Conception et simulation d'une commande à retour d'effort pour fauteuil roulant électrique

M'Hamed Sahnoun

▶ **To cite this version:**

M'Hamed Sahnoun. Conception et simulation d'une commande à retour d'effort pour fauteuil roulant électrique. Autre. Université Paul Verlaine - Metz, 2007. Français. NNT : 2007METZ039S . tel-01748999

HAL Id: tel-01748999
https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01748999

Submitted on 29 Mar 2018

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

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

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

THESE

Conception et Simulation d'une Commande à Retour d'Effort pour Fauteuil Roulant Electrique

Présentée dans le cadre de l'école doctorale IAEM Lorraine pour l'obtention
du grade de Docteur de l'Université de Metz
mention Automatique

par

M'hamed SAHNOUN

Soutenue publiquement le 11 octobre 2007
devant la commission d'examen :

Rapporteurs :	Mme JOLLY DESODT Anne-Marie M. HOPPENOT Philippe
Examinateurs :	M. LOPEZ-KRAHE Jaime M. PRUSKI Alain M. BOURHIS Guy

« Le savant est l'homme pour lequel s'opère facilement la distinction entre la franchise et le mensonge dans les paroles, entre la vérité et l'erreur dans les convictions, entre la beauté et la laideur dans les actes ».

L’Emir Abd el-Kader
[Lettres aux Français]

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs (LASC) de l'Université de Paul Verlaine-METZ. Je tiens à remercier l'ensemble des personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail.

Je tiens tout d'abord à témoigner toute ma reconnaissance à Monsieur Guy BOURHIS, Professeur de l'Université de Metz, pour avoir été à l'origine de ce travail et pour le soutien et la confiance qu'il m'a accordé pour le mener à terme.

Je remercie Monsieur Alain PRUSKI, Professeur de l'université de Metz, de m'avoir accueilli dans son laboratoire.

Je tiens à exprimer ma profonde et sincère reconnaissance à Monsieur Anas FATTOUH, Maître de Conférences à l'Université de Halab (Syrie), pour l'aide qu'il m'a apporté durant les deux premières années.

Je tiens à remercier Madame JOLLY DESODT Anne-Marie, Professeur à l'ENSAIT de Roubaix, Monsieur HOPPENOT Philippe, Professeur à l'Université d'Evry, ainsi que Monsieur LOPEZ-KRAHE Jaime, Professeur à l'Université de Paris 8, d'avoir accepté d'examiner mon mémoire.

Mes remerciements s'adressent aussi à tous les membres du laboratoire LASC, pour avoir accepté d'effectuer des expériences, pour leur soutien, leur sympathie et leur aide.

Je n'oublie pas tous mes amis pour leur disponibilité et leur soutien.

Je tiens enfin à remercier tous les membres de ma famille, particulièrement mes parents, mes frères Miloud, Larbi et Maamar pour leur encouragement tout le long de mes études et ma femme pour son soutien et ses encouragements quotidiens.

Table des matières

INTRODUCTION 9

I. CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART 11
I.1. Introduction 11
I.2. Les fauteuils roulants intelligents 12
I.2.1. Introduction 12
I.2.2. Critères de classification des FRE intelligents 12
I.2.2.1. La structure mécanique 13
I.2.2.2. Les interfaces de commande 13
I.2.2.3. Les Capteurs 14
I.2.2.4. La Commande 15
I.2.2.5. Les modes opératoires 16
I.2.2.6. Les balises et les cartes internes de l'environnement 17
I.2.3. Liste des fauteuils intelligents 17
I.2.4. Conclusion 24
I.3. Modes de commande en téléopération 24
I.3.1. Introduction 24
I.3.2. Téléopération assistée par ordinateur 25
I.3.3. Les modes de commande 26
I.3.4. Coopération au niveau exécution : commande partagée ou combinée 27
I.3.5. Conclusion 30
I.4. Retour d'effort en robotique 30
I.4.1. Introduction 30
I.4.2. Le retour haptique : définition 30
I.4.3. Caractéristiques des interfaces à retour d'effort 31
I.4.3.1. La transparence 31
I.4.3.2. La stabilité 31
I.4.4. Interfaces à retour d'effort 32
I.4.4.1. Les gants 32
I.4.4.2. Les exosquelettes 34
I.4.4.3. Les périphériques stylo 36
I.4.4.4. Les souris et les manches à retour de force 38
I.4.4.5. Les joysticks 39
I.4.4.6. Les systèmes à câbles 41
I.4.5. Domaines d'application des interfaces haptiques 42
I.4.5.1. Médecine 42
I.4.5.2. Jeux et simulateurs 43
I.4.5.3. Enseignement 43
I.4.5.4. Industrie 44
I.4.5.5. Art 44
I.4.5.6. Aide aux personnes handicapées 44
I.4.6. Conclusion 45
I.5. Modélisation de la tâche de pilotage 45
I.5.1. Introduction 45
I.5.2. Systèmes homme-machine 46
I.5.2.1. Les tâches 46
I.5.2.2. Les variables 46

I.5.3. Modèle à trois niveaux de Rasmussen 47
I.5.4. Le modèle crossover 48
I.5.5. Le modèle OCM 50
I.5.6. Conclusion 51
I.6. Commande à retour d'effort des fauteuils roulants 51
I.6.1. Introduction 51
I.6.2. Fauteuils intelligents en mode de commande assisté 52
I.6.3. Conclusion 55
I.7. Conclusion du chapitre 1 56

II. CHAPITRE 2 : CONCEPTION DU SIMULATEUR 57
II.1. Introduction 57
II.2. Modélisation du robot VAHM 58
II.2.1. Introduction 58
II.2.2. Description du projet VAHM 59
II.2.3. Modélisation cinématique du fauteuil VAHM 62
II.2.4. Modèle dynamique du fauteuil 67
II.2.4.1. Modélisation mathématique 68
II.2.4.2. Identification du modèle dynamique du fauteuil 70
II.2.5. Conclusion 75
II.3. Algorithme de calcul du retour de force 75
II.3.1. Introduction 75
II.3.2. Méthodologie de retour de force 75
II.3.3. L'algorithme de retour de force 76
II.3.3.1. Télémètres ultrasonores 77
II.3.3.2. Méthode des potentiels : VFF 77
II.3.3.2.1. VFF sans grille 77
II.3.3.2.2. VFF avec grille 78
II.3.3.3. VFH 80
II.3.3.4. MVFH 83
II.3.4. Conclusion 84
II.4. Description fonctionnelle du simulateur 84
II.4.1. Introduction 84
II.4.2. Interface graphique homme-machine 84
II.4.3. Architecture logicielle du simulateur 88
II.4.4. Evaluation de la charge de travail mentale 90
II.4.4.1. Introduction 90
II.4.4.2. Méthodes d'évaluation de la charge de travail mentale 91
II.4.4.3. La méthode TLX 92
II.4.5. Conclusion 95
II.5. Conclusion du chapitre 2 95

III. CHAPITRE 3 : RESULTATS ET DISCUSSIONS 97
III.1. Introduction 97
III.2. Méthodologie 98
III.2.1. Matériel 98
III.2.2. Paramètres de la simulation 99
III.2.2.1. Retour de force 99
III.2.2.1.1. Sans force 99
III.2.2.1.2. Avec force 99

III.2.2.2. Configuration de l'environnement 100
III.2.2.3. Configuration cinématique du fauteuil 101
III.2.2.4. Vitesse du fauteuil 101
III.2.3. Critères de performance 102
III.2.3.1. Le nombre de collisions 102
III.2.3.2. La distance parcourue 103
III.2.3.3. Le temps de réalisation de la tâche 103
III.2.3.4. Trajectoires 103
III.2.3.5. Confort 103
III.2.3.6. La charge de travail mentale 104
III.2.4. Méthode ANOVA 105
III.3. Résultats expérimentaux 106
III.3.1. Introduction 106
III.3.2. Expérimentations préliminaires (phase n°1) 107
III.3.2.1. Introduction 107
III.3.2.2. Série d'essais n°1 107
III.3.2.2.1. Méthodologie et résultats 107
III.3.2.2.2. Discussion 109
III.3.2.3. Série d'essais n°2 110
III.3.2.3.1. Implémentation de la VFH 110
III.3.2.3.2. Discussion 111
III.3.2.4. Série d'essais n°3 112
III.3.2.4.1. Résultats 112
III.3.2.4.2. Discussion 115
III.3.2.5. Conclusion 116
III.3.3. Expérimentations finales (phase n°2) 116
III.3.3.1. Introduction 116
III.3.3.2. Méthodologie 116
III.3.3.3. Analyse des résultats du parcours global 118
III.3.3.3.1. Résultats 118
III.3.3.3.2. Discussion 121
III.3.3.4. Analyse des résultats par zones 123
III.3.3.4.1. Nombre de collisions 123
III.3.3.4.2. Distances parcourues par zone 126
III.3.3.4.3. Temps de parcours par zone 129
III.3.3.4.4. Indice de confort par zone 132
III.3.4. Conclusion sur les résultats 135
III.4. Conclusion du chapitre 3 136

CONCLUSION ET PERSPECTIVES 139

BIBLIOGRAPHIE 141

Liste des figures

Figure I.1 : Modes de commande en téléopération d'après 26
Figure I.2 : Diagramme fonctionnel des composantes du prototype NavChair 29
Figure I.3 : Le gant CyberGrasp..... 33
Figure I.4 : Le Rutgers Master II..... 33
Figure I.5 : Le LRP-Dextrouse Hand Master(DHM)..... 34
Figure I.6 : Le CyberForce..... 34
Figure I.7 : Le gant à retour d'effort SAFiRE..... 35
Figure I.8 : FREFLEX..... 35
Figure I.9 : Le Master Arm. 36
Figure I.10 : a) Le PHANToM Desktop, b) Le PHANToM Omni..... 37
Figure I.11 : Le HapticMASTER..... 37
Figure I.12 : a) Le Virtuose 6D35-45. b) Le Virtuose 3D15-25. c) Le Virtuose 6D40-40..... 38
Figure I.13 : a) Pantographe de l'université de McGill, b) PenCat/Pro, c) La souris Wingman Force Feedback, d) La Feel-it mouse. 39
Figure I.14: Impulse Stick® Force Feedback Joystick. 39
Figure I.15: Impulse Engine® Force Feedback Joystick. 40
Figure I.16: Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick 40
Figure I.17 : Magnetic Levitation Haptic Device 41
Figure I.18: a) Le Saitek Cyborg Evo Force Joystick, b) Logitech Attack 3 Joystick, c) Thrustmaster Force Feedback Joys, d) CH Product FORCE FX. 41
Figure I.19: a) SPIDAR-8, b) SPIDAR-G..... 42
Figure I.20: a) Virtual I.V, b) Hysteroscopy AccuTouch System..... 43
Figure I.21 : Simulateur de vol..... 43
Figure I.22 : Le manche à retour de force. 44
Figure I.23 : Modèle à trois niveaux de performance de l'opérateur humain. 48
Figure I.24 : Schéma fonctionnel du système homme-machine pour une tâche de compensation ou de poursuite..... 49
Figure I.25 : Le modèle OCM..... 51
Figure I.26 : Le diagramme de fonctionnement du fauteuil de BRIENZA dans un environnement totalement modélisé..... 53
Figure I.27 : Le fauteuil Luoson III..... 54
Figure I.28 : Le module SPAM placé sur un fauteuil manuel..... 55
Figure II.1 : Le robot VAHM1..... 59
Figure II.2 : a) Le robot VAHM2 ; b) Architecture du Bus DX 60
Figure II.3 : Positionnement des capteurs ultrasonores sur le VAHM2..... 60
Figure II.4 : Le robot VAHM3..... 61
Figure II.5 : Disposition des capteurs ultrasonores sur le robot VAHM3..... 61
Figure II.6 : Posture q du VAHM2 : $q = [x(t), y(t), \theta(t)]^T$ 62
Figure II.7 : Convention de signe pour l'angle de rotation d'une roue motrice..... 63
Figure II.8 : Posture du fauteuil par rapport à un repère fixe $(\Re_0)$..... 64
Figure II.9 : Variation de la posture du fauteuil entre deux instants d'échantillonnage. 65
Figure II.10 : Le centre de rotation du fauteuil. 67
Figure II.11 : Bloc diagramme du VAHM2 commandé par un joystick à retour d'effort. 68
Figure II.12 : Processus d'identification 71
Figure II.13 : Les courbes des entrées-sorties lors de l'identification. 71
Figure II.14 : Le modèle identifié. 72
Figure II.15 : Comparaison entre les réponses du système réel et celles du modèle. 73
Figure II.16 : Implémentation du modèle dans le simulateur. 74

Figure II.17 : Le schéma fonctionnel du système homme-fauteuil 75
Figure II.18 : Interprétation des axes du joystick 76
Figure II.19 : La détection des obstacles et la force de retour. 78
Figure II.20 : Représentation du fauteuil pour l'application de la méthode VFF 79
Figure II.21 : Les paramètres de définition de l'histogramme polaire 81
Figure II.22 : Représentation de l'histogramme polaire 82
Figure II.23 : Histogramme polaire (algorithme MVFH) 83
Figure II.24 : Interface graphique pour le choix des paramètres de la simulation. 85
Figure II.25 : La dernière version de l'environnement de simulation. 86
Figure II.26 : Titre de la fenêtre de l'environnement expérimental. 86
Figure II.27 : Boîte de dialogue de résumé des résultats 87
Figure II.28 : Boîte de dialogue du choix de poursuite des essais. 87
Figure II.29 : Interface graphique de traitement de données. 88
Figure II.30 : Diagramme des blocs SIMULINK du simulateur. 88
Figure II.31 : Le bloc de gestion des entrées-sorties sur le joystick. 89
Figure II.32 : Le contenu du bloc « Animation + Force Feedback ». 89
Figure II.33 : Schéma fonctionnel du simulateur. 90
Figure II.34 : Estimation d'un descripteur. 93
Figure II.36 : Fenêtre de rappel de la signification des descripteurs. 94
Figure II.37 : Fenêtre de choix de l'importance des descripteurs. 94
Figure II.38 : Fenêtre d'évaluation des descripteurs. 95
Figure III.1 : La configuration expérimentale 98
Figure III.2 : a) Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick, b) Logitech Wingman 3D Force Feedback 99
Figure III.3 : Exemples d'environnements proposés au cours des expérimentations. 100
Figure III.4 : Les différentes positions que peuvent prendre les roues motrices du fauteuil roulant électrique a) traction avant, b) traction hybride, c) traction arrière. 101
Figure III.5 : Trajectoire du centre du fauteuil. 103
Figure III.6 : La loi de Fisher- Snedecor ayant la probabilité 0.025 d'être dépassée. 106
Figure III.7 : Environnement expérimental n°1. 108
Figure III.8 : Moyennes des résultats sur les 7 utilisateurs. 109
Figure III.9 : Exemple de trajectoire (utilisateur n°2, série n°1, test n°2). 109
Figure III.10 : Les directions possibles pour un joystick à 3 positions par axe. 110
Figure III.11 : Moyennes des résultats sur les 4 utilisateurs. 111
Figure III.12 : Trajectoire du centre du fauteuil pour l'utilisateur n°2 dans le test n°3 sans retour de force et avec retour de force (VFH). 112
Figure III.13 : Environnement expérimental n°2. 113
Figure III.14 : Moyennes des résultats sur les 6 utilisateurs (traction avant). 114
Figure III.15 : Moyennes des résultats sur les 6 utilisateurs (traction arrière). 115
Figure III.16 : Environnement expérimental n°3. 117
Figure III.17 : Division de l'environnement n°3 en plusieurs zones. 118
Figure III.18: Moyennes des résultats pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (parcours global / traction arrière). 120
Figure III.19 : Moyennes des résultats pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (parcours global / traction avant) 121
Figure III.20 : Comparaison de 2 trajectoires typiques, l'une décrit par un fauteuil à traction avant et l'autre par un fauteuil à traction arrière (méthode MVFH). 122
Figure III.21 : Moyennes du nombre de collisions par zone (traction arrière) 124
Figure III.22 : Moyennes du nombre de collisions par zone (traction avant) 126
Figure III.23 : Moyennes des distances parcourues par zone (traction arrière) 127

Figure III.24 : Moyennes des distances parcourues par zone (traction avant) 129
Figure III.25 : Moyennes des temps de parcours par zone (traction arrière). 130
Figure III.26 : Moyennes des temps de parcours par zone (traction avant) 131
Figure III.27 : Moyennes des indices de confort par zone (traction arrière)..... 133
Figure III.28 : Moyennes des indices de confort par zone (traction avant)..... 134

INTRODUCTION

Un nombre important de personnes handicapés moteurs ne peuvent pas utiliser un fauteuil électrique standard ou le conduisent difficilement. Pour permettre à ces personnes de se déplacer d'une manière autonome des chercheurs se sont intéressés depuis plus de vingt ans à l'amélioration de l'interface homme-machine soit en filtrant les actions de l'utilisateur sur le joystick classique du fauteuil soit en implémentant de nouvelles interfaces de commande. Un autre axe de recherche a concerné le développement de fauteuils roulants électriques (FRE) « intelligents ». L'intelligence d'un fauteuil roulant réside dans sa capacité à percevoir l'environnement grâce à différents types de capteurs. De nombreux prototypes de fauteuils intelligents ont ainsi été développés dans les laboratoires de recherche. La plupart des technologies et méthodes de la robotique mobile ont été implémentées et testées sans que malheureusement cela n'aboutisse à de réels progrès pour l'utilisateur : seules des fonctionnalités de bas niveau (détection d'obstacles, suivi de lignes) sont actuellement commercialisées et donc accessibles à tout le monde.

On peut avancer trois explications à ce manque de transfert technologique dans le domaine des fauteuils intelligents. La première est d'ordre technique : le manque de fiabilité des solutions proposées du fait notamment de l'imperfection des capteurs utilisés pour la perception de l'environnement. En particulier dans un environnement non structuré, comme l'est a priori l'espace de vie d'une personne handicapée, une parfaite sécurité ne peut être assurée lors d'un déplacement automatique.

La deuxième raison est la difficulté d'appliquer une phase de conception/évaluation impliquant pleinement l'utilisateur final comme il est recommandé pour toute conception d'aide technique. Outre la contrainte de sécurité déjà évoquée, le problème pratique de duplication des prototypes rend complexe la phase d'évaluation. Une solution à ce problème serait de concevoir des simulateurs permettant de tester de nouvelles fonctionnalités de conduite automatiques ou semi-automatiques.

La troisième, et peut-être la raison majeure à la non commercialisation des fauteuils intelligents, est qu'il nous faut convaincre de l'utilité de ces nouvelles technologies les principaux acteurs concernés: les industriels, l'environnement médical, les proches de la personne handicapée et les utilisateurs potentiels eux-mêmes. Pour ces derniers il peut y avoir de surcroît un frein d'ordre psychologique du fait qu'ils vont perdre une partie du contrôle direct de leur mobilité au profit de la machine.

La problématique abordée dans ce mémoire consiste alors à proposer une fonctionnalité d'aide au pilotage qui contourne ces problèmes et de faire ainsi un premier pas vers le transfert technologique de fonctions de mobilité autonome plus complexes. Cette solution consiste à développer un mode de commande assisté par retour de force pour la conduite des fauteuils électriques intelligents. Ce mode de commande est basé sur l'utilisation d'un joystick à retour de force permettant d'assister la conduite de la personne handicapée sans lui imposer la direction ou la vitesse de déplacement du fauteuil.

Ce mémoire s'attache à la définition du mode de commande assisté et à prouver l'intérêt de l'utilisation d'un tel mode de commande. Pour cela on a conçu un simulateur qui permet de conduire des versions modélisées des fauteuils intelligents VAHM2 et VAHM3 à travers un environnement virtuel et de tester différents modes de commande.

Le premier chapitre présente une classification des fauteuils roulants intelligents, détaille les différents modes de commande en téléopération, présente une classification détaillée des interfaces haptiques et de leurs domaines d'applications et décrit les modèles de base de l'opérateur humain dans une tâche de pilotage. Nous clôturons le chapitre par une revue des quelques rares travaux évoqués dans la littérature concernant le retour d'effort pour la conduite de fauteuils électriques intelligents.

Le second chapitre est consacré à la conception du simulateur de conduite de fauteuil. Nous allons montrer l'intérêt de la simulation, s'intéresser à la modélisation du robot VAHM, puis aux différents algorithmes de calcul de retour de force utilisés dans nos expérimentations. Nous conclurons par une description fonctionnelle du simulateur.

Le dernier chapitre porte sur les résultats expérimentaux obtenus dans l'objectif de valider l'intérêt du mode de commande assisté. On présente tout d'abord les différents paramètres de la simulation et les critères de performance retenus pour évaluer une tâche de pilotage. Nous décrivons et discutons ensuite les résultats des tests réalisés sur plusieurs panels de personnes valides au laboratoire. Ces tests sont regroupés en deux phases, la première ayant pour but d'affiner la conception du simulateur et le choix des paramètres expérimentaux, la seconde visant à conclure sur les conditions dans lesquelles le retour d'effort peut améliorer effectivement les performances de pilotage d'un fauteuil électrique.

I. CHAPITRE 1 :

ETAT DE L'ART

I.1.Introduction

L'application des méthodes issues de la robotique mobile à des fauteuils roulants électriques ou manuels a donné naissance à un nouveau type de fauteuils dits « intelligents » (smart wheelchairs). Ces fauteuils sont dotés d'un dispositif de capteurs pour détecter leur environnement. D'après [FEHR00] presque la moitié des utilisateurs qui n'ont pas la capacité d'utiliser un fauteuil roulant ordinaire aimeraient bénéficier d'un fauteuil roulant possédant des fonctionnalités automatiques. Mais l'utilisation de ces méthodes pour une application touchant des personnes handicapées n'est pas évidente pour des raisons de sécurité mais également psychologiques (la personne perd une partie de la maîtrise du mouvement). Nous nous trouvons alors face à un problème d'optimisation d'un système coopératif humain-machine, ce qui suppose l'analyse du comportement de chacune des deux entités composant ce système ainsi que de l'interaction entre celles-ci.

Dans cet état de l'art nous allons nous intéresser tout d'abord à la classification des fauteuils roulants intelligents qui constituent la machine dans notre système coopératif. Nous aborderons ensuite l'interaction homme-machine en détaillant les différents modes de commande en téléopération. Le fauteuil intelligent peut en effet être considéré comme un robot téléopéré, à la différence près que l'opérateur se situe sur le robot et non à distance. Le troisième point est consacré aux interfaces haptiques qui constituent une forme d'interaction homme-machine encore peu usitée dans les applications concernant des personnes handicapés moteurs. Le point suivant va s'intéresser au troisième volet du système homme-machine, l'humain. Nous aborderons plus particulièrement sa modélisation dans une tâche de pilotage. Enfin nous conclurons ce chapitre en détaillant de façon plus spécifique les différentes tentatives similaires à la nôtre, visant à implémenter des interfaces à retour d'effort sur des fauteuils roulants pour personnes handicapées.

I.2.Les fauteuils roulants intelligents

I.2.1. Introduction

Les besoins en terme de mobilité des personnes handicapés moteurs peuvent être généralement satisfaits par l'utilisation des fauteuils roulants traditionnels, manuels ou électriques. Ils leur offrent une mobilité autonome et leur ouvrent des perspectives sur des plans professionnels et éducatifs favorisant ainsi leur sentiment d'indépendance. La mobilité réduite des personnes est en effet la principale cause de limitation de leur insertion sociale et/ou professionnelle et de leurs activités de la vie quotidienne. Ceci peut conduire à l'anxiété et à la dépression. Des études statistiques ont démontré que 31% des personnes à mobilité réduite sont fréquemment déprimées ou anxieuses, contre 4% chez les personnes sans mobilité réduite [IEZZ01].

