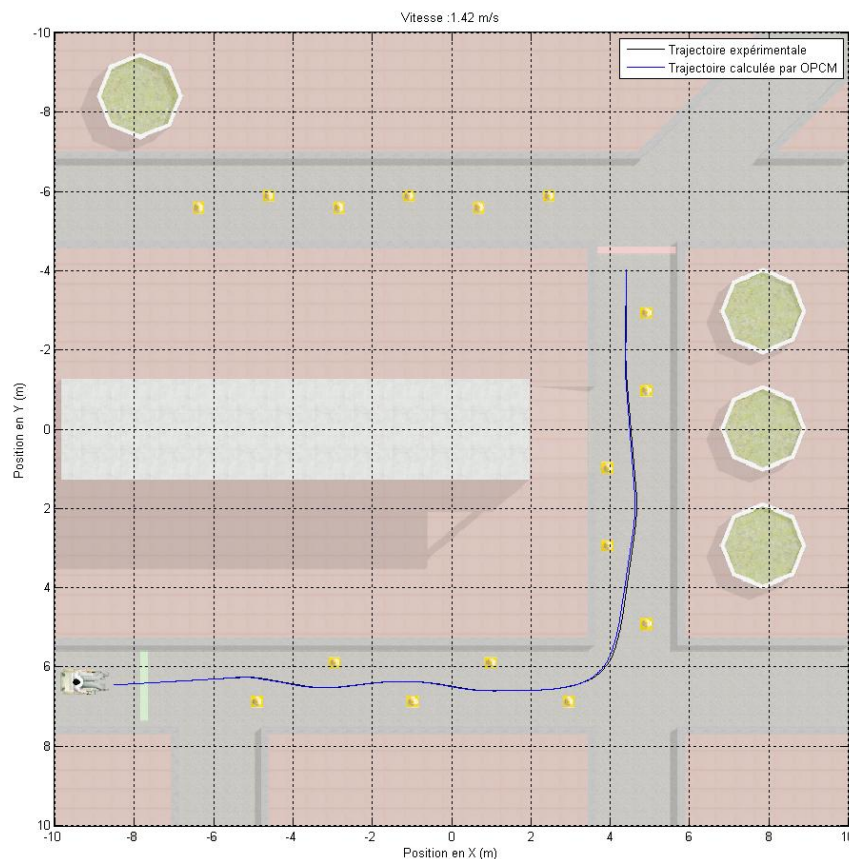


Figure 4.7: Trajectoire expérimentale et trajectoire calculée par OPCM pour un T_p correct.

Les résultats de l'application du Modèle OPCM dans le mode de conduite actif sont donnés pour plusieurs vitesses par les figures : Figure 4.8, Figure 4.9, Figure 4.10, Figure 4.11. Sur toutes ces figures sont représentées les trajectoires expérimentales et les trajectoires calculées pour l'un des sujets ayant participé aux expériences sur simulateur et sur le prototype réel. Les données associées à ces trajectoires calculées sont résumées dans le Tableau 4.1. On remarque particulièrement que le paramètre de réglage principal, qui est le temps preview, est le même pour toutes les vitesses, et égal à $T_p = 51$. $T_e = 0.867s$. Cette valeur est la même pour tous les sujets et dans les deux modes de conduite testés (Sans force et Actif).

La qualité de suivi par le modèle OPCM est quasiment parfaite : pour les faibles vitesses (inférieures à $1 m/s$), les trajectoires calculées sont superposées aux trajectoires expérimentales. Pour les vitesses relativement élevées, un léger écart commence à apparaître au niveau du virage. Cet écart n'a pas pu être compensé pour la suite du parcours dans la dernière condition testée (vitesse de $2.12 m/s$, Figure 4.11). Des vitesses supérieures sont impossibles à tester pour vérifier la validité de l'OPCM dans cette gamme à cause des limitations techniques du simulateur. Une conduite de FRE réel n'est également pas possible à des vitesses supérieures. Ces résultats sont cohérents avec ceux trouvés dans (Meliani 2009).

Il semblerait donc que ce modèle, dont la structure est fortement dépendante de la valeur du temps preview, soit uniquement dépendant de la tâche exécutée (parcours + dynamique + type d'effecteur + utilisateur) pour les vitesses qui lui sont admissibles, ce qui est le cas des vitesses que nous avons testées. Il serait possible que pour d'autres formes de trajectoires, les valeurs assurant la convergence soient différentes. La distance visible change naturellement selon la vitesse pratiquée, étant donné que le temps preview reste le même.

L'écart qui apparaît sur certaines trajectoires calculées (Figure 4.10) sur la fin du parcours est dû à la taille de la fenêtre preview, qui peut contenir des valeurs nulles à cet emplacement.

Vitesse (m/s)	Preview			Ecart moyen entre trajectoires (m)
	Tp (en nombre d'échantillons)	Tp (s)	Distance Visible (m)	
0,40	51	0,867	0,329	0.0279
0,60	51	0,867	0,548	0.0318
0,80	51	0,867	0,658	0.0308
1,00	51	0,867	0,836	0.0244
1,20	51	0,867	0,969	0.0311
1,40	51	0,867	1,14	0.0328
1,60	51	0,867	1,33	0.0574
1,80	51	0,867	1,46	0.0454
2,12	51	0,867	1,7	0.0653

Tableau 4.1: Résultats pour le modèle OPCM.

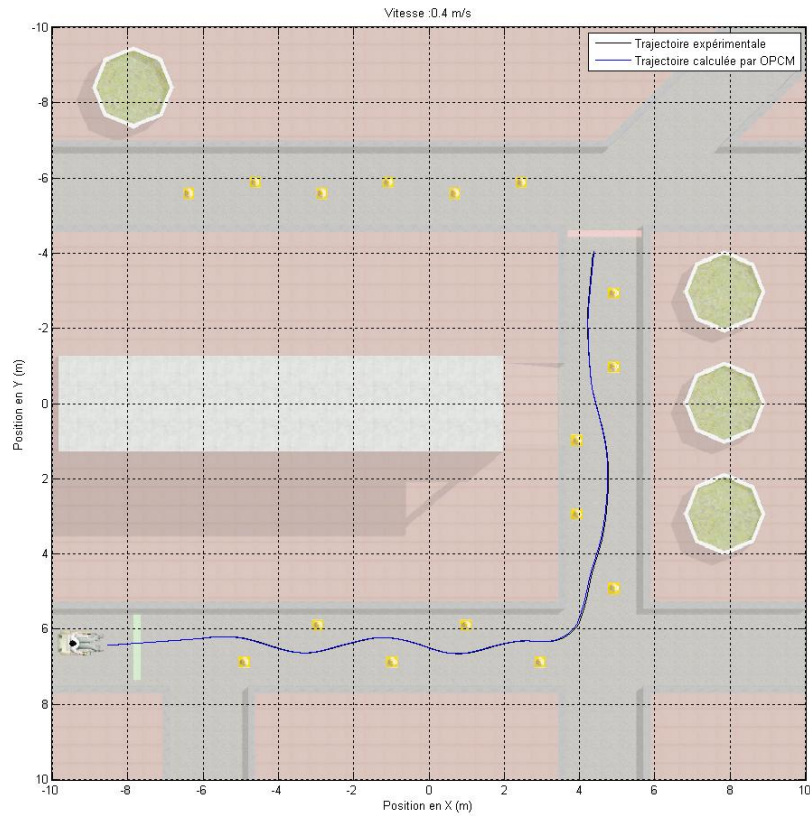


Figure 4.8: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 0.4 m/s.

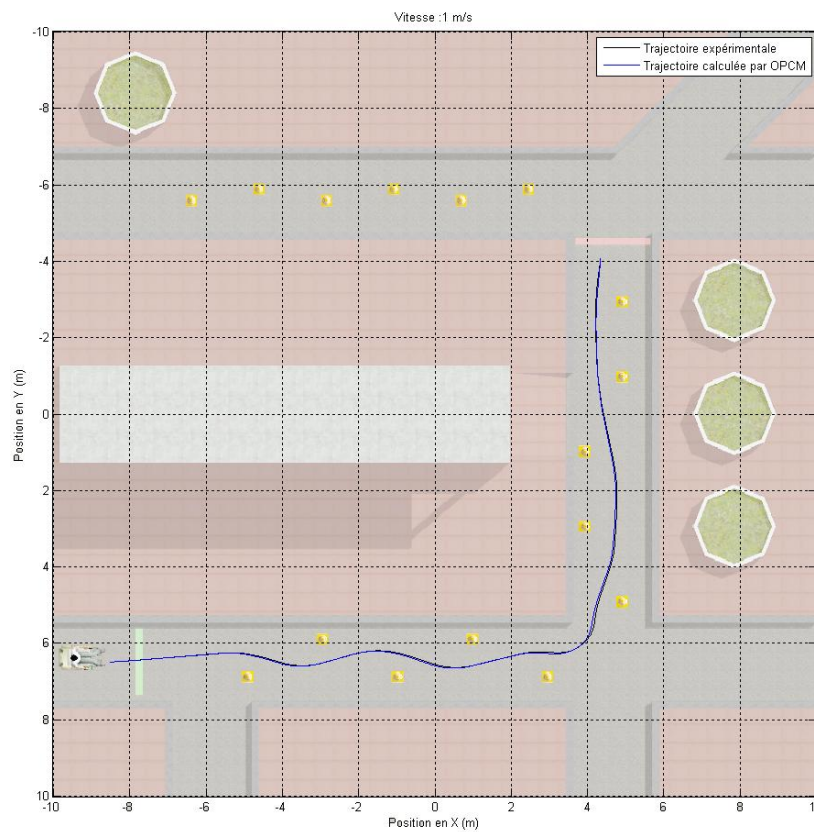


Figure 4.9: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 1 m/s.