L'utilisation des fauteuils roulants (manuels ou électriques) est donc très bénéfique pour les personnes à mobilité réduite. Malheureusement elle est parfois difficile ou impossible pour des personnes lourdement handicapées. Une étude statistique menée dans 200 cliniques au USA, a montré que [FEHR00]:

- 9 à 10% des personnes qui reçoivent des entraînements pour l'utilisation de fauteuils roulants électriques sont incapables de les utiliser pour des raisons de sécurité.
- interrogés plus spécifiquement sur les tâches de manœuvre, 40% des patients relatent des difficultés.

C'est la raison pour laquelle plusieurs groupes de recherche ont développé des fauteuils roulants «intelligents». Ils ont utilisé principalement les technologies développées dans le domaine de la robotique mobile. L' «intelligence» d'un fauteuil peut être définie comme la capacité de percevoir son environnement extérieur et d'en tirer des informations pertinentes dans l'objectif de réaliser des mouvements autonomes ou semi-autonomes : évitement d'obstacle, passage de porte, accostage, suivi automatique de parcours. Les fauteuils roulants intelligents ont vu le jour au début des années 1980, et continuent aujourd'hui à être l'objet d'attention des chercheurs.

I.2.2. Critères de classification des FRE intelligents

De nombreux prototypes de fauteuils intelligents ont été décrits dans la littérature. Nous pouvons les distinguer selon les critères suivants :

I.2.2.1. La structure mécanique

Les premiers prototypes de fauteuils intelligents sont des robots mobiles dotés d'une chaise, par exemple VAHM1 [BOUR93] et Mister Ed [CONN90]. Actuellement ils sont plutôt construits à partir de fauteuils roulants électriques commercialisés. Nous pouvons citer à titre d'exemple, les VAHM2 [BOUR01], et VAHM3 [MORE04], le NavChair [LEVI99] , l'OMNI [BORG98], le MAid [PRAS01], et le WAD [MALL02]. Plus rarement, il s'agit de modules qui peuvent être ajoutés aux fauteuils roulants standards. Certains modules peuvent être placés sur plusieurs marques de fauteuils. Nous pouvons citer par exemple : le SWCS [SIMP04], le SPAM [SIMP03], TinMan [MILL95], Siamo [MAZO01]. Ces systèmes peuvent rencontrer beaucoup de difficultés au moment de leur installation, et nécessitent souvent des modifications sur les fauteuils électriques d'origine. L'utilisation de ces modules est très bénéfique pour les enfants, puisqu'ils sont amenés à changer leurs fauteuils plusieurs fois à mesure qu'ils grandissent. Notons enfin que deux fauteuils intelligents ont été conçus à partir de fauteuils roulants manuels pour des personnes associant handicap moteur et handicap visuel : le CWA (Manuel) de l'Université de Singapore [BOYE02] et le SPAM [SIMP03].

I.2.2.2. Les interfaces de commande

Les fauteuils roulants intelligents utilisent une large gamme d'interface de commande. L'interface la plus classique est le joystick qui peut prendre de multiples formes (mini-joystick, joystick au menton…). La commande vocale est utilisée sur plusieurs projets, comme par exemple : NavChair, SENARIO [KATE98], TetraNauta [CAGI04], FRIEND [MART01]. Cette méthode a été choisie pour son coût abordable ainsi que pour la disponibilité des logiciels qui exécutent la reconnaissance vocale, tels que ViaVoice de IBM. Nous pouvons également détecter la direction du regard au travers de l'activité électro-oculographique (EOG) comme c'est le cas pour Wheelesely [YANC98] ou Siamo. Un système de vision peut être aussi utilisé pour détecter la position et l'orientation de la tête de la personne, par exemple : Intelligent Wheelchair System de l'Université d'Osaka [KUNO03], le Watson [MATS01].

I.2.2.3. Les Capteurs

Afin d'éviter d'éventuels obstacles ou de se localiser les fauteuils roulants ont besoin de capteurs de perception de l'environnement. Les plus fréquemment utilisés sont les télémètres à ultrasons : en mesurant le temps entre l'envoi de l'onde et la réception de son écho, nous pouvons calculer la distance qui sépare le capteur de l'obstacle. Ces capteurs rencontrent de nombreuses limitations, telles que :

- La largeur du faisceau qui rend impossible la détermination de la direction exacte de détection à l'intérieur du cône formant le champ d'émission du capteur. Cette caractéristique peut être considérée comme un avantage dans certains cas, comme l'évitement d'obstacles [KREU04].
- La diaphonie (crosstalk en anglais) : dans le cas d'une lecture rapide de données (durée courte entre deux émissions), un capteur peut percevoir l'écho d'une onde émise par un autre capteur. Des solutions ont été proposées pour résoudre ce problème, comme la méthode EERUF (Error Eliminating Rapid ultrasonic Firing) [BORE92].
- La sensibilité à la nature de la surface perçue qui intervient quand l'axe du capteur n'est pas perpendiculaire à la surface. Pour que la surface puisse être perçue, elle doit avoir une rugosité inférieure à 5% de la longueur d'onde [WALT87]. La surface est alors considérée comme spéculaire pour ce type d'onde.

Ce système est utilisé sur la plupart des fauteuils roulants intelligents existants, du fait principalement de son faible coût.

Il existe un autre type de capteurs très fréquemment utilisés pour la mesure de distances, ce sont les capteurs infrarouges. Ils rencontrent des difficultés face aux surfaces qui absorbent la lumière ou aux objets transparents et ont une portée moins grande que les capteurs ultrasonores. En revanche, ils ont une large application dans le domaine de la robotique mobile pour les raisons suivantes :

- Leur grande précision : un bon étalonnage permet d'atteindre une précision de l'ordre du centimètre.
- Leur faible consommation d'énergie : 25 mA seulement pour le modèle SHARP.
- Leur taux d'acquisition constant : quelque soit la distance mesurée le capteur fournit l'information toutes les 40 ms.

Pour leur permettre de détecter différents types d'obstacles, plusieurs fauteuils utilisent une combinaison de capteurs ultrasonores et infrarouges, par exemple le projet COACH [GELI93].

Nous pouvons améliorer la détection de l'environnement avec l'utilisation des capteurs laser « LRF » (Laser Range Finder). Ils peuvent atteindre une précision de l'ordre du millimètre et une résolution angulaire de 0.5°. Ils ont été employés dans plusieurs projets tels que Rolland [LANK01], MAid ou SENARIO. En revanche, ces capteurs restent chers, souvent encombrants, consomment beaucoup d'énergie et ne détectent pas tous les obstacles tels que les miroirs et les vitres. Ceci rend leur intégration sur des fauteuils roulants difficile.

Une autre application des faisceaux laser consiste à capter leur projection avec une caméra. Le traitement de cette image permet de calculer la distance entre le capteur et l'obstacle ainsi que la forme de ce dernier. Cette méthode est utilisée surtout pour l'identification de la forme du sol (bosses ou creux présents sur le chemin du fauteuil). Ce système est moins cher que le LRF mais il peut donner de fausses lectures avec des obstacles à surface lisse, brillante ou très foncée. Il a été utilisé pour identifier la nature du sol sur le fauteuil INTRO [SCHI98].

Les capteurs les plus prometteurs en ce moment sont les systèmes de vision. Les caméras deviennent de plus en plus petites et de moins en moins chères. Ces systèmes commencent à être utilisés sur les nouvelles générations de fauteuils roulants intelligents, pour la détection de l'environnement ou des balises définissant les trajectoires (Rolland, MAid), pour l'identification des commandes données par l'utilisateur (Watson, Siamo, …) ou pour les deux en même temps (Intelligent Wheelchair System de l'Université de Osaka [KUNO03]).

D'autres capteurs sont utilisés comme le GPS en extérieur ou les bumpers (capteurs de contact). Les limites d'un capteur peuvent être compensées par un autre. Ainsi le projet MAid utilise les capteurs ultrasons, infrarouges et laser, et sur le projet OMNI les ultrasons et l'infrarouge sont associés à des bumpers.

Aux capteurs extéroceptifs est généralement associé un système odométrique permettant d'évaluer la distance parcourue par le mobile. La précision est cependant souvent médiocre sur les fauteuils intelligents du fait de l'utilisation de pneus non-pleins.

I.2.2.4. La Commande

Il s'agit de l'ensemble des méthodologies et de leur organisation permettant d'atteindre un certain objectif de mobilité. Les équipes de recherche ont testé plusieurs approches pour implémenter leurs algorithmes de commande sur les fauteuils intelligents. L'Université de

Plymouth et la « Chinese University of Hong Kong » ont utilisé un réseau de neurones pour la lecture des capteurs et l'envoi des commandes. Sur le NavChair, on a développé des algorithmes spécifiques, VFH et MVFH, pour traiter les différentes lectures des capteurs ultrasons et le calcul de la commande en fonction des consignes de l'utilisateur. D'autres projets ont recours aux modèles probabilistes [BONC05], à la logique floue [LUO99] ou à l'intelligence artificielle [GOMI98].

Plusieurs fauteuils électriques intelligents utilisent des architectures de commande basées sur le concept comportemental. Les divers comportements primitifs, c'est à dire ceux qui imposent une relation directe entre les données capteurs et les actions moteur, sont combinés pour produire d'autres comportements plus sophistiqués. Leur choix est réalisé grâce à une structure de type «subsumption » (TAO, Mister Ed,…). D'autres projets utilisent des architectures hiérarchiques comme l'OMNI et le Rolland, ou encore une structure multi-agents (VAHM3).

I.2.2.5. Les modes opératoires

Quelques fauteuils roulants électriques intelligents fonctionnent comme des robots autonomes (TetraNauta, le fauteuil de l'Université de Kanazawa) ; dans ce cas l'utilisateur donne au fauteuil un but qui peut être un emplacement géographique (la cuisine) ou un objectif (aller téléphoner) ; le fauteuil réalise cette demande sans autre intervention humaine. Cette manière de commander les fauteuils rencontre des difficultés sur le plan technique pour garantir la fiabilité et la sécurité. En plus de ces problèmes, les personnes handicapées ont souvent du mal à accepter une conduite par un fauteuil roulant entièrement automatique.

D'autres fauteuils intelligents partagent la commande avec l'utilisateur. Ils s'occupent entièrement de quelques fonctions primitives comme l'évitement d'obstacles, et lui laissent d'autres tâches comme le choix des directions. Parmi ces fauteuils, nous pouvons citer le NavChair et le TinMan.

Un dernier groupe de fauteuils est celui qui offre à la fois la navigation autonome et semi-autonome: VAHM, SENARIO et SmartChair.

Pour la conduite semi-autonome le fauteuil offre quelques modes opératoires élémentaires ; le choix de ces modes peut être automatique ou manuel. A titre d'exemple, le VAHM offre cinq fonctions : (1) suivi de mur ; (2) suivi de trajectoires ; (3) suivi de direction ; (4) évitement d'obstacles ; (5) back tracking. Le TinMan laisse l'opérateur choisir le mode opératoire le plus adapté au parcours, par contre un fauteuil comme le NavChair utilise un algorithme de

sélection du mode opératoire. Parmi les modes opératoires décrits dans la littérature nous pouvons citer :

- Navigation automatique,
- Evitement d'obstacles,
- Suivi de mur,
- Passage de porte,
- Rapprochement (le fauteuil permet de se rapprocher étroitement d'un élément, une table par exemple),
- Refaire une trajectoire déjà mémorisée,
- Revenir sur ses pas,
- Suivi de cible,
- Suivi de ligne,
- Tourner sur place,
- Arrêter et revenir (quand il touche un obstacle il s'arrête et revient sur ses pas),
- Suivi de direction.

I.2.2.6. Les balises et les cartes internes de l'environnement

Les fauteuils roulants qui utilisent la navigation automatique disposent en général d'une carte interne de l'environnement ; cette carte peut encoder les distances dans l'environnement ou se limiter à donner des relations entre la position actuelle du fauteuil et quelques objets autour. Certains fauteuils ne sont pas équipés de carte interne et utilisent donc des balises placées dans l'environnement (Computer Controlled Power Wheelchair Navigation System « CCPWNS » [YODE96]). Quelques fauteuils comme le TAO utilisent des systèmes de vision pour identifier des balises naturelles (lignes verticales, couleur du sol, …).

I.2.3. Liste des fauteuils intelligents

Le Tableau I.1 ci-dessous propose une liste des principaux projets de fauteuils roulants intelligents décrits dans la littérature.

FRE intelligent	Date de publication	Description
Automated Guided wheelchair, NEC cooperation , Japan	1992 [WAKA92]	Il est guidé automatiquement grâce à des marqueurs magnétiques placés sur le sol. Il utilise des capteurs infrarouges pour la détection des obstacles.
Autonomous Wheelchair, Arizona state university,	1986 [MADA86]	C'est un fauteuil à navigation autonome. Il est doté de capteurs ultrasons qui lui permettent de naviguer dans des environnements encombrés. Pour la

USA		navigation, il utilise un langage topologique simple. Il peut transporter la personne en ayant pour seule information le numéro de la chambre de destination ; il utilise une caméra pour l'identification des balises définissant la trajectoire.
CHARHM CDTA, Algérie	1996 [OUIG96]	C'est un fauteuil à navigation automatique dans un environnement structuré. Il se base sur une carte interne et un système de détection d'obstacles par vision.
COACH, CEA, France	1993 [GELI93]	Un fauteuil roulant intelligent conçu pour la navigation dans des environnements dynamiques. Il est équipé de capteurs infrarouges et ultrasonores.
Krovoi and Wellman GRASP Laboratory, University of Pennsylvania, USA	1994 [KROV94]	C'est un fauteuil hybride qui est équipé de deux pieds en plus des quatre roues ordinaires. Les pieds permettent au fauteuil de monter les escaliers et de se déplacer sur des terrains difficiles.
Rhombus MIT, USA	1997 [MASC97]	Rhombus (Reconfigurable Holonomic Omnidirectional Mobile Bed with Unified Seating) est un fauteuil roulant intelligent qui utilise un pilotage omnidirectionnel.
FRIEND, University of Bremen, Allemagne	2001 [MART01]	C'est un fauteuil roulant électrique équipé d'un bras de robot à six degrés de liberté. Le fauteuil et son bras sont commandés par un ordinateur placé à bord. Un écran plat et un système de reconnaissance vocale (ViaVoice de IBM) sont utilisés comme interface pour l'utilisateur. La détection des obstacles lors de la navigation se fait à l'aide d'un système de stéréo vision. Le bras manipulateur peut être commandé vocalement, ou en désignant un objet capté par la caméra. C'est ainsi qu'il va effectuer la prise automatique de cet objet.
Argyro's Wheelchair, Institute of Computer Science, Crête, Grèce	2002 [ARGY02]	Il est conçu à partir d'un fauteuil MEYRA. Il permet l'évitement d'obstacles. Il est équipé de capteurs ultrasons et d'une caméra omnidirectionnelle. Cette dernière peut être utilisée pour la poursuite d'une cible.
Collaborative Wheelchair Assistant (fauteuil manuel), National University of Singapore, Singapore.	2002 [BOYE02]	Un fauteuil roulant manuel équipé d'une motorisation et d'un ordinateur de bord. Il suit des trajectoires prédéfinies grâce à un plan interne, l'utilisateur a la possibilité de changer cette trajectoire ou d'arrêter le fauteuil à n'importe quel moment. C'est lui aussi qui commande la vitesse de déplacement.
CWA (électrique), National University of Singapore, Singapore.	2002 [BOYE02]	Il s'agit pratiquement des mêmes techniques que celles utilisées sur le premier fauteuil (manuel) mais cette fois sur un fauteuil électrique.
HaWCos, University of Siegen, Allemagne	2002 [FELZ02]	HaWCos (Hands-Free Wheelchair Control System) est un système qui permet à l'utilisateur de commander son fauteuil sans utiliser ses mains. Il utilise les contractions musculaires comme entrées du système.
CCPWNS, University of Notre Dame, U.S.A	1994-2000 [YODE96]	L'utilisateur peut reproduire automatiquement les trajectoires apprises par le fauteuil lors d'une conduite manuelle. Il utilise l'audiométrie et la vision pour l'identification des balises dans l'environnement, et des capteurs ultrasons pour éviter de nouveaux obstacles.
Hephaestus, TRAC Labs, U.S.A	1999 – 2002 [SIMP99a], [SIMP02], [SIMP99b]	Il réalise l'évitement d'obstacles. Il est compatible avec plusieurs gammes de fauteuils roulants électriques et n'exige aucune modification de fauteuil roulant électrique standard.
INCH, Yale University, U.S.A	1989 [RAO89]	Parmi les premières tentatives utilisant un robot en guise de fauteuil roulant. Il a un système d'évitement d'obstacles basé sur des capteurs à ultrasons.
INRO, FH Ravensburg-Weingarten, Allemagne	1998 [SCHI98]	Il permet la navigation automatique dans des environnements différents (extérieur + intérieur). Il assure l'évitement d'obstacles, d'un trou ou d'escaliers. Il a des fonctionnalités telles que la conduite en convoi ou le fait de prévenir le personnel médical en cas d'urgence. Il utilise plusieurs capteurs, ultrasons, lasers et GPS.

Intelligent Wheelchair System, Osaka University, Japon	1998 – 2003 [ADAC98], [KUNO03]	Il possède deux caméras, l'une placée face à l'utilisateur et l'autre vers l'avant. L'utilisateur commande le système avec des gestes de la tête, qui sont filmés par la caméra située en face de lui, puis ils sont interprétés par le système. La deuxième caméra est utilisée pour la commande du fauteuil quand l'utilisateur n'est pas dessus. Il utilise la commande partagée pour pouvoir introduire l'évitement d'obstacles. L'exécution des commandes données par l'utilisateur varie en fonction de l'entourage du fauteuil. Une carte interne de l'environnement est utilisée dans un premier temps pour adapter la navigation. De plus, il utilise des capteurs ultrasons pour la détection des obstacles imprévus. Il permet la poursuite des cibles. Lorsque l'utilisateur regarde vers l'avant pendant un court moment, la deuxième caméra identifie le chemin et le fauteuil le suit. Cette caméra contribue aussi à l'évitement des obstacles. Elle identifie le champ de vision de l'utilisateur et dévie le fauteuil pour l'évitement d'obstacles. La nouvelle version de ce fauteuil utilise des capteurs infrarouges à la place des capteurs à ultrasons, ce qui permet d'exécuter la tâche de poursuite des personnes. Le fauteuil utilise plusieurs modes opératoires (suivi de mur, évitement d'obstacles…) et peut passer automatiquement d'un mode à l'autre.
Intelligent Wheelchair, University of Texas at Austin, U.S.A	1998 [WILL98a]	Il est utilisé comme une plate forme d'essai pour des recherches dans le domaine de la représentation et du raisonnement spatial. Il se base sur la reconnaissance de l'environnement par la vision et utilise les commandes automatique et semi-automatique. Il est considéré comme un agent d'assistance par rapport à son utilisateur.
Luoson III, National Chung Cheng University, Taiwan	1999 – 2003 [REN99]	Il est équipé d'un joystick à retour d'effort, d'une caméra vidéo, d'une ceinture de capteurs ultrasonores et d'un gyroscope. Il a trois modes opératoires : direct, assisté et automatique. Dans le mode automatique l'opérateur donne des commandes de haut niveau.
MAid RIAKP, Germany	1998 – 2003 [KLUG02], [RENT03]	MAid (Mobility Aid for Elderly and Disabled People) a deux modes opératoires : la navigation dans des environnements encombrés « Narrow-Area Navigation (NAN)», et la navigation dans des environnements libres « Wide-Area Navigation (WAN)». Dans la NAN, le système connaît son orientation et son point de départ et il navigue dans le but d'arriver à la position et l'orientation finale. En mode WAN, le fauteuil se déplace pour arriver à un but, mais en même temps, il identifie et évite des obstacles dynamiques. La dernière version de ce fauteuil permet de suivre des objets mobiles.
MICA Wheelchair, Lulea University of Technology Lulea, Suède	2006 [RONN05], [RONN06]	Mobile Internet Connected Assistant (MICA) est conçu à partir d'un fauteuil électrique fabriqué par Boden Rehab AB. Il utilise une traction avant et peut être conduit manuellement à partir d'un joystick ou automatiquement à partir d'un ordinateur placé à bord. Il a des encodeurs incrémentaux sur les roues avant. L'ordinateur placé sur le fauteuil peut être connecté à Internet en utilisant une connexion WIFI. Une application a été développée pour permettre la commande du fauteuil à distance et l'accès aux données des capteurs. Il peut effectuer la navigation « Narrow-Area Navigation (NAN)» et « Wide-Area Navigation (WAN)» et il a un système d'évitement d'obstacles. Il peut être commandé aussi par les mouvements de la tête grâce à un casque placé sur le fauteuil. Ce fauteuil est utilisé comme une plate forme d'expérience pour plusieurs travaux de recherche.
Mister Ed IBM, U.S.A	1990 [CONN90]	C'est une base de robot équipée d'un fauteuil. L'architecture de commande est

		comportementale. Pour accomplir n'importe quelle tâche, il utilise successivement trois comportements : passage de porte, suivi de mur puis poursuite de cible.
Mr. HURI, Yonsei University, Korea	2002 – 2003 [MOON02], [MOON03]	Il utilise la vision pour l'identification des expressions faciales de l'utilisateur ; il considère ces gestes comme des commandes. Il peut également recevoir les commandes à partir de capteurs placés sur le cou ou à partir de la voix. Des capteurs à ultrasons sont utilisés pour l'évitement d'obstacles.
NavChair, University Of Michigan, U.S.A	1993 – 2002 [BELL94a], [BELL93], [LEVI99], [SIMP97], [SIMP02a]	Le projet a permis de développer des composantes fonctionnelles, telles que les algorithmes d'évitement d'obstacles à partir de données télémétriques issues de capteurs à ultrasons (VFF, VFH, MVFH,…). Il peut basculer automatiquement entre trois fonctions de base : évitement d'obstacles, suivi de mur et passage de portes. Chaque fonction utilise un algorithme différent. Le choix de la fonction utilisée se base sur des données télémétriques instantanées, la localisation par odomètre et une carte de l'environnement. Il utilise la commande partagée, et réduit donc les efforts physiques et cognitifs de l'utilisateur.
NLPR Robotized Wheelchair, Chinese Academy of Sciences, Chine	2000 [ZHAO00], [LI00]	Il utilise la vision pour l'identification de balises nécessaires à sa localisation. Il offre plusieurs modes opératoires tels que: suivi de mur, évitement d'obstacles et navigation automatique.
DREAM-3, Tottori University, Japon	2004 [MASA04]	Il est conçu a partir d'un fauteuil NEO-2. Il a quatre actions fondamentales : suivi de mur gauche, suivi de mur droit, tourner à gauche, tourner à droite et conduire tout droit.
OMNI, University at Hagen, Allemagne.	1995 – 1999 [BROG98], [HOYE99], [SABA95]	C'est un fauteuil dont la principale caractéristique est l'omnidirectionnalité. Il est équipé de roues particulières appelées « mecanuum » et d'un ensemble de roulettes à roulement libre orientées à 45° et fixées sur le pourtour des roues. Il utilise des capteurs à ultrasons et infrarouges pour l'évitement d'obstacles. Il reçoit les commandes à partir d'un joystick 3D. Son architecture repose sur une structure hiérarchique composée d'un ensemble de modules activés par l'utilisateur à l'aide d'une interface textuelle ou iconique. Selon ses capacités physiques, l'utilisateur va choisir la fonction qu'il juge la plus propice au contexte (planification de trajectoire, évitement d'obstacles, retour sur ses pas…).
Orpheus National Technical University of Athens, Grèce	1996 – 2002 [SGOU02], [NIKI96]	Ce fauteuil a été conçu sur la base d'un fauteuil roulant électrique MEYRA. Il est équipé de 15 capteurs à ultrasons utilisés pour l'évitement d'obstacles et la détection de l'état du sol (escaliers, trous, …). Il a quatre actions fondamentales : marche avant, marche arrière, tourner à gauche et tourner à droite. Quatre fonctionnalités sont implémentées : évitement d'obstacles, positionnement dans une carte, suivi de trajectoire. Il a la possibilité de reconnaître un environnement déjà vu même si cet environnement a subi quelques changements.
Victoria, Aachen University, Allemagne	2004 [BLEY04]	Il est équipé de deux ordinateurs, d'un écran tactile, d'une caméra et d'un manipulateur. Il peut supporter la commande manuelle, la commande supervisée et la commande automatique. Une image stéréo est représentée sur l'écran et l'utilisateur peut ainsi sélectionner un objet qui sera pris par le manipulateur. Il peut faire aussi de la reconnaissance faciale, basée sur la méthode « ACTION UNITS » qui permet l'interprétation des impressions du visage.
Phaeton Northeastern University, U.S.A	1998 [CRIS98]	L'utilisateur commande le fauteuil à travers une interface « déictique » : il choisit des objets sur une scène vidéo que le fauteuil utilisera comme cible.
RobChair, University of	1997 – 2002 [PIRE97],	Il est équipé de cinq roues : deux libres à l'avant, deux motorisées à l'arrière,

Coimbra, Portugal	[PIRE98], [PIRE02].	et une libre placée plus à l'arrière, utilisée pour augmenter la stabilité du véhicule. Il peut être commandé par la voix, un clavier ou un joystick. Il est équipé de 12 capteurs infrarouges, quatre capteurs à ultrasons et un bumper tactile. L'utilisateur passe manuellement d'une fonction à une autre (évitement d'obstacles, suivi de mur, …).
Robotic Wheelchair FORTH, Grèce	1996 – 2002 [ARGY02], [TRAH97]	Il utilise une caméra panoramique pour la détection de son environnement. Il possède deux modes opératoires : évitement d'obstacles et suivi de personne.
Rolland University of Bremen, Allemagne	1997 – 2006 [LANK02], [LANK01], [HUEB06], [MAND05]	Il existe trois versions de ce fauteuil, Rolland I, Rolland II et Rolland III. Il a été utilisé par plusieurs équipes de recherche pour étudier différentes méthodes et applications de fauteuils roulants intelligents. Il est équipé de 27 capteurs à ultrasons et d'un capteur laser à balayage, des capteurs infrarouges et des bumpers. Il utilise aussi une carte interne pour la localisation et l'évitement d'obstacles. Plusieurs méthodes de navigation ont été testées sur ce fauteuil comme la navigation automatique en utilisant des balises (reconnaissance de trajectoire) ou les réseaux de neurones (apprentissage en ligne). Il utilise plusieurs modes opératoires comme le suivi de mur, le passage de porte (pour la première version) et le demi-tour sur place, le suivi de mur et le retour sur ses pas (pour la deuxième version) avec un changement automatique de mode opératoire. Il utilise aussi la commande partagée. La dernière version du fauteuil est équipée de deux capteurs laser à balayage LRF (Siemens LS4) ; elle est aussi équipée d'un encodeur odométrique et d'un système de caméra omnidirectionnel. Il peut donc détecter avec précision les caractéristiques de l'environnement.
SENARIO TIDE, Grèce	1995 – 1998 [BEAT95], [KATE98]	Il effectue la navigation en commande partagée (évitement d'obstacles) et la navigation automatique en utilisant une carte interne. Les réseaux de neurones sont utilisés pour la localisation. Son architecture de commande est de type distribuée.
Siamo, University of Alcala, Espagne	1999 – 2003 [BERG99], [BARE03]	SIAMO (acronyme espagnol pour Système Intégral d'Assistance à la Mobilité). Il a été utilisé pour tester plusieurs interfaces de commande (voix, gestes de la face/tête, EOG). Il permet l'évitement d'obstacles. Pour la perception de l'environnement il utilise des capteurs à ultrasons, des capteurs infrarouges, des capteurs laser et une caméra pour l'identification des balises, et pour l'interprétation des commandes de l'utilisateur. Il utilise une architecture de commande modulaire. Il peut communiquer via wifi avec les appareils existants dans son environnement.
SIRIUS, University of Seville, Espagne	2001 – 2002 [BALC02], [DELR01]	C'est un fauteuil qui peut être conduit manuellement et automatiquement. L'interface de commande principale est un clavier à 16 touches. Huit sont utilisées pour les différentes directions, une pour l'arrêt du fauteuil, une autre pour refaire des trajectoires déjà effectuées.
Smart Alec Stanford University, U.S.A	1980 [JAFF90]	C'est un projet effectué par des étudiants de l'université de Stanford, il est équipé de capteurs ultrasons utilisés pour détecter la position de la tête de l'utilisateur. Ce dernier peut choisir parmi plusieurs modes opératoires : évitement d'obstacles, poursuite de cible et suivi de murs.
Smart Wheelchair, CALL Center, UK	1996 – 2002 [NISB96], [NISB02], [NISB95]	Le fauteuil CALL (Communication Aids for Language and Learning) Center est conçu pour les enfants ayant des difficultés pour conduire un fauteuil standard. Il utilise un algorithme de suivi de ligne pour se déplacer d'une chambre à une autre, il est équipé d'un bumper qui lui permet de détecter les collisions. Dans le cas où il y aurait une collision il s'arrête et il revient sur ses pas.
Smart Wheelchair, Chinese	2002 [CHOW02],	Il utilise les réseaux de neurones pour traiter les données des capteurs à

University Of Hong Kong, Chine	[LAW02]	ultrasons, pour la commande des actions ou pour effectuer des trajets déjà appris.
Smart Wheelchair, Kanazawa University, Japon	2000 [SEKI00]	Il détermine sa position via un système basé sur des capteurs à ultrasons. Il utilise ensuite ces informations pour planifier une navigation automatique. Ce prototype ne fait pas l'évitement d'obstacles.
Smart Wheelchair, Toyohashi University, Japon	2001 [KITA01]	C'est un fauteuil omnidirectionnel qui utilise un joystick à retour d'effort pour prévenir l'utilisateur de la présence des obstacles sur son chemin.
Smart Wheelchair, University of Ancona, Italie	1998 – 2000 [FIOR98], [FIOR00]	Il s'arrête quand il détecte un obstacle devant lui, ou quand un obstacle dynamique se dirige vers lui.
Smart Wheelchair, University of Plymouth, UK	1998 [BUGM98]	Il utilise les réseaux de neurones pour tracer les trajectoires autonomes. Un système de vision est utilisé pour la localisation.
Smart Wheelchair, University of Portsmouth, UK	1994 – 2000 [SAND95], [STOT00]	Il est basé sur les informations issues des capteurs à ultrasons. Il a démontré sa capacité à passer les portes sans difficulté.
SmartChair, University of Pennsylvania, U.S.A	2002 – 2003 [PARI03]	Il propose plusieurs modes opératoires, parmi eux: le mode « aller à la cible » qui utilise une interface déictique, la navigation dans un couloir, le passage des portes, l'évitement d'obstacles et le demi-tour. Un système de vision et des capteurs laser sont utilisés pour la détection de l'environnement.
SPAM, University of Pittsburgh, Pittsburgh, U.S.A,	2003 – 2005 [FRIS04], [SIMP03], [SIMP04a]	SPAM (Smart Power Assistance Module) est un module qui se rajoute à un fauteuil manuel pour personnes aveugles. Plusieurs types de capteurs peuvent être utilisés comme les ultrasons et les infrarouges. Il a aussi un capteur de couple pour mesurer la force manuelle appliquée sur la roue. Le système permet de rajouter un couple pour assister la conduite du fauteuil et donc éviter le risque de collisions et de fatigue de la personne. L'utilisateur reçoit un retour haptique au niveau des roues, ce qui lui permet d'avoir une représentation de l'environnement proche.
SWCS, University of Pittsburgh, CMU, U.S.A	2003 – 2004 [DING03], [LOPR03], [SIMP04].	Le "Smart Wheelchair Component System" SWCS est un module qui peut être installé sur plusieurs types de fauteuils roulants électriques standards. Il peut supporter des capteurs ultrasons, infrarouges ou des bumpers. Le logiciel de navigation est lancé à partir d'un ordinateur placé à bord ; ce dernier peut être interfacé avec un joystick ou d'autres organes de commande. Le système peut être placé sur des fauteuils à traction arrière, traction avant et traction hybride et sur trois types de circuits de commande : MKIVA, Penny & Giles et Curtis.
TAO Applied AI Systems, Inc., Canada	1996 – 1998 [GOMI98], [GOMI96]	L'architecture utilisée dans ce projet est basée sur le concept comportemental. Les divers comportements ne sont pas définis en terme de primitives mais de relations directes entre informations capteurs et actions sur les moteurs. Ainsi de nombreux comportements sont définis dont le choix est réalisé grâce à une structure de type « subsumption ». La présence d'un ensemble d'informations va inhiber l'état actuel pour imposer sa propre commande. La structure globale de la prise de décision est un ensemble hiérarchique d'inhibiteurs. Il est équipé d'une caméra permettant l'identification des balises. Les interfaces de commande utilisées sont : un microphone, un joystick et un clavier.
TetraNauta, University of Seville, Espagne	1998 – 2004 [CAGI02] [ABAS99]	C'est un système qui peut être placé sur des fauteuils roulants électriques standards. Il permet la navigation automatique en suivant des trajectoires marquées par des balises (visuelles ou radios) ; il n'a pas d'outils d'évitement d'obstacles, et il utilise une carte interne de l'environnement.
TinMan KIPR, U.S.A	1994 – 1999 [MILL96], [MILL99]	C'est une série de prototypes de fauteuils roulants intelligents basés sur des fauteuils roulants électriques standards. TinMan peut automatiser une partie de la navigation, notamment les tâches qui paraissent impossibles pour certaines

		personnes à mobilité réduite. En particulier, il peut retrouver son chemin automatiquement pour passer des couloirs ou des portes. Une des particularités de ce fauteuil est son faible coût. La première version de ce fauteuil utilise un joystick mécanique, alors que la dernière version a éliminé ce joystick et l'a remplacé par un joystick électronique.
VAHM, Université de Metz, France	1992 – 2006 [BOUR98a], [BOUR98b], [BOUR94], [BOUR01], [BOUR93], [BOUR96], [HABE97], [MORE04], [PRUS92].	Ce projet a évolué d'une structure hiérarchique [BOUR01], [PINO98] vers une structure comportementale multi-agents [PRUS02a], [PRUS02b] dans sa dernière version. Le concept de base consiste à considérer le couple homme-fauteuil comme une seule entité et de faire partager les diverses fonctions du mouvement entre l'homme et le fauteuil selon les capacités de chacun. Il existe 3 versions du VAHM qui sont basées sur des fauteuils roulants électriques standards de différentes configurations. L'architecture de la troisième version VAHM3 est du type « basée sur les comportements » composée d'un ensemble de fonctions primitives (suivi de mur, évitement d'obstacles, suivi de direction, suivi d'espace libre…). Chaque fonction est traitée en parallèle et génère à tout moment les commandes de vitesse angulaire et linéaire. La commande réellement appliquée aux moteurs est le résultat d'une prise de décision par le système, au moyen d'un raisonnement à partir de cas en fonction de l'état instantané du système, du contexte local et d'informations introduites dans la machine par l'utilisateur ou par une tierce personne. L'utilisateur est maître de la planification du déplacement global selon ses envies, ses émotions, ses besoins, ses connaissances des lieux. Il ne définit qu'une direction instantanée. Le fauteuil adapte la demande de l'utilisateur au contexte local et aux capacités mécaniques du fauteuil. Il est équipé d'une ceinture de capteurs ultrasons et d'un système d'odométrie.
Voice-cum-Auto Steer Wheelchair, CEERI, Inde	1999 – 2000 [CHAU00], [SING99]	Le fauteuil utilise la commande vocale et permet les navigations automatique et semi-automatique. Il utilise une carte interne de l'environnement et des capteurs infrarouges pour l'évitement d'obstacles.
Le projet WAD, C.N.R.S., Marseille, France	2002 [MALL02]	Le fauteuil WAD (Wheelchair Attractor Dynamics) est installé sur un fauteuil roulant électrique modèle CRUISER de chez INVACARE. Ce fauteuil permet les navigations en mode manuel et automatique. Il utilise des capteurs de proximité infrarouges (information extéroceptive) et des codeurs incrémentaux (information proprioceptive) pour renseigner sur l'environnement. Le pilote peut basculer du mode automatique au manuel ou inversement à tout moment.
Waston NAIST, Japon	2001 – 2003 [ADAC03], [MATS01]	Il utilise un système de vision pour interpréter le regard de l'utilisateur. Des capteurs laser sont utilisés pour la détection de l'environnement.
Wheelesely MIT, U.S.A	1995 – 2002 [YANC98], [YANC02]	Il utilise une caméra, des télémètres ultrasonores et des capteurs infrarouges pour la détection des obstacles. Ceci permet à l'utilisateur de naviguer en sécurité à l'extérieur. Il peut basculer automatiquement entre le mode de navigation à l'extérieur et à l'intérieur. Il a été employé pour tester la navigation commandée par les signaux EOG (électro-occulogramme).
TAO Aicle, AIST, Japon	2006 [OSAM06]	C'est un fauteuil conçu à partir d'une base TAO. Il est équipé de capteurs laser et il est positionné en utilisant le GPS. Il a une boussole et un système d'identification de fréquence radio (RFID). L'interface de commande est installée sur un PDA placé sur le fauteuil.
The Walking Wheelchair, University of Castilla-La Mancha, Espagne	2006 [MORA06]	C'est un fauteuil équipé de quatre pieds en plus des quatre roues ; les roues sont placées au bout des pieds. Cette forme lui permet de monter facilement les escaliers. Le projet est fondé principalement sur la construction mécanique du système.

Tableau I.1 : Les fauteuils roulants électriques intelligents décrits dans la littérature

I.2.4. Conclusion

Malgré le grand nombre de recherches effectuées sur les fauteuils roulants électriques, très peu de prototypes sont commercialisés et donc accessibles à tous, et ceci uniquement pour des fonctionnalités simples (détection d'obstacles, suivi de lignes): Smart Wheelchair et Smart Box, commercialisés par Rehab, Ltd, et TAO commercialisé par Applied systems, Inc. Plusieurs explications peuvent être invoquées. La première raison est sans doute technique : la fiabilité des solutions proposées, du fait en particulier des imperfections des capteurs d'environnement, n'est pas toujours suffisante pour une utilisation hors laboratoire. En particulier dans un environnement non-structuré comme l'est a priori l'espace de vie d'une personne handicapée, une parfaite sécurité ne peut être garantie lors d'un déplacement automatique qu'en faisant appel à une étroite coopération entre l'opérateur humain et la machine. Une seconde raison est sans doute la difficulté d'appliquer dans le cas particulier des fauteuils intelligents une procédure de conception/évaluation impliquant pleinement l'utilisateur final, tel qu'il est recommandé pour toute conception d'aide technique. Les problèmes de sécurité déjà évoqués ci-dessus, mais aussi des problèmes pratiques comme la difficulté de dupliquer les prototypes, rendent en effet complexes les phases d'évaluation. Une solution partielle serait de concevoir des simulateurs de conduite en fauteuils électriques sur lesquels on testerait les nouvelles fonctionnalités de pilotage automatique ou semi-automatique. Une troisième raison à la non-diffusion commerciale des fauteuils « intelligents », peut-être la plus importante, est la difficulté de convaincre de leur utilité les industriels, l'environnement médical des utilisateurs, voire les utilisateurs potentiels eux-mêmes. Si ces derniers sont déjà pilotes de fauteuils électriques, il s'agit en particulier de démontrer l'apport réel d'une fonctionnalité de mouvement automatique par rapport à un contrôle manuel classique. Cet apport est fonction des performances de pilotage de la personne et du type d'environnement d'évolution du fauteuil.

I.3. Modes de commande en téléopération

I.3.1. Introduction

Depuis l'époque où l'homme a su faire des machines, il a cherché à automatiser le travail. Au début du vingtième siècle nous avons connu une avancée spectaculaire dans ce domaine. Il y eut ensuite l'apparition des robots, mais jusqu'à aujourd'hui l'homme n'a pas pu être exclu complètement du système automatisé. Plutôt qu'à des robots autonomes, « robots de

substitution », nous sommes confrontés à des systèmes coopératifs incluant l'opérateur humain et la machine, et nous parlons alors de « robots de coopération ». De ce fait, de nombreux travaux se sont intéressés à l'étude des capacités et du comportement respectif de l'opérateur humain et de la machine. La conception d'un système coopératif nécessite également l'analyse des interactions entre ces deux entités. Plusieurs modes de commande peuvent être utilisés dans cette interaction selon le niveau d'automatisation du système.

I.3.2. Téléopération assistée par ordinateur

La téléopération maître-esclave est utilisée dans plusieurs domaines dans lesquels les robots complètement autonomes ne peuvent pas accomplir la tâche. Elle est souvent utilisée pour effectuer des tâches dans des milieux hostiles : espace, milieux sous-marins, zones contaminées par des produits radioactifs, … Un ou plusieurs opérateurs humains manipulent, commandent ou observent un télémanipulateur dans un milieu hostile. Un télémanipulateur est une machine qui prolonge les sensations et/ou les capacités de manipulation de l'homme. Il possède obligatoirement des capteurs de l'environnement, des actionneurs et un canal d'information entre lui et l'opérateur humain [SHER92].

Le premier télémanipulateur a été conçu par Goertz en 1947. Il utilise deux bras symétriques, l'un (esclave) dans la zone dangereuse et l'autre (maître) dans une zone accessible. Le mouvement d'une articulation côté maître entraîne le même mouvement coté esclave. L'introduction de la motorisation des articulations en 1954 a constitué une aide pour l'opérateur humain et a autorisé une distance quelconque entre la partie maître et la partie esclave. Ces systèmes ont évolué au début des années 80 pour intégrer des ordinateurs dans leur boucle de commande.

I.3.3. Les modes de commande

Dans un système intégrant un opérateur humain, un robot, et un calculateur, plusieurs modes de commande peuvent se présenter [SHER92], [YOKO93]. Ces modes sont représentés sur la Figure I.1.par degré croissant d'automatisation.

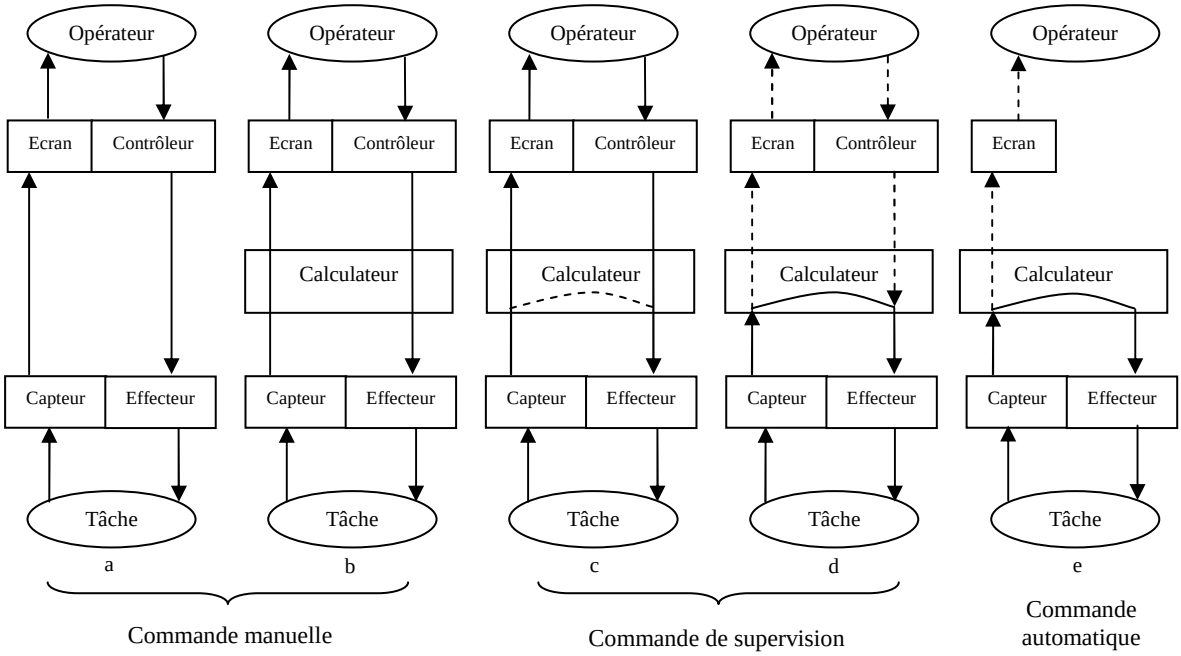


Figure I.1 : Modes de commande en téléopération d'après [SHER92]

Le système de la Figure I.1.a représente une commande manuelle conventionnelle. Il n'introduit donc pas de calculateur dans la boucle de commande. Dans le deuxième système (Figure I.1.b), un calculateur est placé entre l'opérateur et la tâche, ce calculateur étant utilisé uniquement pour la transmission et l'adaptation des données entre l'opérateur humain et la tâche. Pour ces deux premiers systèmes la commande est considérée comme étant manuelle, toutes les décisions étant prises par l'humain.

Quand une partie de la commande, petite (Figure I.1.c) ou grande (Figure I.1.d), est cédée au calculateur, on se retrouve dans le cas de la commande de supervision au sens large selon la définition de SHERIDAN. Le dernier cas représente un système automatique (Figure I.1.e) où, une fois le système installé, le calculateur devient entièrement maître du système à commander. Dans ce cas l'opérateur se contente d'observer l'évolution du processus et ne peut intervenir que pour provoquer un arrêt complet, notamment pour des raisons de sécurité.

La coopération homme-machine dans la commande de supervision, (Figure I.1.c) et (Figure I.1.d), intervient de la manière suivante : l'opérateur humain peut intervenir dans une manœuvre automatique de la machine et la machine peut aussi intervenir dans une manœuvre

manuelle comme le montre le système (c). Ce mode est appelé « commande combinée ». L'humain peut aussi agir directement sur certaines variables et joue le rôle d'un observateur pour les autres variables commandées directement par l'ordinateur. Ce mode de commande est appelé « commande partagée ».

Millot et al [MILL91] notent que la coopération dans un système de téléopération assisté par ordinateur peut apparaître sous deux aspects : un partage de responsabilité de décision au niveau supervision [JOLL91], et une répartition des commandes au niveau exécution. On ne s'intéressera ici qu'à la coopération au niveau exécution.

I.3.4. Coopération au niveau exécution : commande partagée ou combinée

L'homme et la machine constituent un couple complémentaire ou chacun utilise ses qualités et compense les faiblesses de l'autre. Le point fort de l'opérateur humain réside dans le fait qu'il a une bonne compréhension de l'environnement, ce qui lui permet d'avoir des facilités de planification des mouvements et d'intervention dans des plans établis. La machine apporte des qualités de réflexe, de précision dans les mouvements, de rapidité et d'amplification de la force. Si nous avons une bonne répartition des commandes entre l'humain et la machine, nous aurons un ensemble qui exploite au mieux les qualités de l'homme et de la machine.

Plusieurs travaux de recherche ont été menés dans le but de trouver une bonne stratégie de répartition entre l'homme et la machine des variables commandées. Hayati et Venkataraman [HAYA89] ont décomposé la tâche en plusieurs sous-tâches à plusieurs niveaux. Les commandes sont ensuite réparties sur ces tâches ; cette répartition se fait hors ligne pour gagner en temps de calcul. D'autres auteurs ont utilisé la commande partagée en ligne, où le partage des degrés de liberté se fait d'une manière dynamique pendant l'exécution de la tâche. Dans [HOEN98], un régulateur hybride est utilisé pour répartir en ligne les degrés de liberté entre l'homme et le robot. Sukhan Lee dans [LEE93] définit des capteurs logiques qui représentent une fusion de plusieurs sources d'information permettant de réaliser une tâche de perception [HEND84] : capteurs de distance, capteurs d'orientation d'une surface, capteurs de reconnaissance de forme,… Les informations provenant de ces capteurs, ainsi que celles provenant de l'opérateur humain agissant dans un environnement virtuel, sont utilisées en fonction de leur crédibilité dans une situation donnée. On note que la crédibilité d'une décision change avec le temps et la situation de commande. Dans cet exemple l'auteur a utilisé une forme généralisée de la commande partagée qui prend en considération le partage de l'acquisition des données et de la prise de décision.