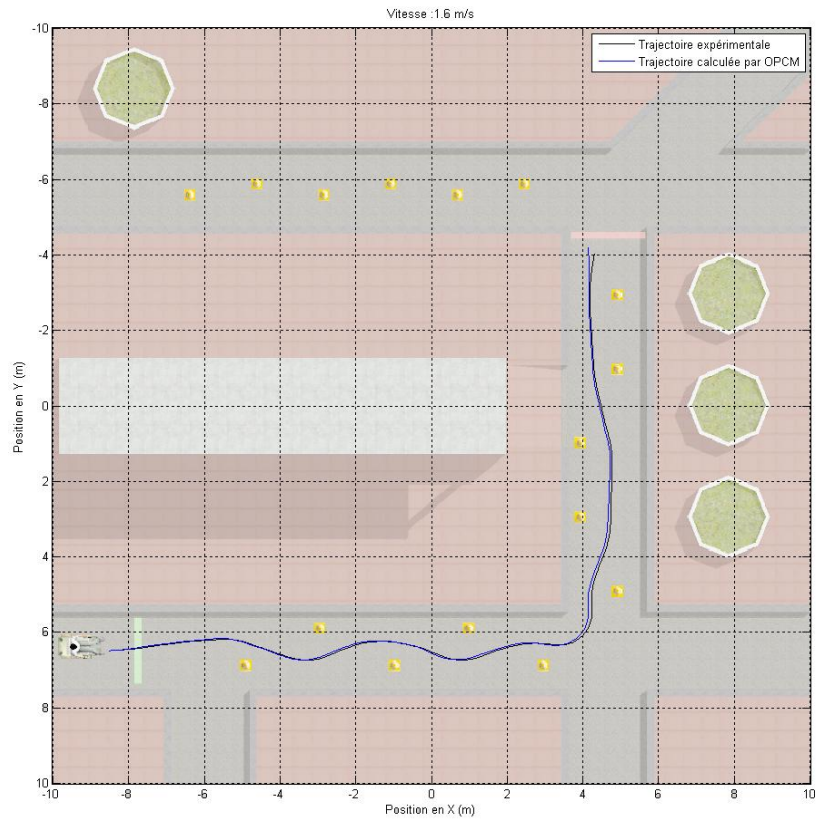


Figure 4.10: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 1.6 m/s.

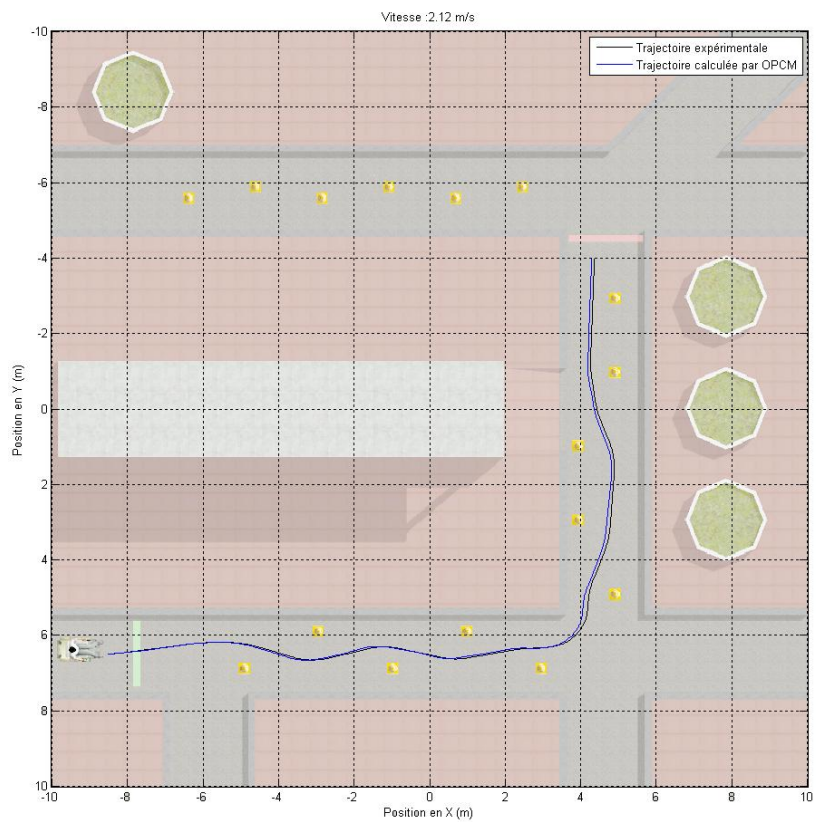


Figure 4.11: Résultats de l'OPCM pour une vitesse de 2.12 m/s.

4.3.3 Conclusion sur les résultats de l'OPCM

La modélisation par l'OPCM n'a également pas été concluante. En effet, la même valeur du temps preview a permis une convergence de la trajectoire calculée vers la trajectoire expérimentale, ce qui amène à conclure que cette valeur est constante pour un opérateur donné. Cependant, ceci ne révèle pas les différences qui existent entre les conditions expérimentales (modes et vitesses). De plus, aucun effet perceptible n'a été décelé sur les trajectoires expérimentales du mode actif qui pourrait les distinguer de celles du mode standard.

Nous avons également testé ce modèle sur des trajectoires réalisées par des personnes handicapés moteurs dans (Morere et al. 2011). Dans les résultats obtenus, aucune caractérisation déduite du modèle OPCM n'a pu être faite sur les trajectoires réalisées par les personnes handicapées (un sujet atteint de dégénérescence cérébrale et un autre atteint d'hémiplégie droite) ni sur celles réalisées par des sujets valides car plusieurs valeurs du temps preview ont permis de faire converger les trajectoires calculées vers les trajectoires expérimentales.

Nous pensons qu'une méthode externe à l'analyse de la trajectoire pour la détermination du temps preview serait nécessaire pour aboutir à des résultats concluants avec ce modèle. La technique du "visual tracking" pourrait par exemple permettre de détecter la distance visible par les personnes lors de la tâche de conduite et donnerait donc une valeur irréprochable au temps preview. Une trajectoire calculée sur la base de ce résultat pourrait donc renseigner sur le comportement adopté par la personne dans la tâche de conduite.

4.4 Conclusion

Les deux modèles que nous avons utilisés pour la modélisation de la tâche de contrôle ont permis le plus souvent une convergence des trajectoires calculées vers les trajectoires expérimentales, ce qui indique leur validité dans ce contexte de conduite de FRE à l'aide d'un dispositif haptique.

Après l'application du modèle Crossover sur cette tâche, nous avons constaté que sa fréquence de coupure augmente légèrement avec la vitesse de conduite, sans toutefois atteindre des valeurs qui provoqueraient l'instabilité du modèle. En effet, les valeurs de cette fréquence pouvant engendrer une instabilité sont relativement élevées (jusqu'à 3 fois la valeur de fréquence qui a assuré la compensation) et on peut les considérer comme n'étant pas "physiologiquement" admissibles chez un opérateur humain. En revanche, nous avons maintenu une valeur nominale constante pour le retard effectif qui serait valable pour les utilisateurs valides. Cette valeur n'avait aucun effet remarquable sur la qualité de convergence et ne nécessitait pas d'être modifiée puisque le système est resté loin des limites de stabilité.

En se basant sur les réflexions de (D. T. McRuer et Jex 1967) relatives à l'utilité du modèle Crossover dans les tâches de contrôle, nous avons pu conclure que la tâche de contrôle de FRE testée peut être exécutée avec ce type de comportement de compensation.

Avec le modèle OPCM, la convergence a été assurée dans la plupart des cas. Il faut souligner qu'un léger écart a commencé à apparaître pour les vitesses élevées, mais que la détection des limites de ce modèle n'était pas possible étant donné que des vitesses supérieures sont impossibles à atteindre sur le simulateur et également en pratique. La valeur empirique du temps preview qui a permis la convergence est restée constante sur la plupart des conditions, ce qui incite à trouver des moyens externes pour la mesure de ce paramètre. Notons que ce modèle a été appliqué sur les tâches de conduite avec un comportement de poursuite et qu'il indique donc que ce type de comportement permet également d'effectuer la tâche testée dans le contexte de notre étude.

Nous pensons que le simulateur utilisé n'a pas parfaitement reflété les conditions réelles de conduite du FRE, dans lesquelles le mode normal a provoqué des oscillations dans les trajectoires et qui ont été diminuées dans le mode actif. En effet, il se pourrait que la dynamique réelle du fauteuil ne soit pas reproduite de manière fiable sur le simulateur ce qui a évité des mouvements d'oscillation sur les trajectoires et n'a donc pas permis d'apercevoir les différences entre les trajectoires des deux modes testés.

En conclusion, il serait intéressant de réfléchir à des moyens externes pour la mesure des paramètres impliqués dans chaque modèle, afin d'en obtenir des résultats plus pertinents sur le comportement des opérateurs dans la tâche de conduite en général. D'autre part, une amélioration du simulateur par l'intégration d'un modèle précis de la dynamique du système simulé serait également nécessaire à la modélisation des tâches de contrôle et, plus généralement, à l'évaluation préliminaire des futurs travaux sur le fauteuil réel avec des personnes handicapées.

Conclusion générale

Le but de ce travail consistait en l'implémentation d'une commande par interface haptique sur un FRE et en son évaluation expérimentale sur un fauteuil électrique réel, le VAHM3 du laboratoire LASC muni d'un télémètre laser. Les dispositifs haptiques testés sont le Joystick à retour d'effort SideWinder2™ de Microsoft© et le PHANTOM Omni™ de Sensable©. Notons que ces essais se sont déroulés dans le bâtiment du laboratoire avec chacun des deux effecteurs haptiques cités et qu'ils ont porté sur 2 modes de conduite par retour d'effort (le mode actif et le mode passif) qui ont été comparés à la conduite normale sans assistance.