Dans [TARN95] les opérations automatique et manuelle sont combinées d'une manière naturelle pour donner une commande partagée. Dans ce cas l'opérateur humain a la possibilité d'intervenir pendant un mouvement automatique avec quatre fonctions via une interface homme machine type «spaceball». Ces fonctions sont :

- La fonction d'arrêt : un mouvement sur le capteur stoppe complètement le robot.
- La fonction d'accélération : un mouvement de la boule en avant accélère le mouvement.
- La fonction ralentissement : un mouvement de la boule en arrière ralentit le mouvement.
- La fonction orthogonale : le bras est dévié en fonction de l'action latérale sur le capteur.

L'utilisation de ce type de commande évite les instabilités dues au passage brusque du mode automatique au mode manuel ou inversement.

Nous pouvons imaginer le problème symétrique où, au lieu d'une intervention manuelle dans une opération automatique, il y aura une intervention de la machine (robot) dans une tâche manuelle. Ceci s'avère particulièrement intéressant en robotique de réadaptation pour des raisons à la fois techniques (on utilise au mieux les capacités de l'opérateur) et psychologiques (le bras du robot est mieux perçu comme un prolongement de soit même). C'est ce qui a été utilisé dans [MACE96] pour la commande d'un bras robotisé pour personne handicapée.

Plusieurs fauteuils roulants électriques intelligents ont utilisé ces deux modes de commande, automatique et partagé. Parmi ces projets, on peut citer le NavChair [LEVI99]. La Figure I.2 définit le diagramme fonctionnel du fauteuil NavChair en utilisant la commande en mode partagé.

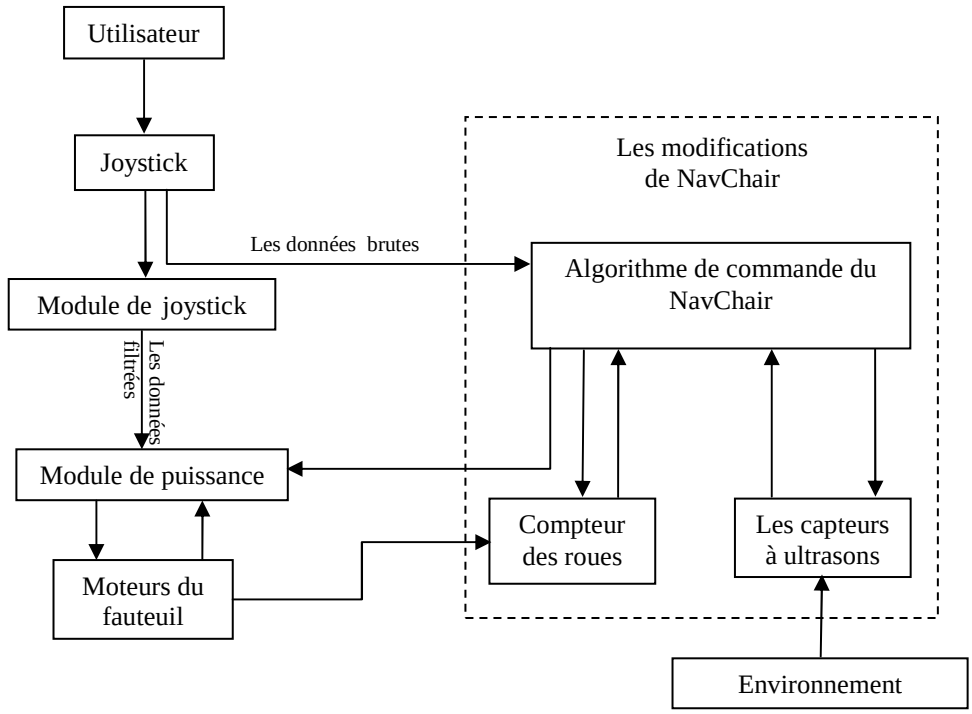


Figure I.2 : Diagramme fonctionnel des composantes du prototype NavChair [LEVI99]

Nous pouvons observer sur la Figure I.2 que le module de puissance reçoit les données, d'une part de l'algorithme de commande et d'autre part du joystick (après filtrage). Le module de puissance combine les deux commandes et envoie un signal aux moteurs. Le comportement du fauteuil est une fonction de la commande envoyée par le module de puissance, cette commande n'est pas toujours une traduction directe de la volonté de l'utilisateur. Nous pouvons aussi remarquer que le seul retour d'information que l'utilisateur reçoit, est le retour visuel. Il n'a aucune information sur les obstacles qui se trouvent en dehors de son champ de vision. Un obstacle caché peut induire un comportement totalement différent de celui demandé par l'utilisateur, ce qui peut le perturber. Dans certaines situations l'utilisation de cette méthode peut provoquer des comportements indésirables du fauteuil : face à une table par exemple, si l'opérateur commande une avance droit devant, le mobile va contourner automatiquement l'obstacle. Il sera donc impossible d'accoster à cette table à moins de changer de mode de fonctionnement.

Dans une commande en mode automatique, le module de joystick n'existe pas, et le module de puissance reçoit les données de l'algorithme de commande uniquement.

I.3.5. Conclusion

Différents modes de coopération ont donc été définis dans le cadre général de la téléopération. A l'exception de la commande manuelle (Figures I.1.a et I.1.b)) tous ces modes délèguent une partie ou l'ensemble de la décision de mobilité à la machine. Ceci peut poser des problèmes d'ordre psychologique à l'utilisateur : nombre d'entre eux souhaitent en effet garder l'entier contrôle du mouvement. L'entourage médical de la personne handicapée, ainsi que les industriels concernés par un transfert technologique, peuvent également être réticents pour des raisons cette fois de sécurité à déléguer à la machine une partie du contrôle de la mobilité. Il apparaît donc nécessaire de développer d'autres types de commande coopérative comme la commande que l'on peut baptiser d' « assistée », qui fait l'objet de cette thèse.

I.4. Retour d'effort en robotique

I.4.1. Introduction

La dernière génération des interfaces homme-machine permet à l'utilisateur « Homme » de revivre les sensations de la tâche que la machine est en train d'effectuer. Pour cela, on utilise toutes les voies de transmission de l'information possibles, la vision, l'ouïe, et le toucher. Nous nous intéressons dans ce qui suit au toucher (« le retour haptique »). Il regroupe des sensations concernant tout le corps humain par l'intermédiaire de la peau. Il est provoqué par différents phénomènes physiques tels que les mouvements et la température des objets touchant le corps humain [CASI04], [GOSS05].

I.4.2. Le retour haptique : définition

L'origine de ce terme vient du mot grec « haptein » qui a pour signification « toucher ». Sa définition dans le Larousse est « l'étude scientifique du toucher ». L'haptique regroupe deux types de retours sensoriels : le retour tactile et le retour d'effort ou retour kinesthésique. Le premier concerne la perception des états de surface, de température et des glissements de détection des arêtes. Le retour d'effort ou retour kinesthésique concerne la perception des forces de contact, de dureté, de poids et d'inertie d'un objet. Il contraint les mouvements et sollicite les muscles, tendons et articulations.

Pour la perception du retour de force, plusieurs types de capteurs sont utilisés. Les organes de Golgi, situés entre les muscles et les tendons correspondants, sont responsables de la mesure des forces et peuvent aussi régler la contraction des muscles. D'autres capteurs mesurent l'étirement entre les fibres musculaires et donc le taux d'élongation du muscle.

I.4.3. Caractéristiques des interfaces à retour d'effort

I.4.3.1. La transparence

Il s'agit de tenter d'éliminer la présence de l'interface. L'interface haptique doit permettre l'interaction naturelle avec l'environnement. La transparence est assurée par l'espace libre de déplacement de l'opérateur, c'est-à-dire que rien ne doit gêner ses mouvements. Le deuxième critère sur lequel nous nous basons pour définir la transparence d'une interface haptique est la manière dont l'opérateur ressent le retour d'effort qui doit être la plus réaliste possible. Il faut donc que la raideur globale de l'interface soit suffisamment importante pour que l'utilisateur n'ait pas l'impression d'être dans un monde où les objets sont mous.

I.4.3.2. La stabilité

Lors de l'utilisation d'un retour haptique, nous sommes amenés à faire des approximations des forces de retour. Ces forces sont souvent représentées par des ressorts de raideurs différentes. En raison de la fréquence de simulation (échantillonnage), le retour d'effort risque de perdre sa continuité et effectue donc des variations brusques, ce qui engendre des oscillations hautes fréquences de l'organe de commande, par exemple quand un utilisateur entre en contact avec un mur virtuel. Avant le contact, il ne ressent rien. Après le contact, en raison de la fréquence de simulation, l'utilisateur a touché la surface mais a sûrement déjà pénétré dans le mur. Cette force le fait reculer et l'éloigne du mur. Cependant, au pas suivant il n'y a plus de contact et donc aucune force ne lui est renvoyée. L'utilisateur continuant son mouvement pénètre à nouveau dans le mur car plus aucune force ne l'en empêche d'où une force importante qui est retournée et ainsi de suite.

Cette instabilité est classique et peut être résolue par l'ajout d'un amortisseur au système, et l'utilisation de plusieurs types de forces selon la situation (le rajout d'un amortisseur dans l'exemple précédent est utile dans le cas de la pénétration mais pas dans le cas de l'éloignement).

Lors de la conception d'une interface haptique il y a d'autres critères à prendre en compte tels que l'adaptation parfaite de l'interface à la tâche pour laquelle elle est conçue, ainsi que la rigidité et la légèreté. Il faut noter qu'il n'est pas toujours évident de répondre à tous ces critères en même temps car ils sont contradictoires. Pour obtenir une grande raideur mécanique, nous utilisons des actionneurs très puissants, ce qui augmente le poids de l'interface ainsi que son inertie. Ceci augmente donc le risque d'instabilité et le manque de transparence.

I.4.4. Interfaces à retour d'effort

Bien que le retour haptique comporte deux composantes, sensation tactile et retour de force, la classification des interfaces selon ce critère est impossible car les interfaces à retour d'effort contiennent toujours un peu de retour tactile. Nous allons présenter dans ce qui suit quelques exemples d'interfaces haptiques.

I.4.4.1. Les gants

Les gants sont des interfaces haptiques offrant beaucoup de liberté à l'utilisateur. Nous pouvons simuler les formes ainsi que la rigidité des objets, mais pas le poids. C'est un système qui ne peut contrer le déplacement de la main.

Le CyberGrasp : c'est le seul gant à retour d'effort qui existe jusqu'à aujourd'hui, dans le commerce. Il a été développé en 1998 par Virtual Technologies. Il utilise une motorisation déportée et la transmission par câble. Les cinq doigts sont commandés à partir du dos de la main et peuvent recevoir une force de retour de 12N pour chacun. Cette configuration permet une grande mobilité des doigts. L'utilisation des câbles induit beaucoup de frottement et donc une moins bonne échelle dynamique. Ce périphérique est relativement lourd (450g) [CYGR].

Figure I.3 : Le gant CyberGrasp

Le Rutgers Master: le gant Rutgers master est une interface haptique en développement depuis 1992 à l'Université de Rutgers. Il existe deux versions de ce gant, le Master I et le Master II (Figure I.4). Ce dernier commande quatre doigts, le pouce, l'index, le majeur et l'annulaire. Le gant peut fournir une force de 16N pour chaque doigt. Il utilise des actionneurs pneumatiques disposés entre les doigts et la pomme de la main. Ceci donne à cette interface une grande légèreté et un moindre encombrement. L'échelle dynamique est excellente mais les gants ne permettent pas la fermeture totale du poing [BOUZ02].

Figure I.4 : Le Rutgers Master II

Le LRP-Dextrouse Hand Master(DHM) : ce gant à été développé au Laboratoire de Robotique de Paris (LRP) en 1993 [COIF93]. Il utilise une structure qui se place sur le dos de la main permettant l'adaptation avec différentes tailles des doigts. Différentes forces peuvent être appliquées sur chaque phalange. Nous pouvons mesurer les flexions angulaires de chaque articulation dans le doigt. La motorisation se fait par des moteurs à courant continu et la transmission de la force se fait par câble. Le poids total de la structure est de 350 grammes. La transmission de la force par câble induit des frottements, ce qui diminue la qualité de la force de retour, et donne une moins bonne échelle dynamique. Cette interface offre plus de possibilités de déplacements des doigts comparé au Rutgers Master II.

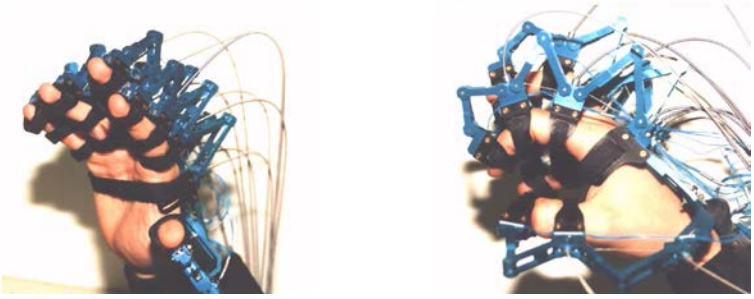


Figure I.5 : Le LRP-Dextrouse Hand Master(DHM)

Le CyberForce : c'est un produit commercialisé par Immersion [IMCF], obtenu par le couplage du *CyberGrasp* avec un bras à retour d'effort à trois degrés de liberté actifs. Ce bras permet à l'utilisateur de ressentir le poids des objets manipulés et les forces de contact avec l'environnement. Il permet aussi la compensation du poids du gant [CASI04] (Figure I.6).

Figure I.6 : Le CyberForce

I.4.4.2. Les exosquelettes

Le terme exosquelette est normalement utilisé pour désigner les coquilles ou la peau dure d'un insecte. Dans notre cas il s'agit d'exosquelettes humains dont les structures mécaniques se placent sur les membres inférieurs ou supérieurs. Ils possèdent des articulations motorisées pour aider ou contrer des mouvements.

SAFiRE : c'est un gant à retour d'effort pour doigts et poignet, avec un total de deux, cinq, huit ou onze degrés de liberté. Le poids de la version à onze degrés de liberté est de 3.4 kg. Le moment du doigt peut varier entre 35 N.cm et 70 N.cm [TZAF01]. La motorisation est

assurée par des moteurs à courant continu et la transmission se fait par câble. Cette interface a été développée et commercialisée par la société EXOS Inc. (Figure I.7).

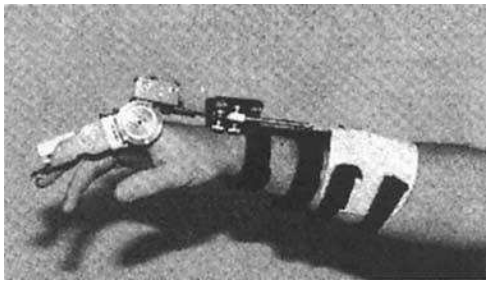


Figure I.7 : Le gant à retour d'effort SAFiRE

FREFLEX: c'est un exosquelette du bras à sept degrés de liberté développé à l'Université d'Ohio [WILL98]. Sa disposition est semblable au bras humain. Il utilise sept servomoteurs pour la motorisation de l'exosquelette qui permettent d'avoir des couples stables et continus. Ces moteurs sont placés sur une base externe pour minimiser l'inertie, la masse et la dimension. La transmission de mouvements se fait par un système à câble. Une architecture multiprocesseur (quatre microprocesseurs) est utilisée avec le système d'exploitation temps réel Chimra 3.2.

Figure I.8 : FREFLEX

Le Master Arm : cet exosquelette a été développé à Southern Methodist University. Il utilise des actionneurs pneumatiques. Sa structure mécanique est en aluminium et il possède quatre degrés de liberté. Il commande les mouvements du bras droit de l'opérateur et il est attaché à une base qui supporte son poids et lui fournit un point d'appui. L'autre extrémité de l'exosquelette est tenue par l'opérateur, le tout étant attaché au bras à l'aide d'un ensemble de

coussins gonflables. Le système permet l'ajustement des dimensions en fonction du bras de l'opérateur [FISH03].

Figure I.9 : Le Master Arm.

I.4.4.3. Les périphériques stylo

D'autres interfaces non liées à l'opérateur prennent la forme d'un stylo:

PHANToM : Cette interface est en production depuis 1994 par SensAble Technologies à Boston. Il existe en trois versions en fonction du débattement souhaité (Figure I.10.a). Le PHANToM est équipé de six degrés de liberté, dont trois motorisés (les trois translations) [CASI04]. La force fournie par cette motorisation peut atteindre 7.9 N mais elle est seulement de l'ordre de 1.75N en régime soutenu. Cette force change en fonction du débattement. SensAble a développé une nouvelle version du PHANToM appelée le PHANToM Omni et destinée à un public plus large (environ 1500 euros) (Figure I.10.b). C'est un PHANToM à échelle réduite où la force de retour maximale est de 3.3N. En régime soutenu cette force est de l'ordre de 0.88 N seulement. Les actionneurs utilisés pour la génération du retour d'effort sont des moteurs à courant continu. Le PHANToM reste le stylo à retour d'effort le plus utilisé jusqu'à ce jour [SAPO04] [SAPD05].

a b

Figure I.10 : a) Le PHANToM Desktop, b) Le PHANToM Omni

HapticMASTER : FCS control system a développé cette interface à trois degrés de liberté actives : deux translations et une rotation. Contrairement au PHANToM qui utilise la commande par impédance où l'utilisateur applique un déplacement sur l'interface et reçoit une force, le HapticMASTER utilise la commande par admittance où l'utilisateur applique une force et reçoit un déplacement. La force de retour maximale peut atteindre 250N. En fonctionnement nominal, sa valeur est de l'ordre de 100 N environ, sa précision de $4\times10^{-6}\ m$. Nous pouvons obtenir des déplacements d'une vitesse maximale de $1\ ^{m}/_{s}$ et d'une décélération de $50\ ^{m}/_{s^2}$ (Figure I.11) [RVDL02] [FCSH].

Figure I.11 : Le HapticMASTER

Virtuose 6D : c'est un bras à retour d'effort à six degrés de liberté, développé par CEA-IST en 1999 et commercialisé par la société HAPTION [HAPT]. Les six articulations sont motorisées et peuvent fournir un retour en trois translations (force) et trois rotations (couple). Il a un espace de travail considérable (450mm) qui lui permet de réaliser des manipulations à une échelle réelle. Les actionneurs utilisés pour la génération du retour d'effort sont des moteurs à

courant continu. Le niveau d'effort maximal est de 35 N, et en régime continu il est de 10N. En rotation il peut fournir un couple maximal de 3N.m, qui a une valeur de 1 N.m en régime continu (Figure I.12.a). Il existe une version en 3D avec 250mm d'espace de travail, 15 N de niveau d'effort maximal et 5 N en régime continu (Figure I.12.b). La nouvelle version de Virtuose 6D utilise des vérins réversibles à câble (Figure I.12.c). On constate, grâce à cette technique, une amélioration de ses performances. Cette version permet l'obtention d'un niveau d'effort maximal de 100N et, en régime continu, d'une force de retour de 30 N. Son espace de travail est de 400 mm [ARNA00] [GARR06].

Figure I.12 : a) Le Virtuose 6D35-45. b) Le Virtuose 3D15-25. c) Le Virtuose 6D40-40

I.4.4.4. Les souris et les manches à retour de force

Ce sont des dispositifs à deux degrés de liberté. Plusieurs laboratoires ont développé des interfaces de ce type : la souris à positionnement absolu développée à l'Université de McGill, le pantographe à frottements minimes d'une faible inertie et d'une grande rigidité [HAYW04] (Figure I.13.a), le PenCat/Pro d'Immersion qui permet de renvoyer à l'utilisateur un retour d'effort à l'extrémité d'un stylo suivant deux degrés de liberté [HAPC] (Figure I.13.b). Immersion a également développé la souris à retour d'effort Wingman Force feedback (Figure I.13.c) commercialisée par Logitech [IMWG] [TRON04], ainsi que la souris Feel-it mouse, commercialisée par Microsoft [MICRa] (Figure I.13.d). Parmi ces modèles, seules la Wingman Force Feedback et la Feel-it Mouse ont fait l'objet d'une exploitation commerciale. A l'heure actuelle ces souris ont été retirées du marché.

a b c d

Figure I.13 : a) Pantographe de l'université de McGill, b) PenCat/Pro, c) La souris Wingman Force Feedback, d) La Feel-it mouse.

I.4.4.5. Les joysticks

Les joysticks sont les interfaces à retour de force qui ont le plus de succès auprès du grand public, grâce aux jeux vidéo.

Impulse Stick: Immersion Corporation a développé un joystick à retour d'effort d'une très grande robustesse. Il a été conçu pour des tâches rudes telles que les jeux qui demandent une grande précision ou pour des tâches professionnelles telles que la téléopération. Ce joystick contient un microprocesseur qui peut gérer les retours haptiques et donc diminuer la charge du calculateur principal. Le joystick fonctionne à une fréquence de 100 Hz. 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 (Figure I.14) [IMIS].

Figure I.14: Impulse Stick® Force Feedback Joystick.

Impulse Engine: c'est un autre joystick développé par Immersion Corporation, doté d'une précision d'environ 0.0008 degré. La force de retour maximale qui peut être générée est de 8.9 N. Ce joystick est utilisé principalement pour des applications professionnelles comme la téléopération, la réalité virtuelle ou la chirurgie [IMIE] (Figure I.15).

Figure I.15: Impulse Engine® Force Feedback Joystick.

Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick: ce joystick (Figure I.16) à trois degrés de liberté a été développé par Immersion Corporation et commercialisé par Microsoft. Il est équipé d'un capteur optique permettant l'enclenchement du retour de force. La motorisation est assurée par deux moteurs à courant continu qui gèrent les deux coordonnées x et y du plan. Le troisième degré de liberté est une rotation autour du poignet non motorisée [WILL00] [MICRb]. Conçu principalement pour des jeux vidéo et doté d'une grande précision et de multiples retours de force, ce joystick est d'une large utilisation dans des domaines professionnels tels que la réalité virtuelle [DEAN00], d'autant plus que son coût est très abordable.

Figure I.16: Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick

Magnetic Levitation Haptic Device : c'est une interface basée sur une technologie utilisant la force magnétique de Lorentz. Cette force permet l'obtention d'un retour d'effort stable en six degrés de libertés (Figure I.17) et donc l'amélioration du retour haptique [TZAF01] [MLHD].

Figure I.17 : Magnetic Levitation Haptic Device

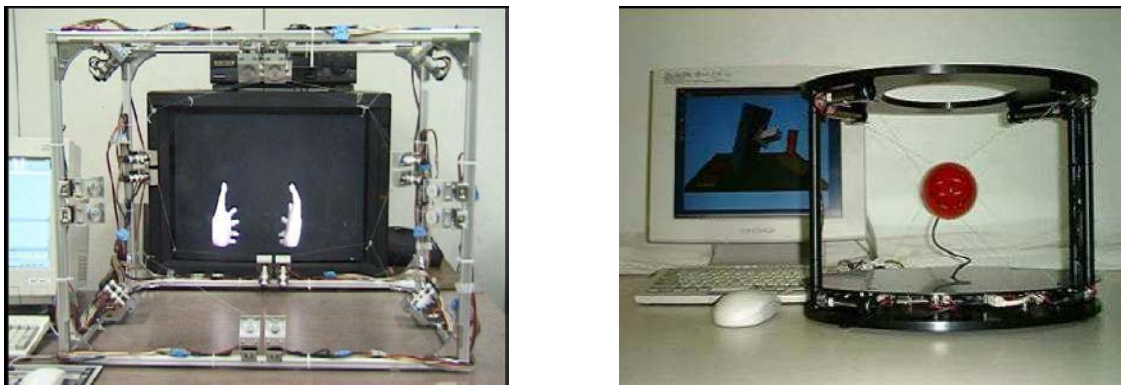
Autres joysticks à retour d'effort : depuis quelques années on connaît un essor de l'offre en joysticks à retour d'effort grand public. Parmi eux, outre celui de Microsoft, nous pouvons citer: le Logitech Wingman Force qui existe en plusieurs versions [LOGI], le Saitek Cyborg Evo Force Joystick, Thrustmaster Force Feedback Joys, le Thrustmaster Top Gun AfterBurner Force Feedback Joystick, le CH Product FORCE FX (Figure I.18). Ces joysticks disposent de caractéristiques proches des joysticks professionnels en matière de qualité de retour de force et de précision. C'est la raison pour laquelle ils sont quelquefois utilisés dans le domaine professionnel [FEIN04].

Figure I.18: a) Le Saitek Cyborg Evo Force Joystick, b) Logitech Attack 3 Joystick, c) Thrustmaster Force Feedback Joys, d) CH Product FORCE FX.

I.4.4.6. Les systèmes à câbles

Les dispositifs à câbles ont l'avantage de simplifier considérablement la mécanique des interfaces et permettent de multiples configurations grâce à la facilité de transmission d'effort qu'offrent les câbles. Parmi ces interfaces on trouve le gant LRP-Dextrouse Hand Master déjà cité ou la SPIDAR-8 (Space Interface Device For Artificial Reality 8) (Figure I.19 (a)). Ce système est une version plus récente du SPIDAR de Sato et al, il dispose de 26 degrés de

libertés et de huit points de contact avec les deux mains de l'opérateur [WALA99]. Il existe aussi une autre version appelée SPIDAR-G (Space Interface Device For Artificial Reality Grip) (Figure I.19 (b)) qui permet à l'utilisateur de manipuler des objets avec sept degrés de liberté en saisissant l'objet avec le pouce et un autre doigt [KIM02].



a b

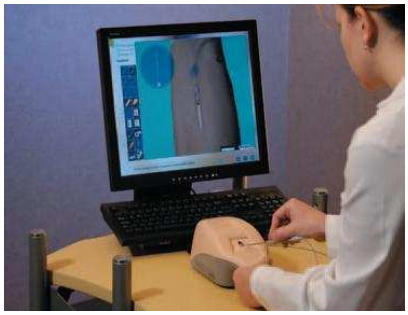
Figure I.19: a) SPIDAR-8, b) SPIDAR-G

I.4.5. Domaines d'application des interfaces haptiques

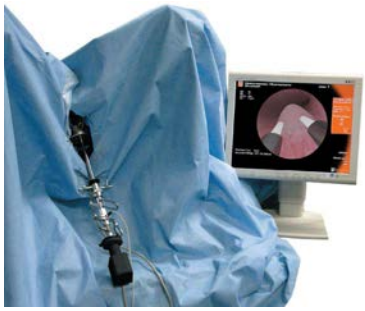
L'utilisation d'un retour d'effort augmente les performances motrices de l'opérateur dans les environnements virtuels et de télé-robotique [SHER04]. C'est la raison pour laquelle les interfaces haptiques connaissent un grand succès et sont exploitées dans plusieurs domaines. Nous allons en citer quelques exemples.

I.4.5.1. Médecine

L'utilisation du retour d'effort dans la robotique médicale est d'un apport très intéressant car elle permet de ressentir la raideur des organes très sensibles, même dans le cas d'une chirurgie à distance. Plusieurs projets ont développé des interfaces utilisant un retour d'effort. Les systèmes développés par RLE Group permettent l'entraînement du personnel médical à des opérations rigoureuses à l'aide d'un système de réalité virtuelle et d'une sonde à retour d'effort permettant d'effectuer des interventions chirurgicales réelles [RLEG05]. Nous pouvons citer aussi l'interface haptique haute fidélité pour la télé-chirurgie développée au CEA-LIST [GOSS05]. La société Immersion à développé plusieurs interfaces haptiques pour la chirurgie [IMMD] telles que le Virtual I.V conçu pour la formation du personnel médical (Figure I.20.a) et le Hysteroscopy AccuTouch System qui permet aux médecins d'éprouver une résistance pendant les interventions grâce à son retour d'effort (Figure I.20.b).



a



b

Figure I.20: a) Virtual I.V, b) Hysteroscopy AccuTouch System

I.4.5.2. Jeux et simulateurs

La nouvelle génération des jeux vidéo et des simulateurs permet à l'utilisateur de sentir différents effets en fonction de la situation. Par exemple, les volants à retour de force dans les simulateurs de conduite renvoient une force à l'utilisateur qui dépend de la vitesse du véhicule et de l'état de la route. Ce genre de simulateur existe pour les jeux ainsi que pour l'apprentissage de la conduite. Les jeux de combat avec les joysticks à retour d'effort simulent les vibrations et les chocs provoqués par l'impact de tir. Les simulateurs de vol (Figure I.21) indispensables pour la formation des pilotes, sont parmi les premières applications de l'haptique [GRFS04]. Notons que ces simulateurs de vol à retours haptiques existent aussi en jeux vidéo [WIKIa].

Figure I.21 : Simulateur de vol

I.4.5.3. Enseignement

Le retour haptique offre la possibilité aux étudiants de sentir un phénomène aux échelles nanoscopique, macroscopique ou astronomique ou même de sentir la dynamique des systèmes. Ainsi, à l'aide d'un joystick à retour de force (Figure I.22), les étudiants de

l'Université de Standford peuvent percevoir des phénomènes, tels que la viscosité des liquides, l'inertie et la raideur ou même la dynamique des systèmes [RICH00].

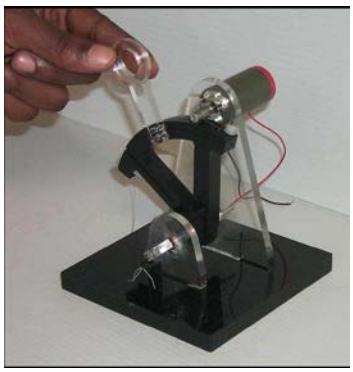


Figure I.22 : Le manche à retour de force.

I.4.5.4. Industrie

L'intégration de l'haptique dans les logiciels de CAO permet à l'utilisateur de sentir les forces de collision, la nature des surfaces des pièces et leurs raideurs lors d'une opération d'assemblage. Ceci diminue le temps et l'effort nécessaires pour réaliser la tâche [BARA05]. Les dernières versions des logiciels de CAO peuvent supporter l'utilisation d'interfaces haptiques telles que le PHANToM [CHAB05]. Parmi les interfaces utilisées en téléopération en milieux hostiles nous pouvons citer le VIRTUOSE 6D40-40 conçu spécialement pour ce type d'application [HAPT].

I.4.5.5. Art

Dans les musées où il est interdit de toucher les œuvres d'art, une interface haptique et une représentation virtuelle de celles-ci peuvent remplacer l'objet original. Ce genre d'interface va permettre la manipulation d'une sculpture via internet. L'haptique peut aider non seulement à la visite des musées virtuels et des objets artistiques mais aussi au développement de nouvelles œuvres comme c'est le cas avec le logiciel FreeForm de Sensable qui permet à l'utilisateur de sculpter virtuellement des objets [CNRSa].

I.4.5.6. Aide aux personnes handicapées

Le retour d'effort trouve des applications dans l'aide à la mobilité des personnes handicapées et/ou âgées, c'est l'objet principal de notre travail, mais également dans l'aide à la perception pour des personnes non-voyantes ou mal-voyantes, par exemple :

- L'aide à la reconnaissance des formes en utilisant une interface à retour d'effort pour les élèves aveugles. Le PHANToM a été utilisé pour permettre aux élèves de distinguer les différents éléments d'un circuit électrique. Chaque élément est distingué par une forme spéciale que l'utilisateur peut reconnaître [PIET06].
- L'utilisation d'une interface haptique dans le musée de Louvre pour permettre aux personnes aveugles de détecter les formes des œuvres d'art qu'on ne peut bien sûr pas toucher directement [BLIS].
- Dans un autre contexte, celui de l'interaction homme-ordinateur, des tests sur un panel de personnes handicapées ont également montré qu'une interface à retour d'effort pouvait améliorer les performances obtenues dans une tâche de pointage [KEAT00]. Ces résultats sont corroborés par une étude décrite dans [REPP95] portant sur un groupe de 10 personnes handicapés moteurs.

I.4.6. Conclusion

De nombreux dispositifs d'interface haptique ont été décrits ainsi que les domaines d'application actuels du retour d'effort. Dans notre contexte applicatif, la commande d'un fauteuil électrique, il apparaît naturel de choisir, au moins dans un premier temps, une interface de type joystick. Nous serons cependant sans doute amenés dans un second temps à adapter le type d'interface aux caractéristiques physiques de la personne handicapée.

I.5.Modélisation de la tâche de pilotage

I.5.1. Introduction

L'analyse du fonctionnement d'un système coopératif peut s'appuyer sur la modélisation du système homme-machine. Dans le contexte d'une tâche de pilotage de fauteuil électrique, peu d'études en ce sens ont été relatées dans la littérature. Dans ce qui suit, on s'attachera donc plutôt à décrire les modèles plus généraux applicables au contexte de notre étude où le système homme-machine est constitué d'une personne handicapée et d'un fauteuil roulant électrique.

I.5.2. Systèmes homme-machine

Un système homme-machine est défini comme une synthèse fonctionnelle entre un système aux caractéristiques de types biologique, psychologique et sociale, l'homme (ou un groupe de personnes) et un système technologique, la machine, l'ensemble étant essentiellement caractérisé par l'interaction et l'interdépendance fonctionnelle entre ces deux parties [JOHA82]. Un système homme-machine peut prendre des formes très variées selon la machine concernée. Dans une tâche de pilotage plus particulièrement, le véhicule peut être par exemple une simple voiture, un avion, un robot téléopéré, ou encore un fauteuil roulant électrique.

Le but général de n'importe quel système homme machine est de réaliser une certaine fonction, produit ou service. Des perturbations sur l'homme, la machine ou les deux en même temps peuvent altérer le fonctionnement du système. Les objectifs du système homme-machine sont des valeurs attendues de performance, de coût, de fiabilité et de sécurité. Si l'on considère le système homme-machine comme une boîte noire, les entrées seront donc les objectifs et les sorties sont ces valeurs attendues.

Le modèle de l'opérateur humain dépend essentiellement de la tâche qu'il doit accomplir et des variables qui peuvent influencer son exécution de la tâche.

I.5.2.1. Les tâches

Le modèle d'un opérateur humain est défini suivant les tâches qu'il accomplit. On peut distinguer deux catégories de tâches, les tâches de résolution de problèmes et les tâches de commande. Les tâches de résolution de problèmes sont des processus internes d'un haut niveau cognitif : gestion de pannes, planification, ... Les tâches de contrôle concernent aussi bien des tâches continues comme des tâches de poursuite que des actions discrètes comme une frappe sur un clavier.

I.5.2.2. Les variables

La définition d'un modèle est liée aussi aux variables qui influent l'humain pendant l'exécution de la tâche. Ces variables sont de quatre types [MCRU67] :

- *Les variables de travail :* elles englobent toutes les entrées du système et les éléments du système de commande externe à l'humain qui rentrent d'une manière explicite dans

la boucle de contrôle.

- *Les variables de l'environnement :* c'est tout ce qui concerne l'espace autour de l'opérateur lors de l'exécution de la tâche, comme la lumière, la température et les vibrations.
- *Les variables internes de l'opérateur :* ces variables sont liées à la personne effectuant la tâche et peuvent changer d'un opérateur à un autre. Ce sont par exemple l'entraînement (le fait d'avoir de l'expérience ou non), la fatigue ou la motivation.
- *Les variables procédurales :* ces variables concernent la manière dont l'opérateur effectue sa tâche (plan ou instructions suivis, organisation des différentes étapes).

I.5.3. Modèle à trois niveaux de Rasmussen

Rasmussen [RASM83] propose un modèle à trois niveaux de comportement de l'opérateur d'un système automatisé. Il s'agit d'un modèle qualitatif très général que l'on complète par des modèles plus spécifiques d'une situation donnée (Figure I.23).

Le premier niveau de performance, « le comportement basé sur l'habileté » (Skill Based Behaviour : SBB), se caractérise par une activité de type réflexe. L'opérateur produit des actions simples assimilées par l'entraînement. Le deuxième niveau est appelé «comportement basé sur les règles» (Rules Based Behaviour : RBB). L'opérateur, face à une situation connue, reproduit une procédure mémorisée par apprentissage. Le niveau le plus haut est «le comportement basé sur la connaissance» (Knowledege Based Behaviour : KBB). L'opérateur est face à une situation inconnue et doit trouver une solution. Il utilise ses connaissances ainsi que le modèle mental de la structure interne du système qu'il s'est formé pour y faire face.

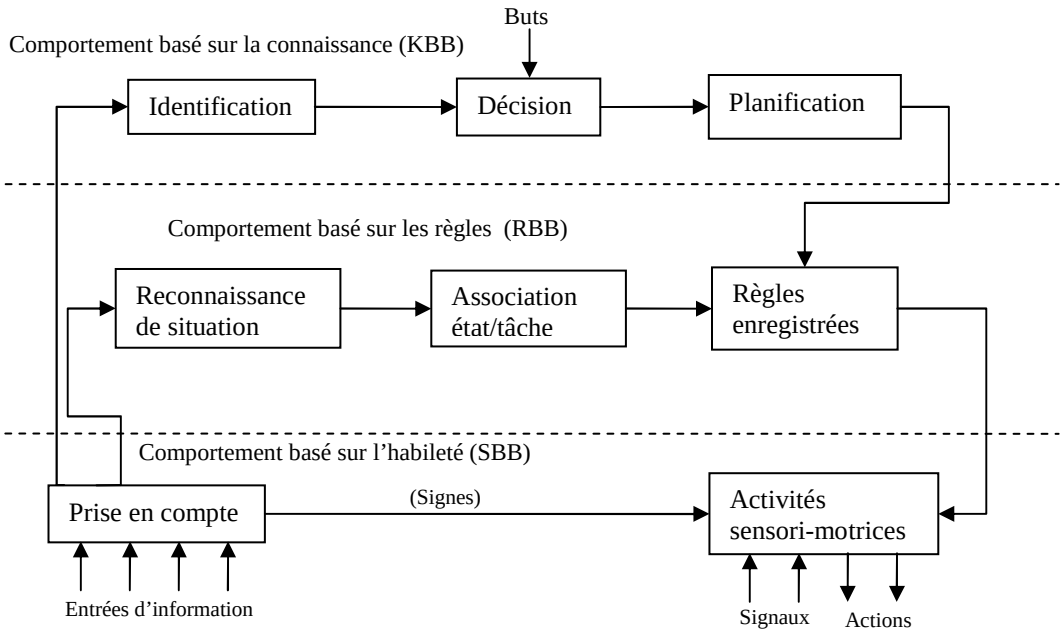


Figure I.23 : Modèle à trois niveaux de performance de l'opérateur humain**.**

Dans le contexte de notre travail nous allons nous intéresser plus particulièrement au premier niveau de comportement pour des actions de pilotage de type réflexe. Les modèles qui suivent correspondent à cette situation.

I.5.4. Le modèle crossover

Le modèle crossover a été initialement introduit par McRuer et Jex pour une tâche de pilotage d'avion [MCRU67] ; ce modèle a ensuite été validé pour un grand nombre de tâches de compensation et de poursuite. Il se base sur l'hypothèse que les variables dominantes sont les variables de travail et que le modèle de l'humain peut être divisé en deux parties, une partie quasi-linéaire, qui peut être représentée par une fonction linéaire $Y_p(s)$, et un reste non linéaire appelé «Remnant » ou Reste.

L'élément commandé est représenté par la fonction de transfert $Y_c(s)$ du « véhicule » ; le pilote ajuste son comportement pour que le système en boucle fermée réponde aux exigences de n'importe quel bon système de commande (Figure I.24). Pour cela, il faut mettre l'amplitude du système en boucle ouverte $|Y_{OL}|=|Y_p.Y_c|$ très grande pour les fréquences de la bande passante de l'entrée du système, et très petite à l'extérieur de cette bande. La région autour de la fréquence de coupure ω_c, c'est-à-dire pour $|Y_{OL}| =1$, est d'une très grande importance pour les raison suivantes :

- la sortie est très proche de l'entrée, et donc l'erreur est minime,
- les modes dominants du système sont définis dans le voisinage de ω_c,
- la stabilité du système en boucle fermée est définie par les caractéristiques du système (gain et phase) dans cette région.

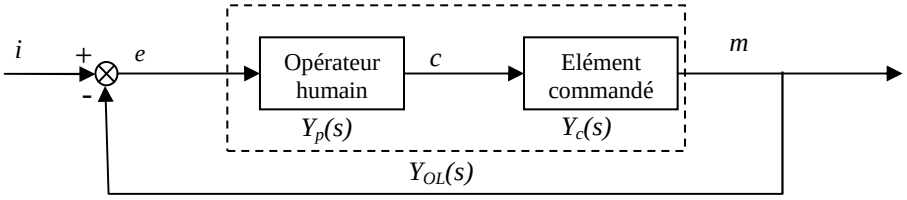


Figure I.24 : Schéma fonctionnel du système homme-machine pour une tâche de compensation ou de poursuite

Le pilote adapte son comportement de telle sorte que la pente de $|Y_{OL}|=|Y_p.Y_c|$ dans la région de crossover ait une valeur proche de -20dB/décade. Le déphasage dans cette région voisine les -90°. Il y a aussi une accumulation de retards additionnels dus aux délais de transport de l'information et à la dynamique neuromusculaire à haute fréquence. Tout cela peut être représenté par un temps de retard efficace τ_e. Le modèle crossover à deux paramètres peut alors représenter la plupart des comportements du système homme-machine dans la région de la fréquence de coupure ω_c . Ce modèle est défini par la fonction de transfert suivante :

$$Y_{OL}(j\omega) = Y_p Y_c \cong \frac{\omega_c e^{-j\omega\tau_e}}{j\omega} \text{ au voisinage de } \omega_c .$$

Cette relation est vérifiée pour plusieurs formes d'éléments commandés Y_c en particulier $Y_c = K_c$, $\frac{K_c}{s}$ et $\frac{K_c}{s^2}$. Cette forme simple du modèle crossover ne remplace pas le modèle analytique du système mais il représente une bonne approximation de nombreux systèmes pilote-véhicule.

Le modèle du pilote peut être déduit d'après la forme de la fonction de transfert du véhicule. Sa forme la plus générale est donnée par :

$$Y_p(j\omega) = K_p \frac{(T_L j\omega + 1)}{(T_I j\omega + 1)} e^{-j\omega\tau e} \text{ près de } \omega_c$$

Où

K_p : gain statique du pilote ;

T_L : constante de temps d'avance;

T_I : constante de temps de retard;

τ_e : temps de retard effectif comprenant les retards de transmission et les retards

neuromusculaires à haute fréquence.

ω_c et τ_e sont fonctions des variables de tâches ; τ_e inclut les retards du processus et de l'opérateur.

Le modèle crossover a prouvé son efficacité pour la modélisation du comportement de l'opérateur humain dans des systèmes dynamiques. Il a aussi permis de prédire la stabilité en boucle fermée d'un avion piloté en combinant la fonction de transfert de l'avion avec le modèle crossover de son pilote [HOSM99]. Il a aussi procuré des moyens utiles pour prédire la charge de travail mentale[1] rencontrée par les pilotes d'avion à partir du taux d'avance ou du contrôle dérivatif que le pilote doit effectuer pour compenser des retards de contrôle de grands ordres [HESS77].

I.5.5. Le modèle OCM

Le modèle OCM considère le système homme-machine en boucle fermée constitué d'un modèle du système à commander et d'un modèle de l'opérateur humain (Figure I.25) [KLEI70]. La machine est représentée en trois étages dans l'espace d'état : les actionneurs agissent sur le système à contrôler soumis à des perturbations, la sortie du système étant une interface visuelle. Le modèle de l'opérateur humain suppose implicitement que l'homme contrôle la tâche de façon optimale et qu'il possède un modèle mental du système à commander. Il comprend également trois étages, de perception, de traitement de l'information et d'action. L'étage de perception visuelle est constitué d'un seuil de perception, d'un retard de réaction et de bruits d'observation. La combinaison d'un filtre de Kalman et d'un prédicteur tient compte de ces limitations humaines pour estimer l'état actuel du système à commander. Le dernier étage calcule la commande à appliquer au système (loi de commande optimale) celle-ci étant modifiée par les limitations motrices de l'opérateur humain.

[1] Deux orthographes sont d'usage pour cette expression : « charge de travail mental » et « charge de travail mental**e** ». Nous avons préféré la seconde qui traduit plus fidèlement l'expression « mental workload » des anglophones.

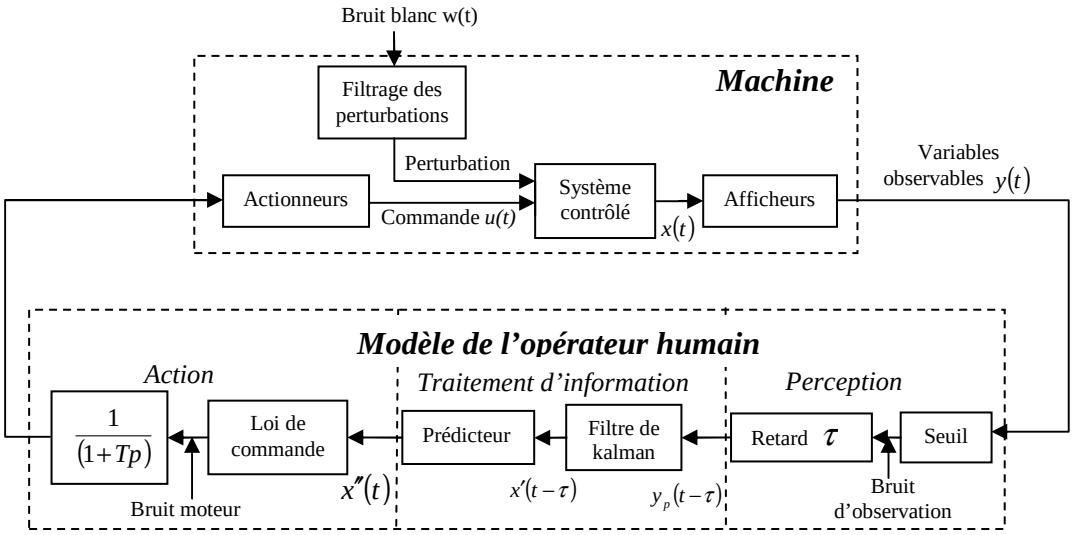


Figure I.25 : Le modèle OCM

Ce modèle a été validé dans de nombreuses tâches de contrôle continu, en particulier de pilotage de véhicules. Moyennant quelques modifications, il a été également appliqué à des tâches de poursuite de cibles [MAHO94] ; il est par contre mal adapté à la prise en compte de phénomènes intermittents apparaissant au cours d'une tâche de supervision [JOHA82].

I.5.6. Conclusion

De nombreux travaux sont relatés dans la littérature concernant la modélisation d'une tâche de pilotage de véhicule. Les plus connus, le modèle crossover et le modèle OCM ont été décrits ci-dessus. Aucun de ces travaux cependant, à notre connaissance, ne concerne des pilotes handicapés. D'une telle étude, on pourrait sans doute déduire un contrôle plus personnalisé des fauteuils électriques.

I.6.Commande à retour d'effort des fauteuils roulants

I.6.1. Introduction

Comme nous l'avons vu dans les paragraphes précédents, plusieurs modes de commande ont été implémentés sur les fauteuils intelligents. Le plus séduisant a priori pour des personnes sévèrement handicapées serait le mode automatique. Ce dernier pose cependant deux problèmes majeurs : un problème technique et un problème psychologique. D'un point de vue technique, pour arriver à un mouvement automatique fiable, nous devons utiliser des capteurs

sophistiqués capables de détecter parfaitement l'environnement, ainsi que des algorithmes de prise de décision efficaces qui doivent répondre en temps réel. Mais jusqu'à maintenant, nous ne disposons pas de tels capteurs, et les algorithmes utilisés pour la navigation automatique sont lourds et incompatibles avec les exigences d'une telle application en matière de coût et de temps de calcul. D'un point de vue psychologique, beaucoup d'utilisateurs potentiels d'une part appréhendent de laisser l'entier contrôle du mouvement à la machine, d'autre part souhaitent utiliser au mieux leurs facultés motrices résiduelles.