L'application développée dans le cadre de ce travail permet de pallier certains problèmes d'ordre technique, tels que la sécurité et la fiabilité des systèmes développés, ou d'ordre psychologique, tels que l'acceptabilité des aides techniques développées dans le domaine de l'assistance à la conduite des FRE. Ces problèmes retardent pour l'instant le transfert technologique des fauteuils intelligents.

Cette étude a été menée en plusieurs étapes. Tout d'abord, nous avons établi un état de l'art sur ce qui se fait, en général, dans les domaines de l'haptique et de l'assistance aux personnes handicapés moteurs. Nous avons constaté que la majorité des travaux existants dans la littérature sur l'haptique portent, d'une part, sur la rééducation des personnes handicapés moteurs et, d'autre part, sur la réadaptation des personnes non-voyantes particulièrement en tâches cognitives. En déduction des études de l'haptique en tâches de contrôle de robots qui soulignent son apport positif, nous avons proposé d'appliquer cette technique à la conduite de FRE et d'en évaluer les intérêts. Un rappel des travaux portant sur le développement des fauteuils intelligents nous a permis de voir que cette technologie n'a pas été suffisamment étudiée dans ce domaine et qu'elle représente une perspective intéressante à explorer. Les aspects théoriques des modèles de systèmes pilote-véhicule ont également été rappelés afin qu'ils soient appliqués dans ce travail.

Les aspects théoriques et pratiques de la méthodologie ont ensuite été exposés, à commencer par la description et la présentation du prototype et de ses instruments et l'introduction de ses modèles cinématique et dynamique. Nous avons également décrit le contexte général du travail, illustré la boucle de commande du système par un schéma synoptique et détaillé les étapes de l'algorithme de détection d'obstacles et d'envoi de forces mis en œuvre et adapté à notre système et à notre application. Cette méthodologie se résume en l'implémentation de deux modes de retour d'effort, actif et passif, sur un prototype de fauteuil réel. Nous avons aussi exposé de manière générale les structures des dispositifs haptiques utilisés et les contraintes rencontrées lors de leur mise en œuvre et leur fonctionnement, en mettant l'accent sur la coopérativité du système de contrôle dans son état final. Quelques détails sur la structure logicielle du système de commande ont été également donnés.

Après l'établissement d'un protocole expérimental, la structuration d'un environnement de test et le choix d'indicateurs d'efficacité de la tâche de contrôle de FRE, nous avons procédé à des tests expérimentaux durant lesquels des sujets valides ont essayé chacun des modes de conduite développés. Grâce à cette évaluation et à des analyses statistiques appropriées, nous avons pu analyser les différences entre ces modes de conduite assistée et la conduite classique. L'assistance par retour d'effort actif s'est distinguée des autres modes par une réduction en erreurs de navigation et en temps d'exécution. Des évaluations d'ordre subjectif de la charge de travail ont révélé que ce type d'assistance a apporté une facilité d'utilisation qui a réduit cette charge physique et mentale grâce notamment à l'implémentation d'une régulation supplémentaire de la force de retour en amplitude et à un ajustement de l'effet de force et de ses coefficients.

Le gain de temps réalisé avec cet effet est dû à la stabilité dans les trajectoires réalisées et à la réduction du nombre de collisions. Notons également que le PHANToM a permis de réaliser des performances similaires par rapport au joystick, ce qui ouvre des perspectives à cette technique en raison de la précision des mouvements de cet effecteur et de sa potentielle convenance à des pathologies neuromusculaires telles que la myopathie.

Les études théoriques comparatives n'ont pas été concluantes du fait de la non-conformité du simulateur au prototype réel et surtout de l'absence de moyens externes pour la mesure des paramètres spécifiques à chaque personne et à chaque tâche. D'autres modèles plus complexes pourraient également être utilisés, mais le réglage de leurs paramètres sera aussi problématique. Une analyse comportementale additionnelle serait donc nécessaire à l'aboutissement de cette approche.

Ce travail sur la conduite par retour d'effort appliquée en conditions réelles d'utilisation a donc permis de démontrer ses avantages et ses apports à la conduite de FRE et de définir les conditions expérimentales dans lesquelles ces apports sont optimaux.

Perspectives

L'étape suivante de notre étude sera de tester cette nouvelle commande de FRE par retour haptique avec des personnes handicapés moteurs. Cette évaluation sera faite en premier lieu en simulation dans un environnement virtuel en raison des contraintes sur la sécurité d'utilisation. L'expérience pratique nous permettra d'optimiser le simulateur afin qu'il reflète au mieux les conditions réelle d'utilisation. Il serait souhaitable d'utiliser les techniques de réalité virtuelle (vision et sonorisation tridimensionnelles) pour permettre une meilleure immersion dans l'environnement virtuel et donc d'améliorer la significativité des résultats.

Les personnes concernées seraient en priorité les sujets atteints d'infirmité motrice cérébrale, pour qui un renforcement de la commande par le joystick à retour d'effort semble être intéressant, surtout pour les sujets les plus jeunes qui pourraient éventuellement améliorer la coordination sensorimotrice de leur mouvement avec ce type d'assistance.

D'un autre côté, la conduite via le dispositif PHANTOM™ en mode actif, qui a produit un gain en performances similaire à celui obtenu avec le joystick, s'avère potentiellement adaptée aux personnes atteintes de pathologies neuromusculaires (myopathies). En effet, ces personnes peuvent réaliser des mouvements précis mais de faible intensité et, étant donné qu'il est possible d'ajuster minutieusement la précision sur ce dispositif haptique et de compacter son espace de travail, il serait pratique d'appliquer un retour d'effort sur ces mouvements de faibles amplitudes et de générer ainsi un guidage haptique sur toutes les tâches de contrôle.

Le laboratoire LASC a actuellement deux partenariats en cours pour l'utilisation du simulateur de conduite en FRE décrit dans ce mémoire (chapitre 4, section 4.1, page 118), l'un avec le CERAH (Centre Etude et Recherche sur Appareillage des Handicapés) à Woippy (57) dans le cadre de la prescription de fauteuils électriques, l'autre avec le centre de médecine physique et de réadaptation pour enfants (CMPRE) de Flavigny-sur-Moselle (54), qui prend en charge des activités de rééducation et réadaptation pour des enfants atteints de déficiences motrices et/ou cognitives. L'expérimentation de notre contrôle de FRE par retour d'effort par des utilisateurs potentiels est envisageable dans ce contexte. Pour cela il sera nécessaire d'optimiser le simulateur pour une expérimentation du « pilotage haptique » de FRE par des personnes handicapés moteurs. Ce sera l'objet de la suite immédiate de notre travail.

Annexes

A. PHANToM Omni

Le modèle **PHANTOM Omni** est le système tactile avec le meilleur rapport coût-efficacité disponible aujourd'hui. Portabilité, faible encombrement, et interface IEEE-1394a port FireWire[®], il assure une installation rapide et une facilité d'utilisation.

Caractéristiques

- Certifié CE
- Six degré de liberté de détection de position
- Conception compacte permettant une flexibilité sur le lieu de travail
- Confortable, Stylet moulé en caoutchouc texturé avec peinture pour une utilisation à long terme et assurer l'adhérence
- Stylet amovible pour une personnalisation par l'utilisateur final
- Deux commutateurs intégrés sur le stylet pour la facilité d'utilisation
- Le poignet maximise le confort des usagers
- Zone de travail compacte pour la facilité d'utilisation
- Construit de métal, de composants moulés par injection plastique
- Stylet encrier pour la calibration automatique

Spécifications techniques

Zone d'encombrement du bras	6,4 x 4,8 x 2,8 po W H D /> 60 x 120 x 70 mm W H D.
Empreinte (zone périphérique physique de base occupe sur le bureau)	6 5/8 W x 8 D in. ~168 W x 203 D mm.
Poids (appareil seulement)	3 lb. 15 oz.
Type de mouvement	Mouvement de pivotement à poignet
Position nominale de résolution	> 450 dpi. ~ 0,055 mm.
Friction	<0,23 oz. (0,06 N)
Force maximale nominale	0,75 lbs. (3,3 N)
Force maximale continue (24 heures).	0,2 lbs. (0,88 N)
Rigidité	Axe X > 7.3 lbs. / in. (1.26 N / mm.) Axe Y > 13.4 lbs. / in. (2.31 N / mm.) Axe Z > 5.9 lbs. / in. (1.02 N / mm.)
Inertie (masse apparente à l'extrémité)	0,101 lbm. (45 g)
Force appliquée	x, y, z
Position de détection (Stylet)	x, y, z (encodeurs numériques) tangage, de roulis, lacet (\pm 5% potentiomètres linéaires)
Interface	port IEEE-1394 FireWire [®] port : 6/6
Plates-formes prises en charge	Intel ou AMD-PC
Compatibilité OpenHaptics [®] SDK	Oui
Utilisation	Certains types de recherche tactile, Systèmes de modélisation FreeForm [®] ™, et le système ClayTools™

Tableau A.1 : Spécifications techniques du PHANToM Omni.

B. Méthode TLX

L'estimation de la charge de travail est déduite à partir d'échelles utilisant six différentiateurs sémantiques (descripteurs), chacun étant associé à une composante de la TLX. Après l'exécution de la tâche la personne marque pour chaque descripteur son estimation sur une échelle continue d'évaluation (Figure B.1) (Figure B.3).

Ainsi, le segment étant de longueur L et la marque se trouvant à la position l_i , la composante de la charge de travail qui correspond au $i^{\text{ème}}$ descripteur (R_i) vaut : $R_i = \frac{l_i}{L}$, sauf pour le descripteur de la performance (R_p) où $R_p = \frac{(L-l_p)}{L}$.