Quand les capacités physiques de l'utilisateur le permettent, on peut pallier le problème de fiabilité en commandant le fauteuil en mode «partagé»: l'ordre et la direction de mouvement sont donnés par l'utilisateur, la machine grâce à ses capteurs d'environnement (télémètres ultrasonores en général) aide celui-ci à éviter les obstacles. La personne reste ainsi toujours maître d'arrêter ou de continuer le mouvement. Cette façon de procéder présente néanmoins quelques limitations. En particulier certains mouvements comme pousser une porte entrebâillée deviennent impossibles. Les inconvénients d'ordre psychologique du mode automatique ne disparaissent pas non plus : la personne perd en partie le contrôle du mouvement puisqu'elle le partage avec la machine. Ceci peut perturber fortement certains utilisateurs, la direction du déplacement n'étant pas forcément celle proposée via l'interface de commande.

Une méthode pour assister la conduite du fauteuil tout en laissant au pilote son entier libre arbitre consiste à introduire un retour d'effort sur le joystick de commande fonction de la proximité des obstacles. On peut alors parler d'un mode de commande « assisté » : le contrôle du fauteuil est entièrement à la charge de la personne, la machine en tant que superviseur du mouvement se contente de lui transmettre des informations haptiques pour enrichir le retour visuel naturel. Dans ce contexte, les limitations techniques et psychologiques des modes automatique et semi-automatique n'apparaissent plus. On va s'attacher dans ce qui suit à décrire les quelques projets en ce sens relatés dans la littérature.

I.6.2. Fauteuils intelligents en mode de commande assisté

De nombreuses études et réalisations ont porté sur la transmission d'informations de la personne handicapée aux facultés motrices, par hypothèse, très limitées, vers une aide technique (aide à la mobilité, à la préhension ou à la communication). Par contre le retour d'informations de la machine vers l'homme reste un domaine encore insuffisamment exploré.

Il s'agit principalement d'un retour visuel direct ou à travers des caméras, associé parfois à des informations sonores (synthèse vocale).

Une autre manière d'obtenir le retour d'informations vers l'humain est d'utiliser le retour haptique sous toutes ses formes (tactile, proprioceptive et kinesthésique). Le retour tactile peut apparaître sous forme de vibrations [KELL99] mais les informations données par un tel signal ne sont pas très explicites, l'utilisateur ne peut donc les interpréter avec précision. Le retour de force (kinesthésique) a été utilisé par quelques équipes de recherche pour transmettre des informations à l'utilisateur sur la position des obstacles et sur les directions libres. Les interfaces utilisées pour assurer le retour d'effort sont souvent les joysticks comme c'est le cas dans [BRIE96] [LUO99] [KITA01], ou directement via les « mains courantes » des roues pour des fauteuils roulants manuels [SIMP05].

BRIENZA et al ont conçu un joystick à retour d'effort spécifiquement pour tester en environnement entièrement modélisé (Figure I.26) 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) [BRIE96]. L'algorithme «actif» s'étant avéré plus efficace, il a été testé sur 5 personnes handicapées [PROT00] : pour 4 d'entre elles, le nombre de collisions dans un parcours test a diminué par rapport à un pilotage sans retour d'effort. Il faut noter que ce fauteuil ne possède aucun capteur d'environnement puisqu'il utilise un environnement entièrement modélisé.

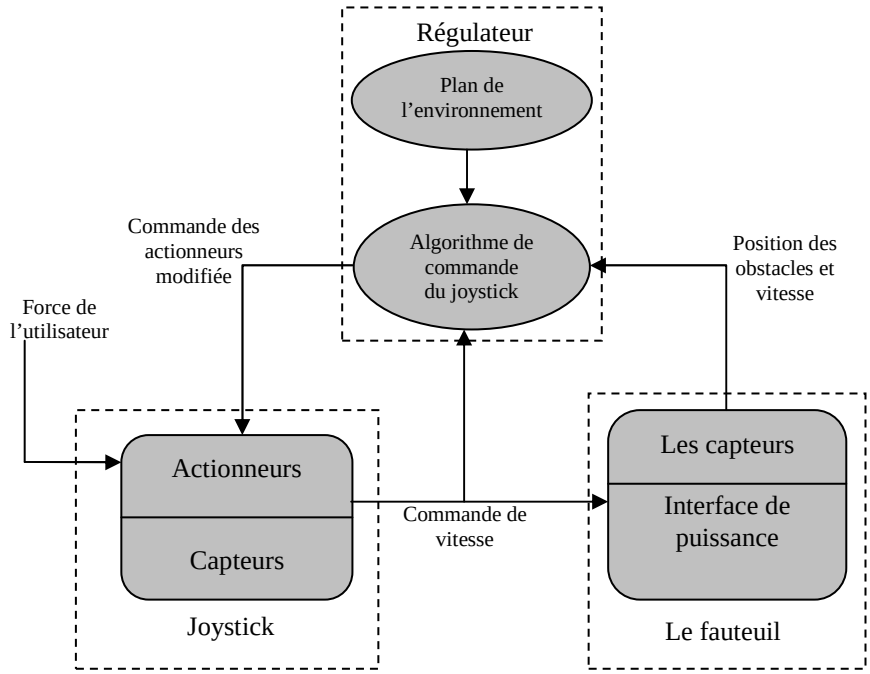


Figure I.26 : Le diagramme de fonctionnement du fauteuil de BRIENZA dans un environnement totalement modélisé.

Dans [HONG99] 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 d'avance du fauteuil.

Une autre étude a montré l'intérêt de la conduite du fauteuil Luoson III (Figure I.26) en mode assisté par des personnes aveugles [LUO99]. La méthode a été testée dans deux cas de figure, le passage dans un couloir et la sortie d'une chambre pour entrer dans une autre, et a démontré qu'elle peut donner une information fiable de l'environnement autour du fauteuil et donc aider la personne à éviter des accidents graves. Un algorithme basé sur la logique floue est utilisé pour calculer le retour de force.

Figure I.27 : Le fauteuil Luoson III

Une équipe de l'Université de Toyohashi au Japon a utilisé un joystick à retour d'effort sur un fauteuil omnidirectionnel. Les tests dans des environnements encombrés ont donné des résultats satisfaisants [KITA01].

Pathfinder est un module qui peut être rajouté à un fauteuil électrique ou manuel. Il est équipé de capteurs ultrasons pour la détection des obstacles et de capteurs laser pour l'identification de la nature du sol et la détection des trous et escaliers. Il propose un retour sonore et un retour haptique sous forme de vibration. Ce module est commercialisé par Nurion Industries [KELL99].

Le SPAM (Smart Power Assistance Module) (Figure I.28), est un module à rajouter à des fauteuils manuels qui applique un couple additionnel sur les roues en fonction du retour de ses capteurs ultrasons. Un retour haptique est donc généré sur les mains courantes [SIMP05].

Figure I.28 : Le module SPAM placé sur un fauteuil manuel

D'autres travaux décrits dans la littérature concernent la téléopération d'un mobile assisté par un retour d'effort. Ces applications ne ciblent que des utilisateurs valides mais leurs conclusions sont tout de même indicatives sur le potentiel de la méthode. Ainsi dans [BARN99] des expérimentations sont menées en simulation concernant la téléopération d'un bras de robot Puma 560 placé sur une base mobile K2A en milieux hostiles. Les auteurs constatent une diminution significative du nombre de collisions en utilisant le joystick à retour d'effort Impulse Engine 2000 en mode sans retour de force, puis en mode avec retour de force. La durée et la longueur des trajets ne sont par contre que peu modifiées d'une situation à l'autre. Une expérimentation similaire dans [LEE05], consiste à utiliser un appareil à retour d'effort 3D PHANToM^{TM} bridé à 2D pour la simulation de la navigation d'un robot mobile dans un environnement virtuel. Cette expérimentation conduit aux mêmes conclusions: le retour d'effort diminue les collisions et augmente la distance minimale de sécurité qui sépare le robot des obstacles, sans augmenter significativement la durée de navigation.

Des mesures de performance ne suffisent cependant pas toujours pour conclure à l'intérêt du retour de force : dans [LAM04] des mesures de charge de travail mentale lors de la téléopération d'un hélicoptère mènent au constat que certains algorithmes de calcul de retour de force améliorent la performance au prix d'une augmentation significative de la charge de travail.

I.6.3. Conclusion

Les quelques travaux décrits dans la littérature concernant les fauteuils commandés par un joystick à retour d'effort présentent des résultats encourageants mais ne sont pas suffisamment avancés pour conclure sur l'apport réel de ce nouveau mode de commande. Il

manque en particulier des expérimentations plus poussées permettant de mieux cerner dans quelles conditions un retour d'effort peut améliorer les performances de pilotage par rapport à une commande manuelle classique de fauteuil électrique.

I.7.Conclusion du chapitre 1

Ce chapitre a présenté les différents éléments d'une commande d'un fauteuil électrique intelligent en mode assisté en utilisant le retour de force. Nous avons tout d'abord effectué une synthèse des différents travaux existant dans le domaine des fauteuils électriques intelligents. Nous avons détaillé les différents critères de classification de ces fauteuils puis établi une liste des fauteuils développés jusqu'à ce jour.

La deuxième partie du chapitre s'est intéressée aux différents modes de commande que l'on peut établir dans un couple homme-machine : le mode manuel, le mode combiné, le mode partagé et le mode automatique. Les problèmes rencontrés dans la conduite des fauteuils roulants électriques par des personnes handicapées ne sont pas entièrement résolus par l'utilisation de ces modes de commande, d'où la nécessité de concevoir un autre mode de commande que l'on peut appeler « mode assisté » utilisant une interface à retour de force.

La troisième partie de ce chapitre a été consacrée à l'utilisation du retour d'effort dans le monde de la robotique. Nous avons donné des exemples de différents types d'interfaces existants ainsi qu'un aperçu de leurs applications.

Nous avons ensuite décrit les deux modèles les plus usités de l'opérateur humain dans une tâche de conduite d'un véhicule : le modèle crossover et le modèle OCM. Pour clôturer le chapitre nous avons cité les quelques études portant directement sur notre travail de thèse : la commande assistée d'un fauteuil roulant électrique par l'utilisation d'un joystick à retour de force.

II. CHAPITRE 2 :

CONCEPTION DU SIMULATEUR

II.1. Introduction

Face à des procédés et des machines de plus en plus complexes à maîtriser, l'homme a dû affronter le problème de la formation des opérateurs qui devenait difficile et coûteuse. Ainsi est apparue l'idée de simuler des procédés complexes afin de les répéter à l'infini et d'éviter le coût des dégâts produits par les erreurs de manipulation lors de l'apprentissage. Cela permet aussi d'effectuer des expériences en toute sécurité. Bien que la simulation ne prétende pas reproduire parfaitement la réalité, elle peut être un outil dont l'intérêt s'évalue selon quatre critères [ROUH88] :

- Efficacité : le simulateur offre des situations très diverses qui ne se rencontrent pas facilement dans la réalité.
- Sécurité : il n'y a pas de risques lors de la manipulation, alors que le risque est présent lorsque le travail réel est effectué dans un milieu hostile, que ce soit pour le matériel ou pour la personne. Ceci est d'autant plus vrai dans la situation où l'utilisateur est une personne sévèrement handicapée.
- Disponibilité : un simulateur est utilisable tout le temps indépendamment de la disponibilité des locaux ou de la compatibilité de l'environnement.
- Rentabilité : le coût d'une expérimentation dans un site réel est en général incomparable à celui d'une expérience effectuée sur un simulateur.

D'autre part les simulateurs autorisent le contrôle aisé des paramètres de la situation simulée et permettent d'observer facilement des grandeurs qui demandent un observateur dans un système réel.

Tous ces arguments justifiant la simulation sont applicables au cas particulier de tests de nouvelles fonctionnalités pour un fauteuil intelligent. Les expérimentations en situations réelles dans ce contexte sont en effet très lourdes à mener pour des raisons de sécurité, de

fiabilité des prototypes de laboratoire, de la difficulté de dupliquer ces prototypes et de la fatigabilité des personnes sévèrement handicapées.

D'après [SUTT90], pour qu'un simulateur se rapproche de la réalité, il faut :

- que la tâche indiquée à l'opérateur soit identique à la tâche réelle,
- que l'opérateur utilise les mêmes moyens de commande et de réception d'information que sur le système réel,
- que l'opérateur soit psychologiquement préparé à accepter la simulation.

Dans notre cas, le simulateur consiste en un environnement en 2D où l'on peut contrôler un prototype du fauteuil roulant VAHM. Il va nous permettre de tester :

- différents algorithmes de commande pour le fauteuil roulant électrique,
- différents algorithmes de calcul de la force de retour,
- plusieurs types d'environnements,
- différentes cinématiques de fauteuil (traction avant, traction arrière…).

Dans ce chapitre nous allons détailler les différents éléments entrant dans la conception d'un simulateur permettant de tester une nouvelle fonctionnalité pour fauteuil intelligent, la « commande assistée ». Les caractéristiques du robot simulé sont celles du robot réel VAHM. Nous allons donc en décrire ses trois versions puis les modéliser. Nous détaillerons ensuite les différentes méthodes proposées pour le calcul du retour de force et nous conclurons le chapitre par une description fonctionnelle du simulateur.

II.2. Modélisation du robot VAHM

II.2.1. Introduction

Dans cette première partie nous présentons tout d'abord le projet VAHM. Nous décrivons brièvement les trois versions de ce fauteuil puis nous présentons le modèle cinématique du fauteuil VAHM2 assimilable à un robot à deux roues motrices. Ce modèle est le même pour le fauteuil VAHM3, seule change la position des roues motrices. Nous développons ensuite le modèle dynamique du VAHM2 ; ce modèle peut être défini soit par l'utilisation des équations mathématiques de la dynamique du fauteuil, soit par identification.

II.2.2. Description du projet VAHM

Le projet VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapé Moteur) a vu le jour dès le début des années 90, dans le but d'améliorer la conduite des fauteuils roulants électriques en les équipant de capteurs de l'environnement et de méthodes de commande issues de la robotique mobile. Ce projet a connu trois prototypes de fauteuils :

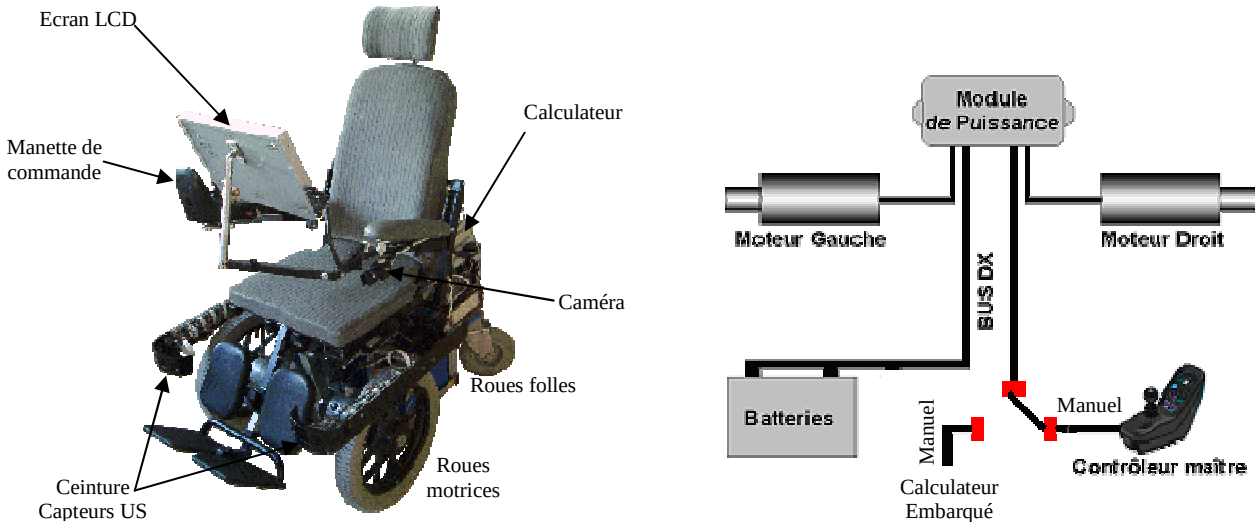
VAHM1 : il est conçu à partir d'une base mobile ROBUTER équipée d'un micro-ordinateur portable et d'un siège pour personne handicapée (Figure II.1). Cette base mobile a des dimensions identiques à celles d'un fauteuil roulant électrique standard.

Figure II.1 : Le robot VAHM1

VAHM2 : la deuxième version du fauteuil VAHM est basée sur l'amélioration d'un fauteuil roulant électrique commercial à traction avant, le PP201 de la société suisse PowerPush (Figure II.2). Son électronique de commande est architecturée autour d'un bus propriétaire de type CAN, le bus DX développé par la société Control Dynamics Ltd. Le système DX minimal se compose de deux modules :

- Le module principal qui inclut le joystick et les différents boutons de commande, les boutons d'activation d'options, ainsi que les indicateurs d'erreurs et de niveau de la batterie.
- Le module de puissance qui convertit les signaux de commande provenant du module principal en signaux de puissance permettant l'activation des moteurs.

Le bus système étant de type CAN seulement quatre fils sont nécessaires : deux pour l'alimentation et deux pour les signaux de commande.



a b

Figure II.2 : a) Le robot VAHM2 ; b) Architecture du Bus DX

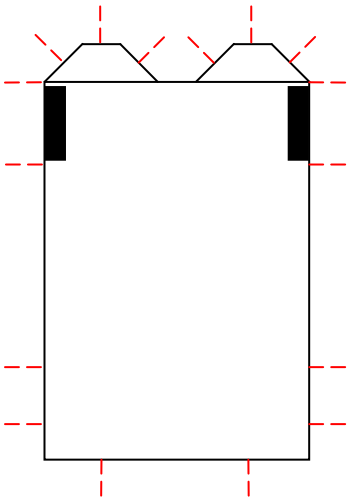


Figure II.3 : Positionnement des capteurs ultrasonores sur le VAHM2

Le fauteuil est équipé de seize capteurs ultrasonores répartis autour du véhicule comme le montre la Figure II.3. Ces capteurs sont des POLAROÏD dont l'activation est gérée par une carte microcontrôleur Motorola 68HC811 qui s'occupe également de transmettre les mesures des capteurs à l'unité de traitement via une liaison série RS-232. Le système odométrique se compose de deux codeurs optiques incrémentaux (un par roue motrice) couplés à une carte de comptage permettant d'atteindre une résolution de 4096 pas par tour de roue. Le système de vision est composé d'une caméra CCD Watec 505-EX et d'une carte d'acquisition vidéo MiroPC/TV de chez PINCEL^{TM}. Le calculateur de bord s'occupe du traitement des données des différents capteurs et de l'envoi de la commande vers les moteurs des roues motrices.

Enfin, le fauteuil est équipé d'un écran LCD permettant de réaliser une interface graphique entre l'utilisateur et le système.

VAHM3 : le robot VAHM3 est basé sur le fauteuil à traction arrière Invacare StormIII (Figure II.4). Son électronique de commande est identique à celle du VAHM2.

Figure II.4 : Le robot VAHM3

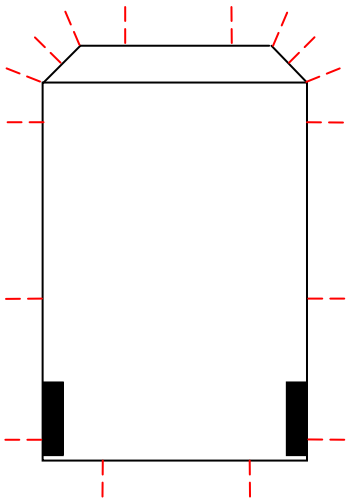


Figure II.5 : Disposition des capteurs ultrasonores sur le robot VAHM3.

Le fauteuil est équipé d'une ceinture de capteurs ultrasonores. La Figure II.5 montre leur disposition autour du fauteuil. Le système odométrique est identique à celui du fauteuil VAHM2. Le fauteuil ne possède pas de système de vision. L'ordinateur de bord est basé sur un microprocesseur Pentium4 à 2.66 GHz de fréquence d'horloge et doté de 512 Mo de Ram. Enfin, le fauteuil est équipé d'un écran LCD.

II.2.3. Modélisation cinématique du fauteuil VAHM

On suppose pour la modélisation cinématique du robot VAHM que le fauteuil se déplace sur des surfaces planes et horizontales (environnements intérieurs). Les mouvements du fauteuil seront 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 II.6).

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 qui l'ont engendré. Le modèle que l'on va développer dans cette partie est valable pour les fauteuils VAHM2 et VAHM3. Ce modèle lie les postures (position $[x(t), y(t)]^T$ et orientation $\theta(t)$) successives du système au vecteur des variables articulaires Θ, en tenant compte de la non holonomie du robot.

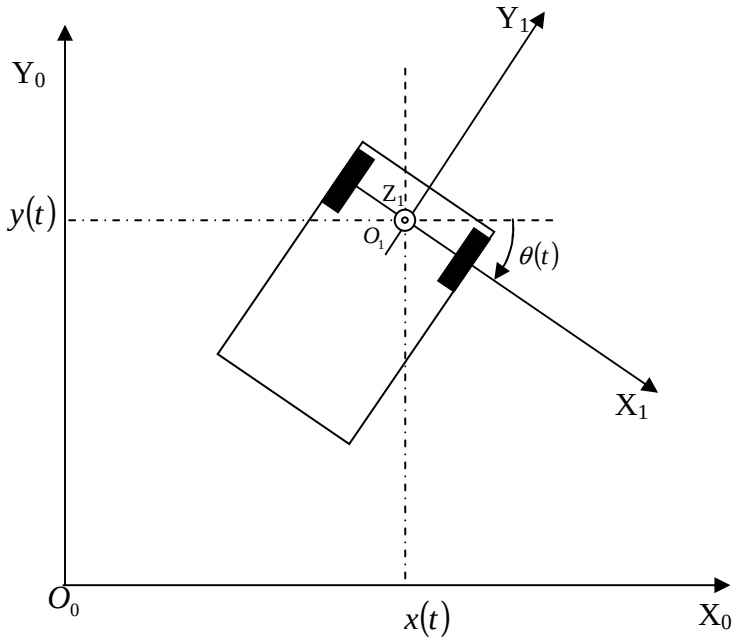


Figure II.6 : Posture q du VAHM2 : $q = [x(t), y(t), \theta(t)]^T$

Le fauteuil possède deux roues motrices et se déplace grâce à leurs mouvements différentiels. Le modèle cinématique de notre fauteuil est similaire au modèle d'un robot mobile à deux roues motrices indépendantes. A partir de la connaissance de la posture ***q*** du robot à un instant donné *t* exprimée dans un repère fixe $\Re_0$ et la mesure de la variation des angles de rotation des roues motrices, on désire estimer la posture du robot à l'instant suivant *t+1*. Pour cela on s'appuie sur le principe de l'odométrie.

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

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

Dans notre cas le vecteur des variables articulaires est composé des angles de rotation instantanés des roues motrices :

$$\Theta(t) = [\alpha_g(t), \alpha_d(t)]^T$$

Nous allons définir $\alpha(t)$ de telle sorte qu'il soit positif lorsque la rotation de la roue induit un déplacement du fauteuil vers l'avant.

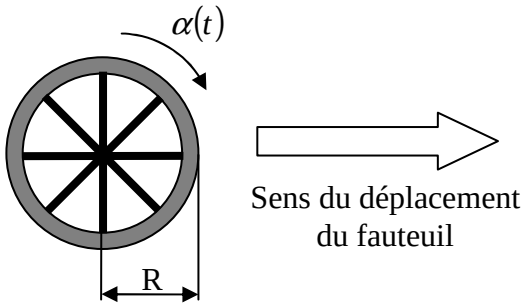


Figure II.7 : Convention de signe pour l'angle de rotation d'une roue motrice

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

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

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

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

L'écart entre les roues motrices est noté ***L*.** La Figure II.8 représente ces différentes notations.

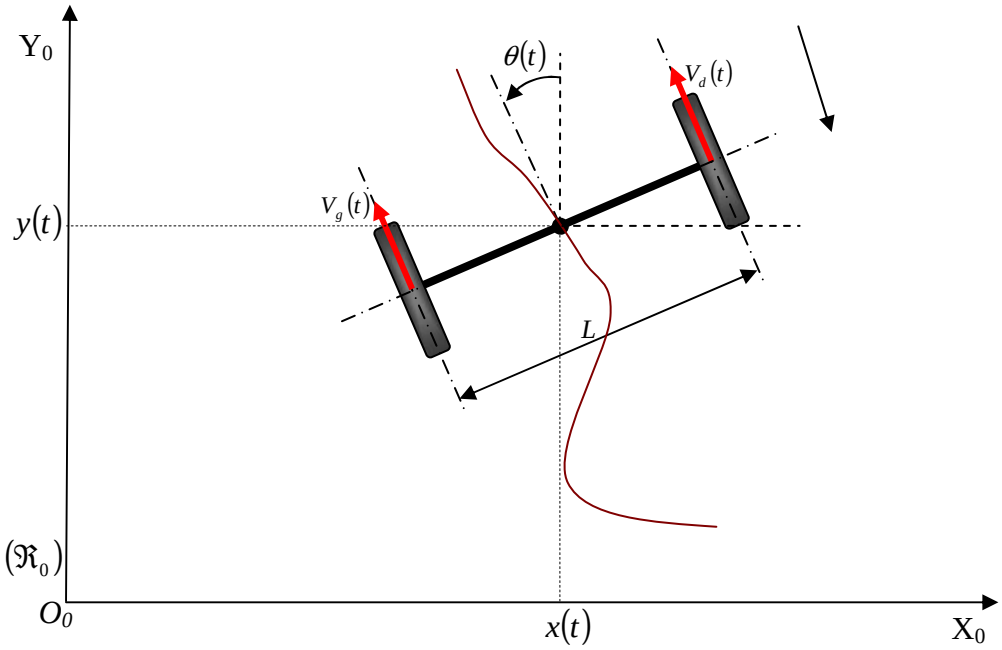


Figure II.8 : Posture du fauteuil par rapport à un repère fixe $(\Re_0)$.

Nous allons nous intéresser au mouvement décrit par le fauteuil entre deux postures successives. Soit $\Delta\alpha_g(t)$ 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. Elles 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 :

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

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 II.9). 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 $t_2 = (k+1) \cdot T_e$

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

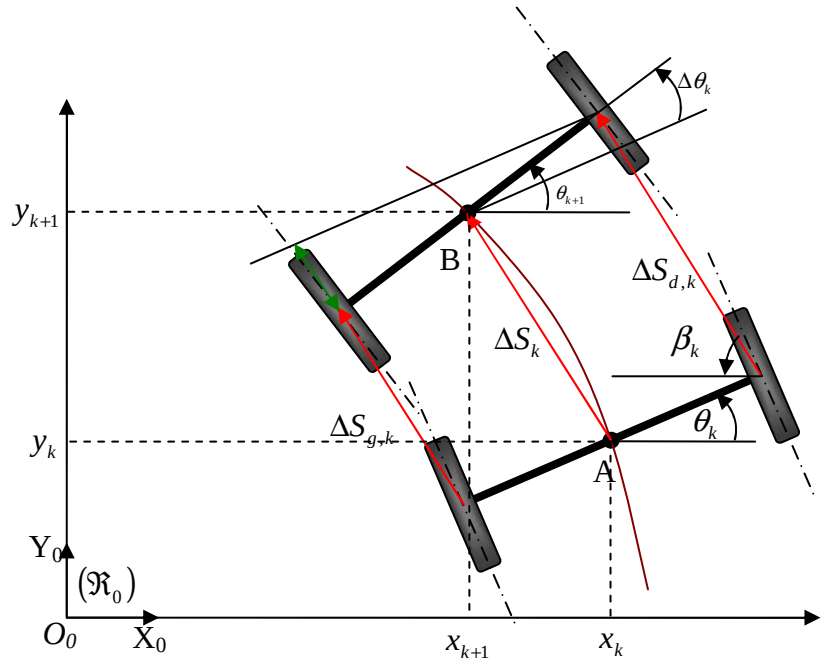


Figure II.9 : Variation de la posture du fauteuil entre deux instants d'échantillonnage.

Entre les instants $k \cdot T_e$ et $(k+1) \cdot T_e$, 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 II.9, on peut écrire :

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

Avec :

$$\begin{cases} \Delta x_k = \Delta S_k \cdot \cos(\beta_k) \\ \Delta y_k = \Delta S_k \cdot \sin(\beta_k) \\ \beta_k = \dfrac{\theta_{k+1} + \theta_k}{2} = \theta_k + \dfrac{\Delta\theta_k}{2} \end{cases} \qquad (2.1)$$

En définissant la variation de la posture Δq_k du fauteuil entre les instants $k \cdot T_e$ et $(k+1) \cdot T_e$ par $\Delta q_k = \begin{bmatrix} \Delta x_k \\ \Delta y_k \\ \Delta\theta_k \end{bmatrix}$

Le système précédent peut être écrit comme suit :

$$q_{k+1} = q_k + \Delta q_k$$

A partir de la Figure II.9 on peut écrire :

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

Pour un 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 :

$$\Delta\theta_k \cong \frac{\Delta S_{d,k} - \Delta S_{g,k}}{L}$$

D'où le modèle cinématique du fauteuil :

$$\begin{cases} x_{k+1} = x_k + \Delta S_k \cdot \cos\left(\theta_k + \dfrac{\Delta\theta_k}{2}\right) \\ y_{k+1} = y_k + \Delta S_k \cdot \sin\left(\theta_k + \dfrac{\Delta\theta_k}{2}\right) \\ \theta_{k+1} = \theta_k + \Delta\theta_k \end{cases} \tag{2.2}$$

Avec :

$$\begin{cases} \Delta S_k = \dfrac{\Delta S_{d,k} + \Delta S_{g,k}}{2} \\ \Delta\theta_k = \dfrac{\Delta S_{d,k} - \Delta S_{g,k}}{L} \end{cases}$$

Ce modèle peut être écrit dans le domaine continu par le système d'équation suivant :

$$\begin{cases} x(t) = x(0) + \frac{1}{2}\displaystyle\int_0^t \left(v_d(\tau) + v_g(\tau)\right) \cdot \cos(\theta(\tau))\,d\tau \\ y(t) = y(0) + \frac{1}{2}\displaystyle\int_0^t \left(v_d(\tau) + v_g(\tau)\right) \cdot \sin(\theta(\tau))\,d\tau \\ \theta(t) = \theta(0) + \dfrac{1}{L}\displaystyle\int_0^t \left(v_d(\tau) - v_g(\tau)\right)d\tau \end{cases} \tag{2.3}$$

où :

$v_d = r \times w_d$ la vitesse linéaire de la roue droite sans glissement,

$v_g = r \times w_g$ la vitesse linéaire de la roue gauche sans glissement,

$v_t = \dfrac{(v_d + v_g)}{2}$ la vitesse linéaire sans glissement du point c,

$w = \dfrac{(v_d - v_g)}{L}$ la vitesse de rotation du fauteuil,

w_d, w_g : les vitesses angulaires des roues droite et gauche respectivement,

$r = 21cm$: le rayon de chacune des roues motrices pour le VAHM2, et $r = 18cm$ pour le fauteuil VAHM3,

$L = 57cm$: la distance entre les deux roues motrices pour les fauteuils VAHM2 et VAHM3.

En dérivant l'équation (2.3) par rapport au temps nous obtenons :

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = v_t(t) \cdot \cos(\theta(t)) \\ \dot{y}(t) = v_t(t) \cdot \sin(\theta(t)) \\ \dot{\theta}(t) = w(t) \end{cases} \quad (2.4)$$

Il faut noter que ces équations définissent la vitesse angulaire du fauteuil. Le centre de rotation du fauteuil est le point d'intersection des deux axes définis par les vitesses linéaires des deux roues comme le montre la Figure II.10.

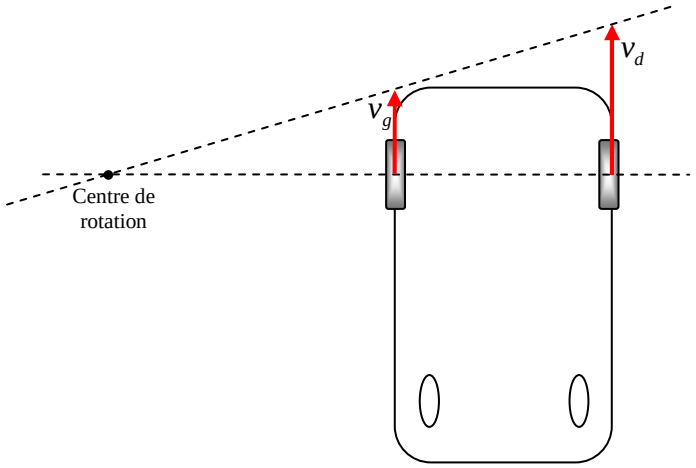


Figure II.10 : Le centre de rotation du fauteuil.

II.2.4. Modèle dynamique du fauteuil

On se propose de réaliser une modélisation dynamique du VAHM2 dans l'objectif d'introduire le modèle obtenu dans le simulateur. Un certain nombre de modèles mécaniques ont été décrits dans la littérature dans un but de simulation [DING03]. Une autre approche est utilisée en robotique dont les objectifs s'orientent vers les problèmes de la commande : on met en entrée du système les variables commandables et en sortie les variables observables. Ces deux approches se distinguent par leur formalisme et les outils théoriques utilisés. Une autre manière de modéliser un système est de procéder par identification en effectuant des essais.

II.2.4.1. Modélisation mathématique

Le fauteuil VAHM2 se compose de plusieurs sous-systèmes : assise, roues motrices, moteur électrique, roues libres… Nous pourrions rajouter à tout cela la dynamique de la personne handicapée mais nous allons négliger sa présence sur le fauteuil et considérer ce dernier comme un mécanisme rigide articulé. Il est donc constitué de trois corps rigides et peut être complètement décrit en utilisant la troisième loi de Newton ainsi que le formalisme de Newton-Euler. Ce modèle sera alors complet mais difficile à implémenter vu le nombre important d'équations différentielles que le calculateur doit résoudre dans chaque boucle de simulation. De plus nous ne possédons que très peu d'informations sur les paramètres du VAHM, principalement du fait de l'absence de données constructeur (moment d'inertie, caractéristique des couples moteurs). Par contre le modèle se simplifie si on fait la même hypothèse que pour le modèle cinématique : le fauteuil se déplace dans des environnements d'intérieur sur des surfaces horizontales. La matrice d'inertie du système se réduit donc à une dimension et le problème peut être traité dans le plan.

Nous allons considérer que le fauteuil est constitué d'un seul corps excité uniquement par les tensions envoyées sur les moteurs. Le VAHM2 peut être représenté dans ce cas par le bloc diagramme de la Figure II.11. Le sigle AR signifie (Avant aRrière), et GD signifie (Gauche Droite). u_{AR} et u_{GD} sont les commandes générées par le joystick ; v_g et v_d sont les tensions envoyées aux moteurs gauche et droit respectivement ; w_g et w_d sont les vitesses angulaires gauche et droite respectivement.

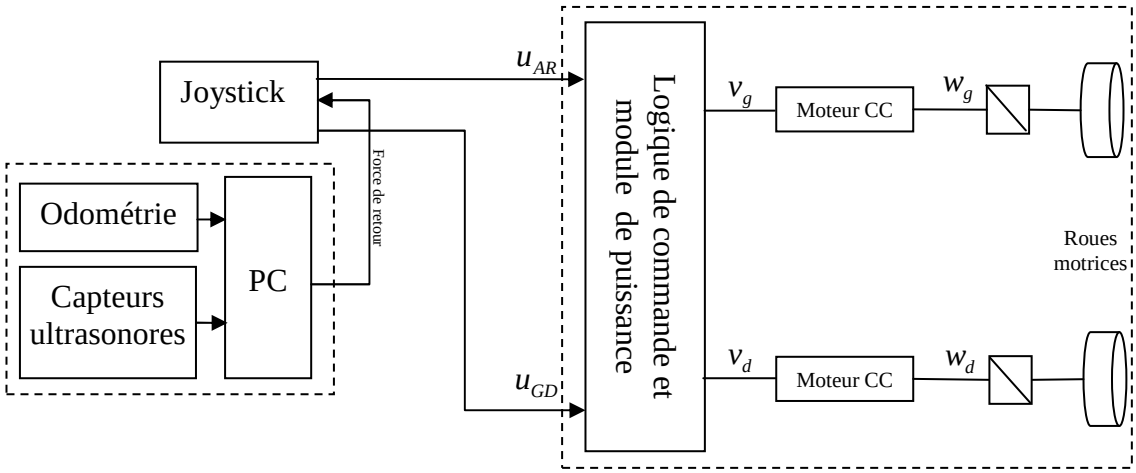


Figure II.11 : Bloc diagramme du VAHM2 commandé par un joystick à retour d'effort.

Les commandes générées par le joystick sont fonction de sa position (cf. II.3.2 ; Figure II.18).
La modélisation du fauteuil consiste à identifier la partie qui contient le module de puissance et la logique de commande des moteurs ainsi que les deux moteurs à courant continu liés à chaque roue motrice. Les sorties de ce bloc seront la vitesse de rotation et la vitesse linéaire du fauteuil.
La dynamique du fauteuil se résume à celle des moteurs électriques plus les charges placées sur leurs arbres. Ceci veut dire que la dynamique des roues libres et de l'assise sera introduite dans l'inertie de la charge. La fonction de transfert d'un moteur à courant continu est donnée par la relation suivante :

$$\frac{w_i}{v_i} = \frac{K_t \frac{N_1}{N_2}}{(L_a s + R_a)\left(\left(J_m + \left(\frac{N_1}{N_2}\right)^2 J_l\right)s + \left(B_m + \left(\frac{N_1}{N_2}\right)^2 B_l\right)\right) + K_t K_v}$$

Où :

i : l'indice de la gauche ou de la droite

$v_i\,[volt]$: la tension appliquée au moteur,

$w_i\,[rad/s]$: la vitesse angulaire instantanée,

N_1/N_2 : le coefficient du réducteur de vitesse, avec $N_2 > N_1$,

K_t : la constante d'armature,

$K_v\,[N \cdot m/A]$: la constante de la force électromotrice,

$L_a\,[Henry]$: l'inductance électrique,

$R_a\,[\Omega]$: la résistance électrique du moteur,

$J_m, J_l\left[Kg \cdot m/s^2\right]$: respectivement les moments d'inertie du moteur et de la charge placée sur son arbre

$B_m, B_l\left[N \cdot m \cdot s\right]$: les constantes de frottement du moteur et de la charge respectivement.

Il faut noter que la relation entre les tensions d'entrée des moteurs v_L, v_R et les entrées du système constituées par les commandes envoyées par le joystick u_{ar}, u_{gd} est inconnue et que nous n'avons aucune idée sur la composition du module de puissance. La modélisation du

fauteuil mathématiquement devient alors impossible et nous allons donc procéder par identification.

II.2.4.2. Identification du modèle dynamique du fauteuil

Nous cherchons à identifier le bloc qui admet comme entrées les signaux envoyés par le joystick et comme sorties les vitesses angulaires des moteurs gauche et droit. Les relations entre les vitesses de rotation des roues droite et gauche du fauteuil et les vitesses de translation et de rotation du fauteuil sont données par les équations du modèle cinématique défini précédemment.

L'identification va définir la fonction de transfert du système ayant (u_{ar}, u_{gd}) en entrée et (w_g, w_d) en sortie à l'aide de la réponse indicielle. Nous avons utilisé le logiciel Matlab/Simulink et RealTime Blockset pour effectuer les essais sur le fauteuil. Pour cela nous avons créé un fichier C-Mex qui permet l'application de n'importe quelle entrée (u_{ar}, u_{gd}) et la lecture des capteurs odométriques (N_g, N_d). En se basant sur les mesures, les vitesses angulaires (w_g, w_d) peuvent être estimées par la relation suivante :

$$w_i = \frac{d}{dt}\frac{2\pi}{4096}N_i \quad avec \quad i = g \; ou \; d$$

Le processus d'identification a été réalisé en utilisant la configuration présentée sur la FigureII.12, avec un pas d'échantillonnage de $1\,ms$. Durant le processus d'identification la charge est considérée constante et la surface sur laquelle on se déplace est plane et à faible glissement.

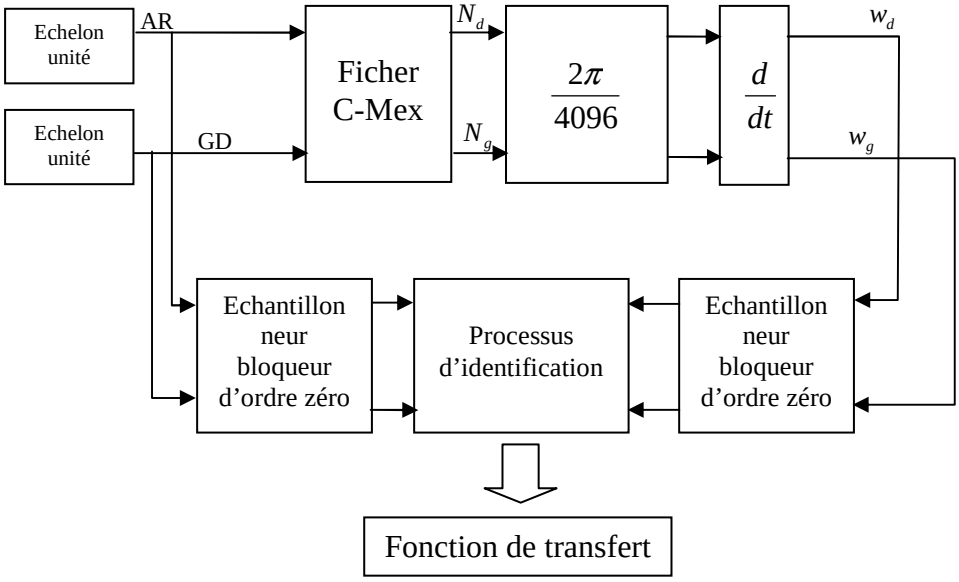


Figure II.12 : Processus d'identification

En appliquant séparément un échelon unitaire sur les entrées AR et GD du système, on obtient les sorties représentées sur la Figure II.13.

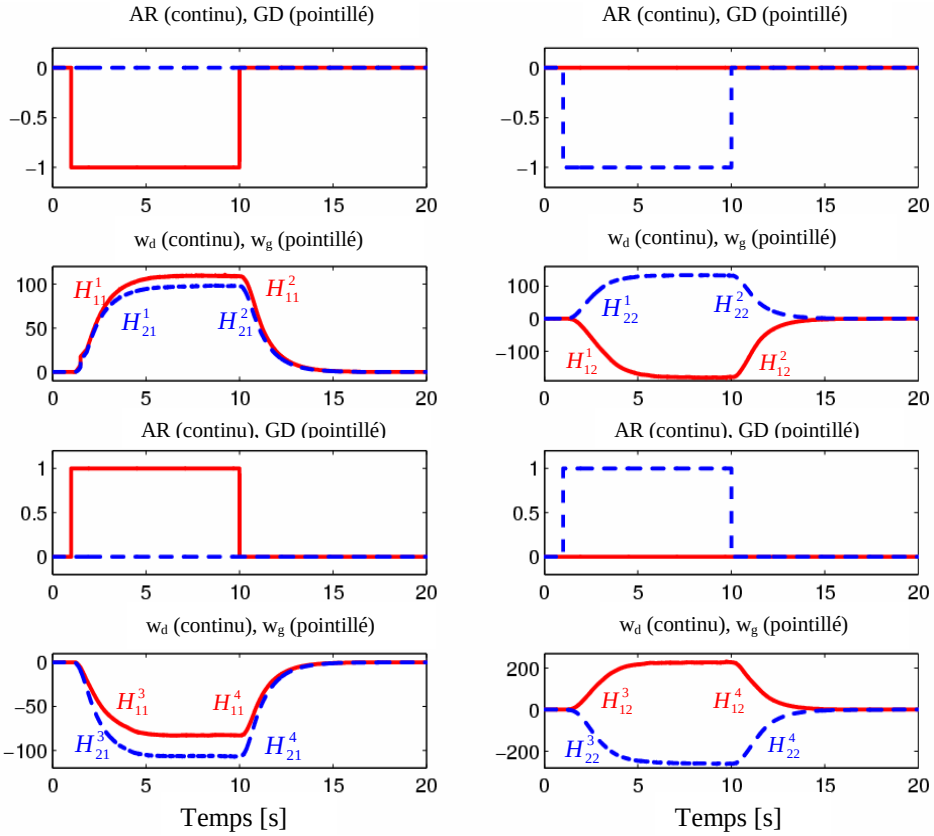


Figure II.13 : Les courbes des entrées-sorties lors de l'identification.

En se basant sur ces courbes on peut identifier les réponses par des fonctions de transfert du deuxième ordre et on obtient les fonctions de transfert suivantes :

$$H_{11}^1 = \frac{-109\times 12.25 e^{-0.08s}}{s^2+6.3s+12.25} \quad H_{11}^2 = \frac{-109\times 23.04}{s^2+8.16s+23.04} \quad H_{11}^3 = \frac{-83\times 12.25 e^{-0.08s}}{s^2+6.3s+12.25} \quad H_{11}^4 = \frac{-83\times 23.04}{s^2+8.16s+23.04}$$

$$H_{12}^1 = \frac{180\times 2.89 e^{-0.13s}}{s^2+2.72s+2.89} \quad H_{12}^2 = \frac{180\times 12.25}{s^2+5.95s+12.25} \quad H_{12}^3 = \frac{226\times 2.89 e^{-0.13s}}{s^2+2.72s+2.89} \quad H_{12}^4 = \frac{226\times 12.25}{s^2+5.95s+12.25}$$

$$H_{21}^1 = \frac{-98\times 21.16 e^{-0.08s}}{s^2+9.2s+21.16} \quad H_{21}^2 = \frac{-98\times 36}{s^2+10.8s+36} \quad H_{21}^3 = \frac{-107\times 21.16 e^{-0.08s}}{s^2+9.2s+21.16} \quad H_{21}^4 = \frac{-107\times 36}{s^2+10.8s+36}$$

$$H_{22}^1 = \frac{-133\times 4 e^{-0.13s}}{s^2+3s+4} \quad H_{22}^2 = \frac{-133\times 10.89}{s^2+5.94s+10.89} \quad H_{22}^3 = \frac{-259\times 4 e^{-0.13s}}{s^2+3s+4} \quad H_{22}^4 = \frac{-259\times 10.89}{s^2+5.94s+10.89}$$

On peut remarquer que les $\left(H_{ij}^1, H_{ij}^3\right)$ et $\left(H_{ij}^2, H_{ij}^4\right)$ avec $i = 1, 2$ ont la même dynamique, seul le gain statique diffère. Le modèle final qui est une combinaison de toutes ces fonctions de transfert, est donné sur le schéma bloc de la Figure II.14.