Les descripteurs n'ayant peut-être pas tous la même importance pour l'individu, le principe de la méthode consiste à pondérer chaque composante de la charge de travail par un coefficient α_i en une valeur de charge globale. L'estimation de la charge de travail **WL** devient alors :

$$WL = \sum_{i=1}^6 \alpha_i \cdot R_i$$

Le calcul des coefficients α_i s'effectue en demandant à la personne de quantifier les importances relatives qu'elle accorde à chaque descripteur (composante de charge). Pour cela, les descripteurs sont regroupés par paires dans un tableau (Figure B.2). Chaque paire de descripteurs a été présentée à la personne afin qu'elle choisisse celui des deux qui lui semble influencer le plus sa charge de travail. Les coefficients de pondération α_i sont alors calculés de la façon suivante : $\alpha_i = \frac{C_i}{15}$ où C_i représente le nombre de fois que le descripteur a été choisi par la personne, un refus de choix valant $\frac{1}{2}$ pour les deux descripteurs.

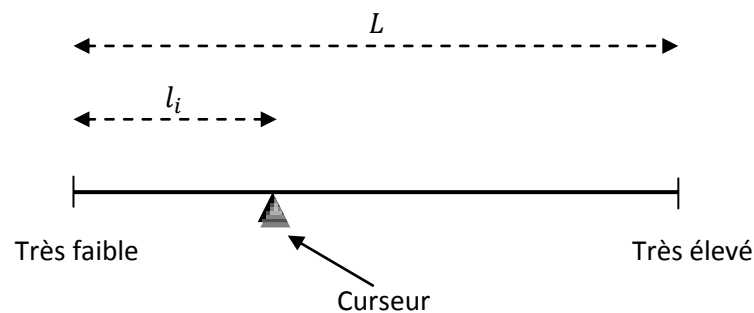


Figure B.1 : Descripteur marqué par la personne.

<input checked="" type="radio"/> Exigence Physique (PD) <input type="radio"/> Exigence Mentale (MD)	<input type="radio"/> Exigence Temporelle (TD) <input type="radio"/> Exigence Physique (PD)	<input type="radio"/> Exigence Temporelle (TD) <input type="radio"/> Stress (FR)
<input type="radio"/> Exigence Temporelle (TD) <input type="radio"/> Exigence Mentale (MD)	<input type="radio"/> Performance (OP) <input type="radio"/> Exigence Physique (PD)	<input type="radio"/> Exigence Temporelle (TD) <input type="radio"/> Effort (EF)
<input type="radio"/> Performance (OP) <input type="radio"/> Exigence Mentale (MD)	<input type="radio"/> Stress (FR) <input type="radio"/> Exigence Physique (PD)	<input type="radio"/> Performance (OP) <input type="radio"/> Stress (FR)
<input type="radio"/> Stress (FR) <input type="radio"/> Exigence Mentale (MD)	<input type="radio"/> Effort (EF) <input type="radio"/> Exigence Physique (PD)	<input type="radio"/> Performance (OP) <input type="radio"/> Effort (EF)
<input type="radio"/> Effort (EF) <input type="radio"/> Exigence Mentale (MD)	<input type="radio"/> Exigence Temporelle (TD) <input type="radio"/> Performance (OP)	<input type="radio"/> Effort (EF) <input type="radio"/> Stress (FR)

Figure B.2: Paires de descripteurs de la méthode TLX.

Exigence Physique (PD)

A quel degré la conduite du fauteuil était fatigante?

Faible
▮
 Elevé

Figure B.3: Exemple d'un descripteur TLX sur l'interface utilisateur.

C. Tests non paramétriques

Les outils statistiques présentés dans cette annexe ont été synthétisés à partir du document de (Poinsot 2004).

Un test paramétrique est un test pour lequel on suppose que le caractère étudié (ou sa moyenne) suit une loi dont la distribution est connue, et dont on estime les paramètres (moyenne, variance) au moyen des données de l'échantillon. Par exemple, Le test t de Student, utilisé dans le cas de deux petits échantillons, nécessite que le caractère étudié suive une loi normale. Quand on compare deux petits échantillons il apparaît d'ailleurs une condition supplémentaire : les variances des deux échantillons ne doivent pas être significativement différentes. L'ANOVA, qui représente l'extension du test t de Student pour un nombre d'échantillons supérieur à 2 est, elle aussi, soumise à cette condition de normalité du caractère.

Si on ne connaît pas la loi de distribution des échantillons, les tests paramétriques ne sont plus applicables. Dans ce cas, on peut utiliser les tests non paramétriques qui s'affranchissent complètement du besoin de connaître la loi de distribution du caractère (appelés pour cette raison : distribution-free tests 'en Anglais').

L'abandon de toute connaissance sur la loi de distribution des échantillons s'accompagne d'une perte de puissance du test, qui fait que l'écart entre les moyennes des deux échantillons soit plus grand pour pouvoir déceler qu'il est significatif. Cette perte de puissance est heureusement modérée. Selon la théorie, dans les conditions où le test paramétrique resterait applicable, un test non paramétrique conserve au moins 80% de la puissance du test paramétrique (D. Schwartz 1993).

1. Comparaison de deux moyennes : le test U de Mann et Whitney (et Wilcoxon)

Il existe deux tests non-paramétriques, utilisables indifféremment que l'échantillon soit grand ou petit : l'un s'appelle le test U de Mann et Whitney et l'autre le test W de Wilcoxon. Ces deux tests sont rigoureusement équivalents puisqu'il suffit de connaître le résultat chiffré de l'un pour déduire automatiquement le résultat de l'autre par une simple formule de conversion. Nous présentons uniquement le test de Mann-Whitney.

Soient deux échantillons A et B , d'effectifs n_A et n_B :

$$\begin{array}{l} x_1, x_2, \dots, x_{n_A} \\ y_1, y_2, \dots, y_{n_B} \end{array}$$

Supposons que $n_A > n_B$

Le test part du principe que si les individus proviennent de la même population (hypothèse H_0) alors la probabilité qu'un x pris au hasard soit supérieur à un y pris au hasard est de 0.5 (une chance sur deux). Si en revanche la moyenne est plus élevée dans A que dans B , on aura plus souvent $x > y$ que l'inverse (et, si on réalise un classement on trouvera les x préférentiellement dans le haut du classement). Si la moyenne est supérieure dans B , on aura l'inverse et ce sont les y qui occuperont le haut du classement.

Donc, si on examine méthodiquement toutes les comparaisons possibles entre les x et les y (il y a $n_A \times n_B$ comparaisons différentes possibles), la proportion des comparaisons pour lesquelles on aura $x > y$ doit être (en espérance) de 0.5 (soit 50%). Le nombre de cas où on va avoir $x > y$ sera donc, toujours en espérance :

$$U_0 = \frac{n_A \times n_B}{2}$$

U_0 est la valeur attendue de U si on répétait l'expérience une infinité de fois avec des effectifs n_A et n_B dans deux populations de même moyenne pour le caractère étudié.

Le test se déroule comme suit :

- Dans un premier temps, on compte pour chaque x le nombre de y qui lui sont inférieurs et on somme les résultats obtenus pour tous les x . Cela revient à passer en revue toutes les comparaisons possibles entre les x et les y et à noter le nombre de cas où $x > y$. Le nombre obtenu est une variable U de Mann et Whitney notée dans ce cas U_{xy} .
- Dans un deuxième temps, on fait la même chose pour le deuxième échantillon, c'est-à-dire qu'on compte pour chaque y le nombre de x qui lui sont inférieurs et on somme le résultat pour tous les y , obtenant ainsi la variable U_{yx} . Cela revient à faire une deuxième fois toutes les comparaisons possibles mais à noter cette fois-ci le nombre de cas où $y > x$.
- Si pour un individu x_i , il existe un individu y_j qui lui est égal ($i \neq j$), y_j comptera seulement pour 0.5 points dans le score de x_i , et vice versa.
- Il est possible de vérifier le résultat du calcul facilement car

$$U_{xy} + U_{yx} = n_A \times n_B$$

- On utilise le plus petit entre U_{xy} et U_{yx} pour la consultation de la table de U de Mann et Whitney. Le test est en effet **significatif** si le plus petit entre U_{xy} et U_{yx} est **inférieur** à la valeur de la table : dans ce cas, l'hypothèse H_0 est rejetée. Le test n'est pas significatif quand on dépasse la valeur critique donnée par la table de Mann-Whitney.

En conclusion :

- Si $\min(U_{xy}, U_{yx}) < U_{table}$: on rejette H_0 au risque α choisi.
- Si $\min(U_{xy}, U_{yx}) > U_{table}$: on ne rejette pas H_0 .

2. Comparaison de plus de deux moyennes par le test H de Kruskal et Wallis

Le test H de Kruskal et Wallis est un équivalent non paramétrique de l'ANOVA. C'est un test global qui permet de comparer les moyennes de plusieurs échantillons au lieu de multiplier les tests sur des petits échantillons. Notons qu'il est parfaitement possible d'utiliser un test non paramétrique alors qu'on serait dans les conditions d'utilisation d'une ANOVA. Ce test se déroule comme suit :

- On a k séries de valeurs (et non plus deux comme dans un U de Mann-Whitney). Si on appelle A, B, C, \dots les échantillons, d'effectifs n_A, n_B, n_C, \dots on aura donc pour A les valeurs a_1, a_2, a_3, \dots , pour B les valeurs b_1, b_2, b_3, \dots etc.

- Comme pour le test U de Mann-Whitney, on classe d'abord toutes ces valeurs par ordre croissant sans tenir compte de leur échantillon d'origine. On attribue ensuite à chaque individu un **rang** qui sera utilisé dans les calculs. Une fois le classement effectué, on s'occupe des ex-æquo. S'il y a des ex-æquo occupant par exemple les rangs 10, 11 et 12 on leur donnera à tous le rang moyen 11 (s'ils occupent les rangs 10 et 11 on leur donnera à chacun le rang 10.5). Notons que ceci est valable que les ex-æquo appartiennent à des échantillons différents ou pas. On calcule ensuite le rang moyen théorique R , qui vaut $(N + 1)/2$ où N est le nombre total d'individus, puis on calcule les rangs moyens r_A, r_B, r_C, \dots à l'intérieur de chaque classe. Le rang moyen r_A de l'échantillon A sera la moyenne des rangs occupés dans le classement général par les individus a_1, a_2, a_3, \dots etc.
- Si l'hypothèse H_0 "tous les échantillons proviennent de la même population" est vraie, alors le rang moyen de chaque échantillon devrait être très proche du rang moyen théorique R . Si cette hypothèse est fautive, au moins un échantillon va s'écarter de la norme et le test doit le détecter. On calcule alors l'indice H :

$$H = \frac{n_A(r_A - R)^2 + n_B(r_B - R)^2 + n_C(r_C - R)^2 + \dots}{N(N + 1)/12}$$

Il se trouve que H suit approximativement une loi du χ^2 avec $(k - 1)$ degrés de liberté (k est le nombre d'échantillons à comparer). La lecture du test se fait donc exactement comme s'il s'agissait d'un χ^2 .

- Si le H est non significatif, il est inutile de faire ensuite des comparaisons deux par deux. En revanche, si le test H est significatif, il faudra effectuer des comparaisons deux à deux pour trouver l'origine de cette différence significative. Dans ces comparaisons, il faudra utiliser un seuil α égal au maximum à $\left(\frac{\alpha}{\text{Nombre de tests}}\right)$.

3. Intervalle de confiance d'une moyenne

L'intervalle de confiance représente la zone dans laquelle se trouve "très probablement", et avec une probabilité qu'on choisit, la véritable valeur (à jamais inconnue) du paramètre que l'on étudie dans la population. On utilise en pratique les probabilités 0.95 ou 0.99 (respectivement : seuil de confiance à 95% et 99%). Il n'est cependant pas possible d'affirmer avec certitude que la véritable valeur du paramètre se trouvera dans cet intervalle.

Selon le théorème de la limite centrale, si une variable aléatoire X suit une loi de distribution quelconque avec pour moyenne μ et pour variance σ^2 , alors pour un grand échantillon ($n > 30$), la moyenne m calculée sur cet échantillon suivra une loi approximativement normale, de moyenne μ et de variance σ^2/n :

$$m \rightarrow N(\mu; \sigma^2/n)$$

Du fait que l'échantillon est grand, on peut remplacer σ^2 (inconnue) par son estimation s^2 calculée sur l'échantillon, donc :

$$m \rightarrow N(\mu; s^2/n)$$

Or, dans une loi de distribution normale, 95% des valeurs sont situées dans un intervalle de ± 1.96 écarts-types autour de sa moyenne. L'écart-type de μ est ici estimé par l'erreur standard (racine carrée de l'estimation de la variance de la moyenne $s_m^2 = s^2/n$), donc :

$$s_m = \text{erreur standard} = \sqrt{(s^2/n)}$$

On en déduit l'intervalle dans lequel la véritable valeur μ (à jamais inconnue) a 95% de chances de se trouver :

$$\mu = m \pm 1.96 \sqrt{\left(\frac{s^2}{n}\right)}$$

Ainsi, μ se trouve très probablement quelque part dans un rayon de 1.96 erreur-standard autour de notre valeur calculée m . Cet intervalle est l'intervalle de confiance à 95% de m et nous donne une idée sur la précision de l'estimation.

4. Intervalle de confiance d'une différence entre deux moyennes

Si deux variables aléatoires X_A et X_B suivent des lois de distribution quelconques de moyennes μ_A et μ_B et de variances σ_A^2 et σ_B^2 (dont on possède les estimations s_A^2 et s_B^2 , basées sur deux grands échantillons A et B avec $n_A > 30$ et $n_B > 30$), alors, selon le théorème de la limite centrale, les moyennes m_A et m_B calculées sur ces deux échantillons suivront des lois approximativement normales ayant les caractéristiques suivantes :

$$m_A \rightarrow N(\mu_A; s_A^2/n_A)$$

$$m_B \rightarrow N(\mu_B; s_B^2/n_B)$$

En supposant que X_A et X_B sont indépendantes, les règles d'opération sur les variables aléatoires nous permettent de déduire que la différence $D = m_A - m_B$ suivra elle aussi une loi normale, ayant pour moyenne $\Delta = \mu_A - \mu_B$ la véritable différence des moyennes et comme variance la somme des variances, donc :

$$D = m_A - m_B \rightarrow N(\mu_A - \mu_B; s_A^2/n_A + s_B^2/n_B)$$

Or, on sait que 95% des valeurs d'une loi normale sont situées dans un intervalle de ± 1.96 erreurs standards de la moyenne. L'erreur standard étant l'écart-type de la moyenne, donc la racine carrée de la variance, on obtient :

$$s_D = \sqrt{(s_A^2/n_A + s_B^2/n_B)}$$

On en déduit l'intervalle de confiance de D :

$$\Delta = D \pm 1.96 \sqrt{(s_A^2/n_A + s_B^2/n_B)}$$

Références

- Adams, R. J, D. Klowden, et B. Hannaford. 2001. « Virtual training for a manual assembly task ». *Haptics-e 2* (2): 1.
- Adelstein, B. D., et M. J. Rosen. 1981. The effect of mechanical impedance on abnormal tremor. Dans *Proc. 9th Northeast Conf. on Bioengineering*, 205–209. New Brunswick, NJ, mars.
- Algood, S. D, R. A Cooper, S. G Fitzgerald, R. Cooper, et M. L Boninger. 2005. « Effect of a pushrim-activated power-assist wheelchair on the functional capabilities of persons with tetraplegia ». *Archives of physical medicine and rehabilitation* 86 (3): 380–386.
- Anderson, T. 1996. *A virtual universe utilizing haptic display*. Sandia National Labs., Albuquerque, NM (United States).
- Aviles, W., et J. Ranta. 1999. A brief presentation on the vr-dts-virtual reality dental training system. Dans *Proc. Fourth PHANToM Users Group Workshop, MIT*.
- Barea, R., L. Boquete, M. Mazo, et E. López. 2002a. « Wheelchair guidance strategies using EOG ». *Journal of intelligent and robotic systems* 34 (3): 279–299.
- . 2002b. « System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10 (4): 209–218.
- Barnes, D. P, et M. S Counsell. 1999. Haptic communication for remote mobile manipulator robot operations. Dans *American Nuclear Society, Proc. 8th Topical Meeting on Robotics & Remote Systems*. Pittsburgh, PA, USA, avril.
- Becker, A. B, J. S Warm, W. N Dember, et P. A. Hancock. 1995. « Effects of jet engine noise and performance feedback on perceived workload in a monitoring task ». *the International journal of aviation psychology* 5 (1): 49–62.
- Biggs, S. J, et M. A Srinivasan. 2002. « Haptic interfaces ». *Handbook of virtual environments*: 93–116.
- Blatt, R., S. Ceriani, B. Dal Seno, G. Fontana, M. Matteucci, et D. Migliore. 2008. Brain control of a smart wheelchair. Dans *10th International Conference on Intelligent Autonomous Systems*.
- Boian, R. F., J. E. Deutsch, C. S Lee, G. C. Burdea, et J. Lewis. 2003. Haptic effects for virtual reality-based post-stroke rehabilitation. Dans *11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems HAPTICS 2003 Proceedings.*, 247–253.
- Borenstein, J., et Y. Koren. 1989. « Real-time obstacle avoidance for fast mobile robots ». *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 19 (5): 1179–1187.
- . 1991. « The vector field histogram-fast obstacle avoidance for mobile robots ». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 7 (3): 278–288.
- Borgolte, U., H. Hoyer, C. Bühler, H. Heck, et R. Hoelper. 1998. « Architectural concepts of a semi-autonomous wheelchair ». *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 22 (3): 233–253.
- Boschloo, H. W., T. M. Lam, M. Mulder, et M. M. Van Paassen. 2005. Collision avoidance for a remotely-operated helicopter using haptic feedback. Dans *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1:229–235.
- Bourhis, G., et M. Sahnoun. 2008. Assisted Control Mode for a Smart Wheelchair. Dans *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2007.*, 158–163. Noordwijk, The Netherlands.
- Bourhis, G., O. Horn, O. Habert, et A. Pruski. 2001. « An autonomous vehicle for people with motor disabilities ». *Robotics & Automation Magazine, IEEE* 8 (1): 20–28.
- Boy, E. S., C. L. Teo, et E. Burdet. 2002. Collaborative wheelchair assistant. Dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2002.*, 2:1511–1516.
- Brienza, D. M, et J. Angelo. 1996. « A force feedback joystick and control algorithm for wheelchair obstacle avoidance ». *Disability & Rehabilitation* 18 (3): 123–129.
- Broeren, J., M. Georgsson, M. Rydmark, et K. S Sunnerhagen. 2002. Virtual reality in stroke rehabilitation with the assistance of haptics and telemedicine. Dans *4th Intl Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technology*, 71–76.

- Brooks Jr, F. P, M. Ouh-Young, J. J Batter, et P. Jerome Kilpatrick. 1990. Project GROPEHaptic displays for scientific visualization. Dans *Proceedings of the 17th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 177–185.
- Bunce, D., et L. Sisa. 2002. « Age differences in perceived workload across a short vigil ». *Ergonomics* 45 (13): 949–960.
- Ceres, R., J. L Pons, L. Calderon, A. R Jimenez, et L. Azevedo. 2005. « A robotic vehicle for disabled children ». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24 (6): 55–63.
- Choi, K. S, C. M Chow, et K. H Lo. 2010. « A Rehabilitation Method with Visual and Haptic Guidance for Children with Upper Extremity Disability ». *Computers Helping People with Special Needs: 77–84*.
- Cobb, S. V. G., et P. M. Sharkey. 2006. A decade of research and development in disability, virtual reality and associated technologies: promise or practice. Dans *Proc. 6th Intl. Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech*, 3–16. Esbjerg - Denmark.
- Connor, B. B., A. M. Wing, G. W. Humphreys, R. M. Bracewell, et D. A. Harvey. 2002. Errorless learning using haptic guidance: Research in cognitive rehabilitation following stroke. Dans *Proceedings of the Fourth International Conference on Disability, Virtual Reality, and Associated Technology (ICDVRAT)*, 77–86.
- Cooper, R. A. 2002. « Intelligent control of power wheelchairs ». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14 (4): 423–431.
- Cooper, R. A, S. G Fitzgerald, M. L Boninger, K. Prins, A. J Rentschler, J. Arva, et T. J O'Connor. 2001. « Evaluation of a pushrim-activated, power-assisted wheelchair ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (5): 702–708.
- Cooper, R. A, D. K Jones, S. Fitzgerald, M. L Boninger, et S. J Albright. 2002. « Analysis of position and isometric joysticks for powered wheelchair driving ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47 (7): 902–910.
- Cooper, R. A, L. M Widman, D. K Jones, R. N Robertson, et J. F Ster III. 2002. « Force sensing control for electric powered wheelchairs ». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 8 (1): 112–117.
- Cunha, R., D. Antunes, P. Gomes, et C. Silvestre. 2006. A path-following preview controller for autonomous air vehicles. Dans *AIAA GNC Conference*.
- Dean, K. L, X. S Asay-Davis, E. M Finn, T. Foley, J. A Friesner, Y. Imai, B. J Naylor, S. R Wustner, S. S Fisher, et K. R Wilson. 2000. « Virtual Explorer: Interactive virtual environment for education ». *Presence: Teleoperators & Virtual Environments* 9 (6): 505–523.
- Dicianno, B. E, D. M Spaeth, R. A Cooper, S. G Fitzgerald, M. L Boninger, et K. W Brown. 2007. « Force control strategies while driving electric powered wheelchairs with isometric and movement-sensing joysticks ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15 (1): 144–150.
- Ding, D., et R.A Cooper. 2005. « Electric powered wheelchairs ». *IEEE Control Systems Magazine*, 25 (2): 22–34.
- Dubey, R. V., S. Zekri, A. Gage, et N. Pernalet. 2001. Design of Haptic Interfaces to Assess the Driving Capabilities of Persons with Disabilities. Dans *12th International Conference On Rehabilitation Robotics ICORR'01*. Zurich, Switzerland.
- Elhajj, I., N. Xi, et Y. Liu. 2000. Real-time control of internet based teleoperation with force reflection. Dans *Proceedings ICRA'00 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4:3284–3289.
- Elhajj, I., N. Xi, W. K Fung, Y. H Liu, W. J Li, T. Kaga, et T. Fukuda. 2001. « Haptic information in internet-based teleoperation ». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 6 (3): 295–304.
- . 2002. « Haptic information in internet-based teleoperation ». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 6 (3): 295–304.
- Farooq, A., et D. J.N Limebeer. 2005. Path following of optimal trajectories using preview control. Dans *44th IEEE Conference on Decision and Control, and European Control Conference. CDC-ECC'05.*, 2787–2792.

- Fattouh, A., M. Sahnoun, et G. Bourhis. 2005. Force feedback joystick control of a powered wheelchair: preliminary study. Dans *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 3:2640–2645.
- Fattouh, Anas. 2005. *Identification of the wheelchair VAHM*. Rapport Interne. Université de Metz, France: LASC.
- Feintuch, U., D. Rand, R. Kizony, et P. L. Weiss. 2004. Promoting research and clinical use of haptic feedback in virtual environments. Dans *Proceedings of Fifth International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies (ICDVRAT'04)*, 141–147. Oxford - UK.
- Feintuch, U., L. Raz, J. Hwang, N. Josman, N. Katz, R. Kizony, D. Rand, et al. 2006. « Integrating haptic-tactile feedback into a video-capture-based virtual environment for rehabilitation ». *CyberPsychology & Behavior* 9 (2): 129–132.
- Fong, T., F. Conti, S. Grange, et C. Baur. 2000. « Novel interfaces for remote driving: gesture, haptic and PDA ». *SPIE Telemanipulator and Telepresence Technologies VII, Boston, MA*.
- Foulard, Claude, Sylviane Gentil, et Jean-Paul Sandraz. 1987. *Commande et régulation par ordinateur numérique*. 5^e éd. France: Eyrolles.
- Fujii, F., et K. Wada. 2003. For a better maneuverability of the electrically powered wheelchair—a pilot-model based approach. Dans *Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science. MHS 2003.*, 125–132.
- . 2005. « Analysis on the manual control characteristics of the human pilot during the operation of the powered wheelchair ». *Advanced Robotics* 19 (2): 121–139.
- Galán, F., M. Nuttin, E. Lew, P. W Ferrez, G. Vanacker, J. Philips, et J. R Millán. 2008. « A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive Brain-computer interfaces for continuous control of robots ». *Clinical Neurophysiology* 119 (9): 2159–2169.
- Galloway, J. C, J. C Ryu, et S. K Agrawal. 2008. « Babies driving robots: self-generated mobility in very young infants ». *Intelligent Service Robotics* 1 (2): 123–134.
- Ghiani, G., B. Leporini, et F. Paternò. 2009. « Vibrotactile feedback to aid blind users of mobile guides ». *Journal of Visual Languages & Computing* 20 (5): 305–317.
- Gillespie, R. B, et S. Sövényi. 2006. « Model-based cancellation of biodynamic feedthrough using a force-reflecting joystick ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128 (1): 94–103.
- Grasse, R. 2007. *Aide à la navigation pour les personnes handicapées: reconnaissance de trajets*. Thèse, Metz, France: Université Paul Verlaine.
- Grasse, R., Y. Morère, et A. Pruski. 2010. « Assisted Navigation for Persons with Reduced Mobility: Path Recognition Through Particle Filtering (Condensation Algorithm) ». *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 60 (1): 19–57.
- Griffiths, P. G, et R. B Gillespie. 2005. « Shared control between humans and automation using haptic interface: Primary and secondary task performance benefits ». *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 47 (3): 574.
- Habert, O., et A. Pruski. 2000. « Raisonement à partir de cas pour le contrôle d'un fauteuil électrique ». *Journal européen des systèmes automatisés* 34 (6-7): 765–782.
- Hadj-Abdelkader, M.A, B. Cherki, et G. Bourhis. 2007. Haptic feedback and motor disability: a preliminary study. Dans *International Conference on Human-Machine Interaction HuMaN07*. Timimoun, Algérie, mars 12.
- Hadj-Abdelkader, M.A., G. Bourhis, et B. Cherki. 2010. *Commande par retour d'effort d'un fauteuil roulant électrique*. Dans *Conférence Internationale Francophone d'Automatique CIFA2010*. Nancy, France, juin.
- Haga, Shigeru, Haruo Shinoda, et Mitsuteru Kokubun. 2002. « Effect of task difficulty and time-on-task on mental workload » 44 (3). Reciprocity between applied and basic studies: 134–143.
- Han, J. S, Z. Bien, D. J Kim, H. E Lee, et J. S Kim. 2003. Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation. Dans *Proceedings of the 25th IEEE Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society.*, 2:1602–1605.
- Harbluk, J. L, M. Eisenman, Y. I Noy, et Canada. Transport Canada. 2002. *The impact of cognitive*

- distraction on driver visual behaviour and vehicle control*. Transport Canada.
- Hart, S. G, et L. E Staveland. 1988. « Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research ». *Human mental workload* 1: 139–183.
- Hashimoto, H., A. Sasaki, C. Ishii, M. Saito, et M. Niitsuma. 2005. Hand Force Feedback System to Recognize Surrounding Objects for Safe Walking. Dans *Proceedings, IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics.*, 307–312.
- Hasser, C. J. 1998. User Performance in GUI Pointing Task with a Low Cost Force Feedback Pointer Mouse. Dans *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC*, 64:151–155.
- Hayward, V., O. R Astley, M. Cruz-Hernandez, D. Grant, et G. Robles-De-La-Torre. 2004. « Haptic interfaces and devices ». *Sensor Review* 24 (1): 16–29.
- Hong, J.P., O. S Kwon, E. H Lee, B. S Kim, et S. H Hong. 2002. Shared-control and force-reflection joystick algorithm for the door passing of mobile robot or powered wheelchair. Dans *Proceedings of the IEEE Region 10 ConferenceTENCON 99.*, 2:1577–1580.
- Horn, O., A. Courcelle, et M. Kreutner. 2000. « Le projet VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteur): la localisation = The VAHM (autonomous vehicle for people with disabilities) project: localization ». *TS. Traitement du signal* 17 (3): 221–232.
- Horn, O., M.A. Hadj Abdelkader, F. Leishman, et G. Bourhis. 2010. Modes de commande intuitifs pour l’assistance robotisée aux déplacements. Dans *Conférence Handicap 2010*, 46-51. Paris, France, juin 9.
- Horn, O., M.A Hadj-Abdelkader, F. Leishman, et G. Bourhis. 2010. « Intuitive command modes for robotics assistance to mobility » 71 (3). *AMSE Modelling, Measurement and Control*: 100-109.
- Huang, F., R. B Gillespie, et A. Kuo. 2002. Haptic feedback and human performance in a dynamic task. Dans *Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002.*, 24–31.
- Jack, D., R. Boian, A. S Merians, M. Tremaine, G. C Burdea, S. V Adamovich, M. Recce, et H. Poizner. 2002. « Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9 (3): 308–318.
- Jansson, G. 1998. Can a haptic force feedback display provide visually impaired people with useful information about texture roughness and 3D form of virtual objects? Dans *Proc. 2nd European Conference on Disability, Virtual Reality, and Associated Technologies*, P. Sharkey, D. Rose, and JI Lindstrom, eds., Reading, UK. Reading, UK.
- . 2000. Basic issues concerning visually impaired people’s use of haptic displays. Dans *The 3rd International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies—Proceedings*, 23–25. Alghero, Italy.
- Johannsen, G. 1982. « Man–Machine Systems—Introduction and Background ». *Proceedings of the IFAC Man–Machine Systems, Baden-Baden, Federal Republic of Germany*.
- Jones, D. K., R. A. Cooper, S. Albright, et M. DiGiovine. 1998. Powered wheelchair driving performance using force and position-sensing joysticks. Dans *Bioengineering Conference, 1998. Proceedings of the IEEE 24th Annual Northeast*, 130–132.
- Ju, J. S, Y. Shin, et E. Y Kim. 2009. « Vision based interface system for hands free control of an intelligent wheelchair ». *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 6 (1): 1–17.
- Kaber, D. B, E. Onal, et M. R Endsley. 2000. « Design of automation for telerobots and the effect on performance, operator situation awareness, and subjective workload ». *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing* 10 (4): 409–430.
- Katsura, S., et K. Ohnishi. 2004. « Human cooperative wheelchair for haptic interaction based on dual compliance control ». *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 51 (1): 221–228.
- . 2006. Advanced Motion Control for Wheelchair in Unknown Environment. Dans *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, SMC’06.*, 6:4926–4931.
- Khatib, O. 1986. « Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots ». *The International Journal of Robotics Research* 5 (1): 90.

- Kitagawa, L., T. Kobayashi, T. Beppu, et K. Terashima. 2002. Semi-autonomous obstacle avoidance of omnidirectional wheelchair by joystick impedance control. Dans *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.*, 4:2148–2153.
- Kondo, Y., T. Miyoshi, K. Terashima, et H. Kitagawa. 2008. Navigation guidance control using haptic feedback for obstacle avoidance of omni-directional wheelchair. Dans *symposium on Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, haptics 2008.*, 437–444.
- Kreutner, M. 2004. Perception multisensorielle pour le positionnement d'un véhicule autonome dédié aux personnes handicapés moteurs. Thèse, Metz, France: Université Paul Verlaine.
- Kwakernaak, H., et R. Sivan. 1972. *Linear optimal control systems*. Vol. 188. Wiley-Interscience New York.
- Lahav, O., et D. Mioduser. 2000. Multisensory virtual environment for supporting blind persons' acquisition of spatial cognitive mapping, orientation, and mobility skills. Dans *Proceedings of the Third International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies, ICDVRAT 2000*, 23–25. Veszprem - Hungary.
- Lam, T. M., H. W. Boschloo, M. Mulder, et M. M. Van Paassen. 2009. « Artificial force field for haptic feedback in UAV teleoperation ». *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 39 (6): 1316–1330.
- Lam, T. M., H. W. Boschloo, M. Mulder, M. M. Van Paassen, et F. C. T. Van der Helm. 2005. Effect of haptic feedback in a trajectory following task with an unmanned aerial vehicle. Dans *Systems, Man and Cybernetics, 2004 IEEE International Conference on*, 3:2500–2506.
- Lancaster, Peter, et L. Rodman. 1995. *Algebraic Riccati equations*. Clarendon Press.
- Langdon, P., S. Keates, P. Clarkson, et P. Robinson. 2000. Using haptic feedback to enhance computer interaction for motion-impaired users. Dans *Third International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies (ICDVRAT 2000)*, 25–32. Alghero, Italy.
- Lee, S., G. S. Sukhatme, G. J. Kim, et C. M. Park. 2002. Haptic control of a mobile robot: A user study. Dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.*, 3:2867–2874.
- Leishman, F., O. Horn, et G. Bourhis. 2009. « Multimodal Laser-Vision Approach for the Deictic Control of a Smart Wheelchair ». *Ambient Assistive Health and Wellness Management in the Heart of the City 5597/2009*: 98–107.
- . 2010. « Smart wheelchair control through a deictic approach ». *Robotics and Autonomous Systems* 58 (10): 1149-1158.
- Levine, S. P., D. A. Bell, L. A. Jaros, R. C. Simpson, Y. Koren, et J. Borenstein. 1999. « The NavChair assistive wheelchair navigation system ». *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7 (4): 443–451.
- Luo, R. C., C. Y. Hu, T. M. Chen, et M. H. Lin. 1999. Force reflective feedback control for intelligent wheelchairs. Dans *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS'99.*, 2:918–923.
- MacAdam, Charles C. 1980. « An optimal preview control for linear systems » 102. *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, ASME.
- Marchal-Crespo, L., J. Furumasu, et D. J. Reinkensmeyer. 2010. « A robotic wheelchair trainer: design overview and a feasibility study ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7: 40.
- Marchal-Crespo, L., S. McHughen, S. C. Cramer, et D. J. Reinkensmeyer. 2010. « The effect of haptic guidance, aging, and initial skill level on motor learning of a steering task ». *Experimental brain research* 201 (2): 209–220.
- Massie, T. H., et J. K. Salisbury. 1994. The PHANToM haptic interface: A device for probing virtual objects. Dans *Proceedings of the ASME winter annual meeting, symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems*, 1:316–317.
- Mayes, D. K., V. K. Sims, et J. M. Koonce. 2001. « Comprehension and workload differences for VDT and paper-based reading ». *International Journal of Industrial Ergonomics* 28 (6): 367–378.
- McLaughlin, M. L., G. Sukhatme, C. Shahabi, J. Hespanha, A. Ortega, et G. Medioni. 2000. The haptic museum. Dans *Proceedings of the EVA 2000 Conference on Electronic Imaging and the Visual Arts*.

- McLaughlin, M., A. Rizzo, Y. Jung, W. Peng, S. Yeh, et W. Zhu. 2005. « Haptics-enhanced virtual environments for stroke rehabilitation ». *Proc. IPSI*.
- McLeod, R. W., et M. J. Griffin. 1989. « Review of the effects of translational whole-body vibration on continuous manual control performance ». *Journal of Sound and Vibration* 133 (1): 55–115.
- McRuer, D. 1980. « Human dynamics in man-machine systems ». *Automatica* 16 (3): 237–253.
- McRuer, D. T, R. W Allen, D. H Weir, et R. H Klein. 1977. « New results in driver steering control models ». *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 19 (4): 381–397.
- McRuer, D. T, et H. R Jex. 1967. « A review of quasi-linear pilot models ». *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, (3): 231–249.
- Meliani, S. M. 2009. Modélisation du Système Pilote-Véhicule dans une tâche de contrôle manuel d'un fauteuil roulant électrique. Thèse, Metz, France: Paul Verlaine.
- Meliani, S. M., Z. Sari, et G. Bourhis. 2008. « Modelling and simulation of an electric wheelchair piloting task: objectives and first results » 69 (3). *AMSE Periodicals: Modelling*: 10-20.
- . 2009. « Powered wheelchair. Human-machine system modelling » 43 (3). *Journal européen des systèmes automatisés JESA*: 251-262.
- Mokhtari, M., F. Bernier, F. Lemieux, H. Martel, J. M. Schwartz, D. Laurendeau, et A. Branzan-Albu. 2004. « Virtual Environment and Sensori-Motor Activities: Haptic, Audition and Olfaction ». *WSCG POSTERS proceedings Plzen, Czech Republic* 12 (1-3): 2–6.
- Morere, Y., M.A. Hadj Abdulkader, S. M Meliani, et G. Bourhis. 2011. Powered wheelchair driving analysis on a simulator. Dans *AAATE 2011*. Maastricht, the Netherlands.
- Morere, Y., S. M Meliani, et G. Bourhis. 2010. Evaluation en simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique. Dans *Conférence Internationale Francophone d'Automatique CIFA2010*. Nancy, France, juin.
- Mussa-Ivaldi, F. A, et J. L Patton. 2000. Robots can teach people how to move their arm. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA'00.*, 1:300–305.
- Nisbet, P., J. Craig, P. Odor, et S. Aitken. 1996. « Smart'wheelchairs for mobility training ». *Technology and Disability* 5 (1996): 49–62.
- Pernalete, N., S. Edwards, R. Gottipati, J. Tipple, V. Kolipakam, et R. V Dubey. 2005. Eye-hand coordination assessment/therapy using a robotic haptic device. Dans *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2005.*, 25–28.
- Petrie, H. L., P. R. Penn, D. Kornbrot, S. Furner, et A. Hardwick. 2000. Haptic virtual environments for blind people: further explorations with the Phantom device. Dans *Proc. ICDVRAT*.
- Pino, Pierre. 1995. Robot mobile pour handicapés moteurs: évaluation du système homme-machine. Metz, France: Université Paul-Verlaine.
- Pledgie, S. T, K. Barner, S. R Agrawal, et T. Rahman. 1999. Tremor suppression through force feedback. Dans Stanford, CA: University of Delaware.
- Poinsot, Denis. 2004. Statistiques pour statophobes. <http://perso.univ-rennes1.fr/denis.poinsot>.
- Potts, A. 2000. Phantom-based haptic interaction. Dans *Proceedings of the computer science discipline seminar conference. CSCI*. Vol. 3901. University of Minnesota.
- Prokop, G., et R. S. Sharp. 1995. Performance enhancement of limited-bandwidth active automotive suspensions by road preview. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Control Theory and Applications*, 142:140–148.
- Protho, J. L, E. F. LoPresti, et D. M Brienza. 2000. An evaluation of an obstacle avoidance force feedback joystick. Dans , 447-449. Orlando: University of Pittsburgh.
- Rantanen, Esa, Jason McCarley, et Xidong Xu. 2004. « Time Delays in Air Traffic Control Communication Loop: Effect on Controller Performance and Workload ». *The International Journal of Aviation Psychology* 14 (4) (octobre): 369-394.
- Rasmussen, J. 1983. « 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.
- Rebsamen, B., C. Guan, H. Zhang, C. Wang, C. Teo, M. H Ang, et E. Burdet. 2010. « A Brain Controlled

- Wheelchair to Navigate in Familiar Environments ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18 (6): 590–598.
- Reinkensmeyer, D. J., et J. L. Patton. 2009. « Can robots help the learning of skilled actions? » *Exercise and sport sciences reviews* 37 (1): 43.
- Repperger, D. W., C. A. Phillips, et T. L. Chelette. 1995. « A study on spatially induced “virtual force” with an information theoretic investigation of human performance ». *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 25 (10): 1392–1404.
- Roh, H. S., et Y. Park. 1999. « Stochastic optimal preview control of an active vehicle suspension ». *Journal of sound and vibration* 220 (2): 313–330.
- Rose, Cynthia Laurie, Laura Bennett Murphy, Lynn Byard, et Katherina Nikzad. 2002. « The role of the Big Five personality factors in vigilance performance and workload ». *European Journal of Personality* 16 (3) (mai 1): 185-200. doi:10.1002/per.451.
- Sahnoun, M. 2007. Conception et Simulation d'une Commande à Retour d'Effort pour Fauteuil Roulant Electrique. Thèse, Metz, France: Université Paul Verlaine.
- Sallnas, E., et S. Zhai. 2003. Collaboration meets Fitts' law: Passing virtual objects with and without haptic force feedback. Dans *Proceedings of INTERACT*, 3:97–104.
- Schumann, J. 1992. *An exploratory simulator study on the use of active control devices in car driving*. Institute For Perception Rvo-Tno Soesterberg (Netherlands).
- Schwartz, D. 1993. *Méthodes statistiques à l'usage des médecins et des biologistes*. 4^e éd. Medecines Sciences. Flammarion.
- Sharp, R. S. 2005. « Driver steering control and a new perspective on car handling qualities ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* 219 (10): 1041–1051.
- . 2007. « Motorcycle steering control by road preview ». *Journal of dynamic systems, measurement, and control* 129: 373.
- Sharp, R. S., D. Casanova, et P. Symonds. 2000. « A mathematical model for driver steering control, with design, tuning and performance results ». *Vehicle System Dynamics* 33 (5): 289–326.
- Sharp, R. S., et V. Valtetsiotis. 2001. Optimal preview car steering control. Dans *ICTAM: selected papers from the 20th International Congress [sic] of Theoretical and Applied Mechanics held in Chicago, 28 August-1 September 2000*, 35:101–117.
- Sheridan, T. 1997. Human and Machine Haptics in Historical Perspective. Dans *Workshop on Human and Machine Haptics*. CA, USA.
- Sheridan, T. B. 1966. « Three models of preview control ». *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*: 91–102.
- . 1995. Human centered automation: oxymoron or common sense? Dans *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Intelligent Systems for the 21st Century.*, 1:823–828.
- Sheridan, T. B., et W. R. Ferrell. 1981. « Man-machine systems: Information, control, and decision models of human performance ».
- Simpson, R. C. 2005. « Smart wheelchairs: A literature review. » *Journal of rehabilitation research and development* 42 (4): 423.
- Simpson, R., S. P. Levine, D. A. Bell, Y. Koren, J. Borenstein, et L. A. Jaros. 1995. The navchair assistive navigation system. Dans *Proceedings of the IJCAI-95 Workshop on Developing AI Applications for the Disabled*. Menlo Park, Calif.: American Association for Artificial Intelligence.
- Simpson, R., E. LoPresti, S. Hayashi, S. Guo, D. Ding, W. Ammer, V. Sharma, et R. Cooper. 2005. « A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2 (1): 30.
- Simpson, R., E. LoPresti, S. Hayashi, I. Nourbakhsh, et D. Miller. 2004. « The smart wheelchair component system ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 41 (3B): 429–442.
- Song, J. W., et S. H. Yang. 2010. Touch your way: haptic sight for visually impaired people to walk with independence. Dans *Proceedings of the 28th of the international conference extended abstracts on Human factors in computing systems*, 3343–3348.

- Srinivasan, M. A, et C. Basdogan. 1997. « Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges ». *Computers & Graphics* 21 (4): 393–404.
- Stassen, H. G., J. Dankelman, et C. A. Grimbergen. 1999. « Open versus minimally invasive surgery: a man-machine system approach ». *Transactions of the Institute of Measurement and Control* 21 (4-5): 151.
- Suzuki, K., et H. Jansson. 2003. « An analysis of driver's steering behaviour during auditory or haptic warnings for the designing of lane departure warning system ». *JSAE review* 24 (1): 65–70.
- Sveistrup, H. 2004. « Motor rehabilitation using virtual reality ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 1 (1): 10.
- Tsui, C. S.L, P. Jia, J. Q Gan, H. Hu, et K. Yuan. 2007. EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection. Dans *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2007.*, 1266–1271.
- Uchiyama, H., M. A Covington, et W. D Potter. 2008. Vibrotactile Glove guidance for semi-autonomous wheelchair operations. Dans *Proceedings of the 46th Annual Southeast Regional Conference*, 336–339. ACM-SE 46. New York, NY, USA: ACM.
- Urbano, J., K. Terashim, T. Miyosh, et H. Kitagawa. 2005. Collision avoidance in an omni-directional wheelchair by using haptic feedback. Dans *Proceedings of the 4th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation*, 1–6.
- Urbano, J., K. Terashima, et H. Kitagawa. 2006. « Skill-Assist Control Of An Omni-Directional Wheelchair By Neuro-Fuzzy Systems Using Attendants' Force Input ». *International Journal of Innovative Computing, Information and Control* 2 (6): 1219–1248.
- Walters, Chuck. 1997. Cop a Feel....with Haptic Peripherals. *Game Developer*. novembre.
- Weinger, M. B, A. G Vredenburgh, C. M Schumann, A. Macario, K. J Williams, M. J Kalsher, B. Smith, P. C Truong, et A. Kim. 2000. « Quantitative description of the workload associated with airway management procedures ». *Journal of clinical anesthesia* 12 (4): 273–282.
- Wentink, M., L. P. S. Stassen, I. Alwayn, R. Hosman, et H. G. Stassen. 2003. « Rasmussen's model of human behavior in laparoscopy training ». *Surgical endoscopy* 17 (8): 1241–1246.
- Young, G., L. Zavelina, et V. Hooper. 2008. « Assessment of workload using NASA task load index in perianesthesia nursing ». *Journal of PeriAnesthesia Nursing* 23 (2): 102–110.

Résumé

Ce travail s'inscrit dans le cadre général de l'assistance à la conduite pour les personnes handicapées moteurs et propose d'aborder cette problématique de façon expérimentale sur un système réel, en mettant l'accent sur l'optimisation de la coopération humain – machine.

L'objectif de cette thèse consiste plus particulièrement en l'implémentation et l'évaluation d'une interface haptique de commande de fauteuil roulant électrique destinée à des personnes handicapées moteurs. Les interfaces utilisées sont un joystick à retour d'effort Sidewinder2™ et un effecteur haptique à stylet PHANToM Omni™. L'utilisation d'un capteur télémétrique laser sur le fauteuil permet en outre de recueillir des informations sur l'environnement du fauteuil. Nous utilisons des mesures ergonomiques d'efficacité telles que le temps d'exécution des tâches, les erreurs et la charge de travail afin d'établir des critères d'évaluation de notre système.

La méthodologie suivie et les aspects pratiques de cette étude sont exposés, justifiés et discutés en se basant notamment sur les travaux de recherche décrits dans la littérature portant sur l'utilisation des interfaces haptiques pour le contrôle de systèmes robotisés et/ou téléopérés. L'évaluation du système ainsi conçu vise à comparer les performances de conduite d'un fauteuil roulant commandé par un effecteur à retour d'effort par rapport à une commande classique. Les résultats obtenus sont analysés statistiquement. Une étude théorique est également proposée basée sur la modélisation du système pilote-véhicule et des conclusions sur la validité et la pertinence des modèles testés sont présentées.

Mots clés : fauteuil intelligent, interface et effecteur haptiques, handicap moteur, système humain – machine.

Abstract

This work lies within the general framework of the driving assistance for people with motor disabilities and proposes to address this issue experimentally on a real system, with emphasis on the optimization of the human–machine cooperation.

The objective of this thesis consists especially in the implementation and the assessment of a haptic interface for the control of a powered wheelchair for people with motor disabilities. The interfaces used for this purpose are the force feedback joystick Sidewinder2™ and the haptic device PHANToM Omni™. Moreover, the use of a laser range sensor allows gathering information about the wheelchair environment. We use ergonomic efficiency measures such as the tasks execution time, the errors and the workload in order to establish criteria for evaluating our system.

The methodology and the practical aspects of this study are exposed, justified and discussed based particularly on the research work described in the literature about the use of haptic interfaces to control robotic and / or remote controlled systems. The evaluation of such a system aims to compare the driving performance of a powered wheelchair controlled by a force feedback device compared to a conventional control. The results are statistically analyzed. A theoretical study is also proposed based on the modelling of the driver-vehicle system and conclusions about the validity and relevance of the tested models are presented.

Keywords: smart wheelchair, haptic interface and device, motor disability, human – machine system.