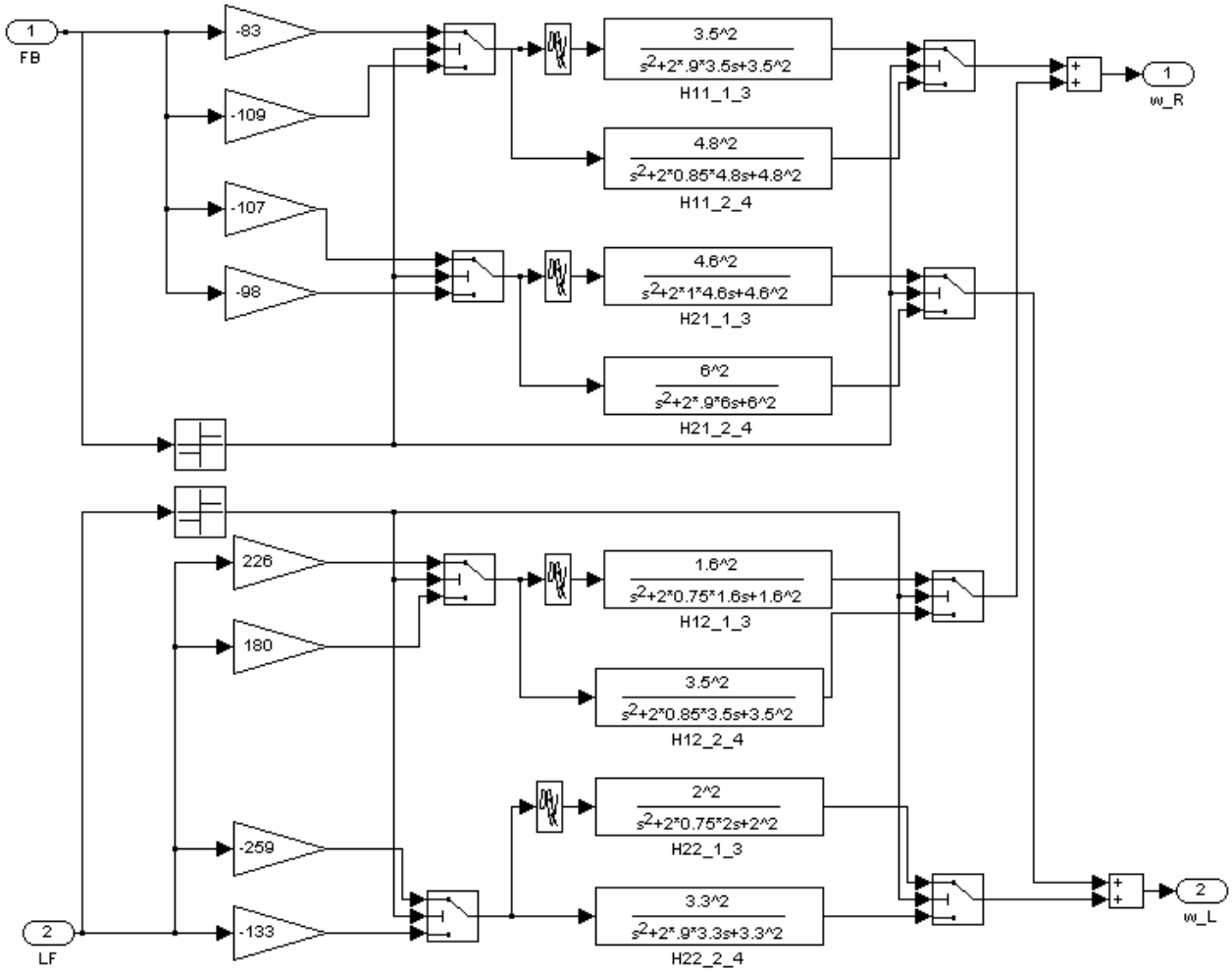


Figure II.14 : Le modèle identifié.

Dans le but de valider ce modèle, nous lui avons appliqué les entrées utilisées pour le processus d'identification, et nous avons comparé les résultats (Figure II.15). On peut ainsi

constater une bonne similitude entre les courbes obtenues à partir du système réel et celles obtenues à partir du modèle.

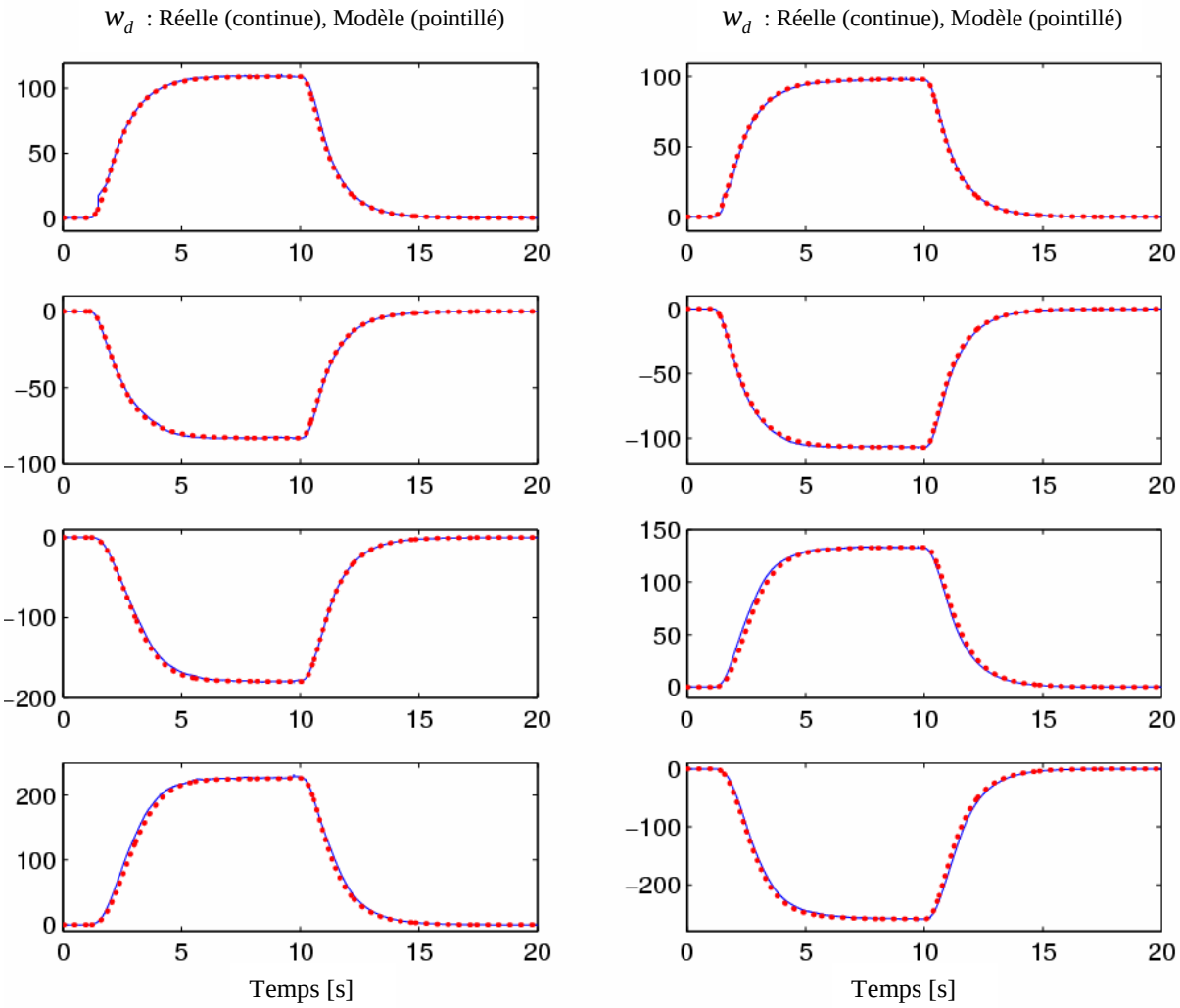


Figure II.15 : Comparaison entre les réponses du système réel et celles du modèle.

Ce modèle va être rajouté à notre simulateur pour tenir compte du comportement dynamique du fauteuil. Il doit subir une transformation de la sortie avant qu'il soit prêt à se placer dans la boucle du simulateur représentée sur la Figure II.16. Cette transformation assure le passage des vitesses de rotation de chacun des moteurs aux vitesses de rotation et translation du fauteuil.

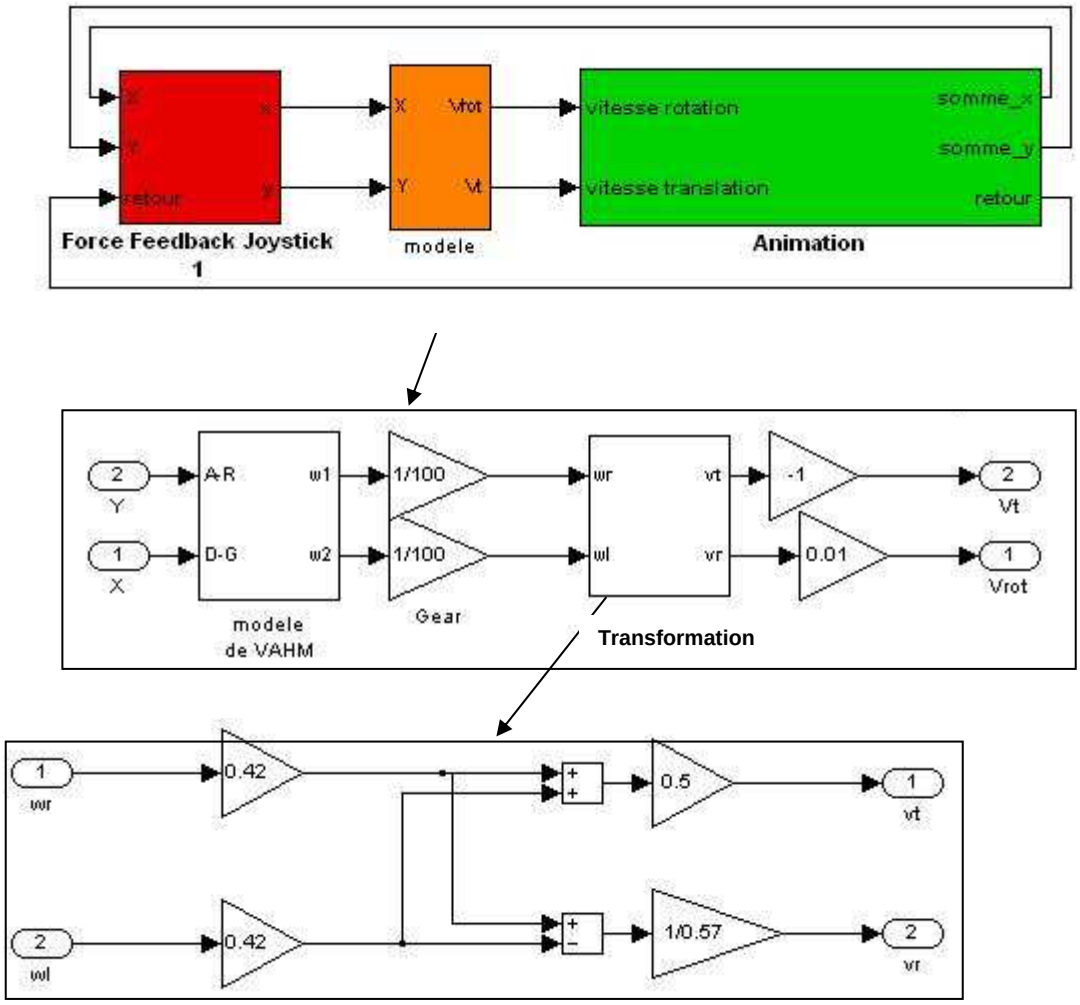


Figure II.16 : Implémentation du modèle dans le simulateur.

L'introduction du modèle dynamique dans la simulation n'a cependant pas apporté en pratique de changements significatifs dans le comportement du fauteuil. De plus le temps de calcul est devenu plus important car nous sommes amenés à résoudre au moins une équation différentielle dans chaque boucle de simulation. Notre simulateur est basé sur l'utilisation du temps apparent qui cache tous les temps additionnels comme le temps de calcul et les temps de communication. On arrive à cacher ces temps en donnant au fauteuil une unité de déplacement assez grande pour que le système rattrape le retard. Quand on introduit le modèle dynamique, le temps de calcul augmente encore plus. Si on essaye d'augmenter encore les échelles pour cacher ce temps, le système devient instable. Compte tenu de ces inconvénients et de l'apport peu significatif du modèle nous avons donc choisi de ne pas l'introduire dans nos expérimentations.

II.2.5. Conclusion

Dans ce sous chapitre on s'est attaché à la modélisation du fauteuil VAHM. Nous avons décrit les différentes versions de ce fauteuil, puis nous avons étudié son modèle cinématique, et enfin identifié son modèle dynamique. De cette étude nous pouvons donc déduire les caractéristiques du robot virtuel.

II.3. Algorithme de calcul du retour de force

II.3.1. Introduction

Dans cette partie nous allons tout d'abord présenter la méthodologie générale d'application du retour de force. Nous décrirons ensuite les différents algorithmes utilisés lors de nos expérimentations. Ces algorithmes sont inspirés des nombreux travaux décrits dans la littérature concernant le mode de commande partagé. La « meilleure » direction libre qui dans ce mode de commande est imposée au pilote du mobile sera dans notre cas « suggérée » via le retour d'effort.

II.3.2. Méthodologie de retour de force

Le système considéré dans ce travail utilise un mode de commande assisté avec l'utilisation du retour de force. La Figure II.17 représente le schéma fonctionnel du système Homme-Fauteuil.

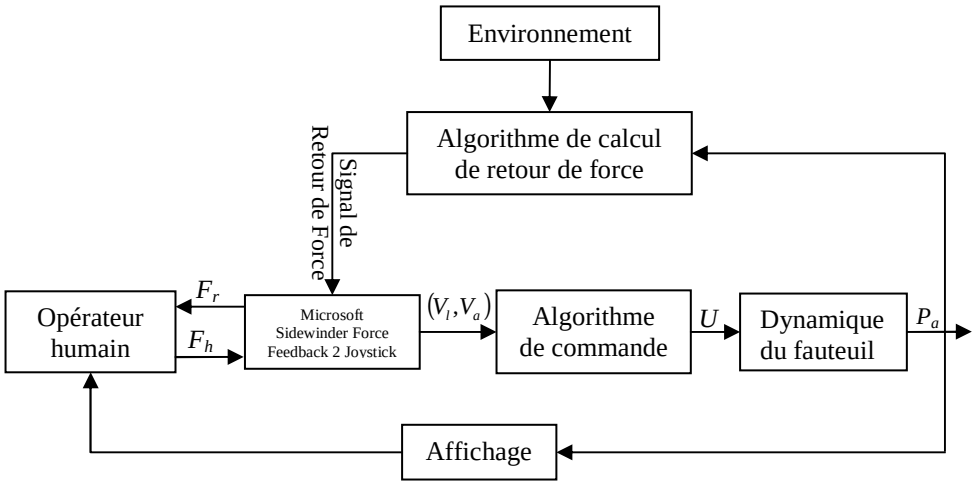


Figure II.17 : Le schéma fonctionnel du système homme-fauteuil

Sur la Figure II.17, P_a est la position actuelle du fauteuil. L'opérateur humain observe cette position et envoie sa commande pour définir une position désirée sous forme d'une force F_h qu'il applique sur le joystick. L'algorithme de retour de force définit la force de retour qui sera reçue par l'opérateur. Cette dernière est calculée en fonction de la position actuelle du fauteuil. La position du joystick est interprétée en direction et position comme le montre la Figure II.18, où l'axe des abscisses est utilisé pour coder la vitesse angulaire V_a, la vitesse linéaire V_l étant codée sur l'axe des ordonnées.

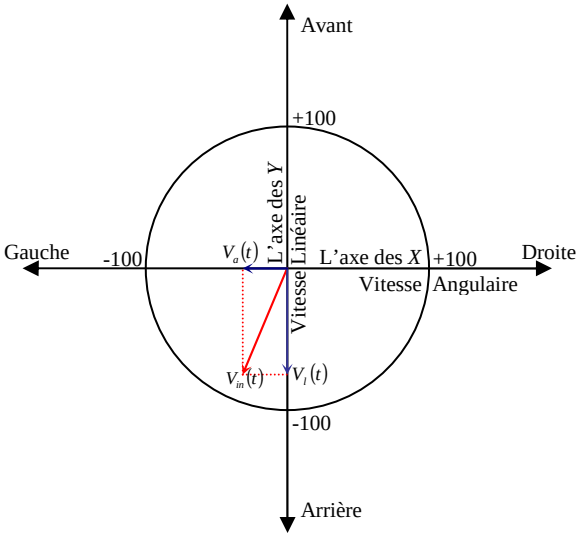


Figure II.18 : Interprétation des axes du joystick

La direction du fauteuil suit celle du vecteur de la vitesse instantanée $\overrightarrow{V_{in}(t)}$ où $\overrightarrow{V_{in}(t)} = \overrightarrow{V_l(t)} + \overrightarrow{V_a(t)}$. Ces nouvelles consignes (vitesse linéaire et vitesse angulaire) sont transmises à l'algorithme de commande qui calcule la commande *U* des moteurs du fauteuil pour atteindre la vitesse et la direction désirées. L'opérateur humain observe la nouvelle position P_a et ajuste la force F_h qu'il applique sur le joystick pour rapprocher la position observée du fauteuil de la position désirée.

II.3.3. L'algorithme de retour de force

L'algorithme de retour de force calcule l'intensité et la direction de la force de retour $\overrightarrow{F_r}$. Nous avons utilisé trois méthodes pour calculer la force du retour : la méthode VFF (Vector Force Field), la méthode VFH (Vector Field Histogram) et la méthode MVFH (Modified Vector Field Histogram). L'entrée de chacune de ces méthodes est la position des obstacles autour du fauteuil obtenue grâce à des capteurs télémétriques. Sur les prototypes du VAHM

on utilise actuellement des capteurs ultrasonores. Un télémètre laser est en cours d'implémentation.

II.3.3.1. Télémètres ultrasonores

La position des obstacles proches du fauteuil est détectée grâce aux seize capteurs à ultrasons placés autour du fauteuil. Il y a deux configurations possibles de ces capteurs selon que l'on utilise les versions 2 ou 3 du fauteuil VAHM (Figure II.3 et II.5). Chaque capteur retourne la distance entre lui-même et l'obstacle le plus proche dans son champ. Ce champ s'étend au plus à deux mètres. Cette limitation n'est pas due au capteur mais à l'algorithme de pré-traitement des données (carte 68HC811) pour des raisons de rapidité d'acquisition. La distance minimale lue par les capteurs est de 0.1m (une distance inférieure est fixée à cette valeur). L'utilisation des capteurs ultrasonores rencontre plusieurs problèmes pratiques (cf. I.2.5). On pourra donc être amené à utiliser un autre type de capteur pour améliorer la perception de l'environnement. Les algorithmes de calcul de retour de force que nous allons expérimenter ne dépendent pas en effet du type de capteurs télémétriques choisi.

II.3.3.2. Méthode des potentiels : VFF

La méthode des potentiels (VFF : « Vector Force Field » [BORE89]) est applicable selon deux variantes, en utilisant ou non une grille virtuelle autour du fauteuil.

II.3.3.2.1. VFF sans grille

Le principe de la méthode des potentiels pour la navigation d'un robot mobile consiste à attribuer à l'objectif un potentiel attractif et aux obstacles un potentiel répulsif. Dans notre cas on se base sur les mesures retournées par les capteurs pour calculer la force de retour selon la relation suivante :

$$\vec{F}_r = \sum_{i=1}^{n} \alpha_i \cdot \vec{f}_i$$

Où :

f_i. : la force de retour correspondant au i^{eme} capteur ultrason

α_i : le poids de la force f_i

n : le nombre de capteurs, 16 pour le robot VAHM.

La force de retour élémentaire est donnée par la relation suivante :

$$f_i = \frac{1}{d_i} e^{j(\pi+\theta_i)}$$

d_i et θ_i sont les coordonnées polaires du vecteur entre l'i^{eme} capteur et l'obstacle détecté par ce dernier comme le montre la Figure II.19.

Les α_i sont des constantes fonctions du comportement que l'on veut privilégier. Il est possible aussi de remplacer les α_i par des fonctions variables dans le temps. Nous avons opté pour le cas le plus simple qui consiste à donner aux α_i une valeur constante : $\forall i, \alpha_i = 1$.

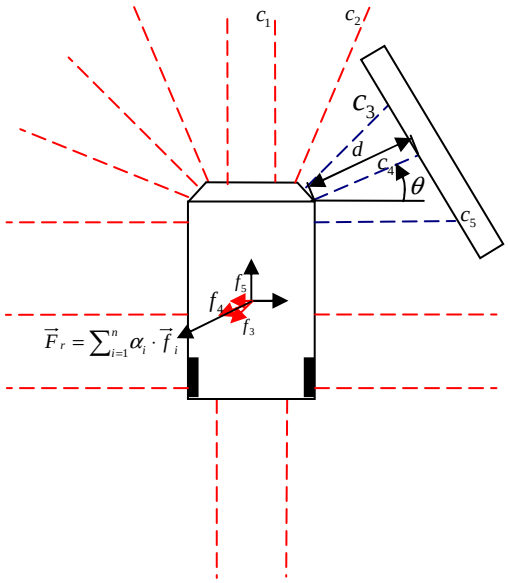


Figure II.19 : La détection des obstacles et la force de retour.

II.3.3.2.2. VFF avec grille

La méthode *Virtual Force Field* (VFF) avec l'utilisation d'une grille autour du fauteuil a été développée par Borenstein et al [BORE89] pour la navigation en temps réel des robots mobiles. Dans un premier temps on crée une grille virtuelle autour du fauteuil. Cette grille est constituée de cases suffisamment petites pour permettre la distinction des obstacles. Dans notre cas, nous avons pris une grille de 51×51 comme le montre la Figure II.20. Chaque cellule a une taille de $10 \times 10 cm^2$.

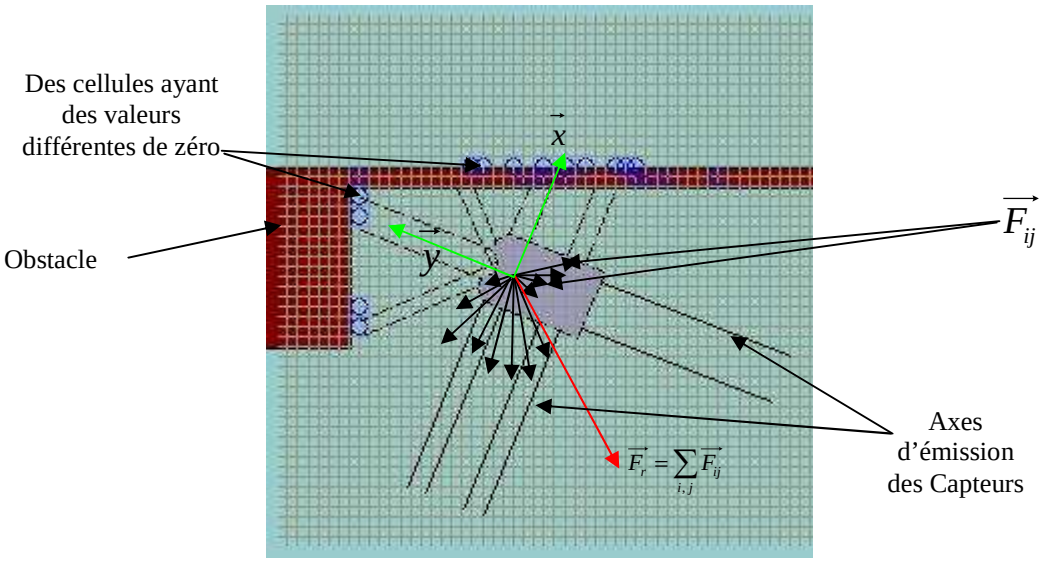


Figure II.20 : Représentation du fauteuil pour l'application de la méthode VFF

La grille se déplace avec le fauteuil de façon à ce qu'il soit toujours placé en son centre. Chaque case de la grille est affectée d'un poids C_{ij} qui varie au cours du mouvement du fauteuil. Sur la Figure II.20 les cellules ayant un C_{ij} différent de zéro sont représentées par des cercles bleus. Lorsqu'un obstacle est détecté à la case (i, j) on incrémente le poids de cette case de 1. On décrémente de 1 toutes les C_{ij} différents de zéro après un certain temps défini de manière empirique (facteur d'oubli), ceci pour tenir compte de la forte imprécision sur l'odométrie.

Dans un repère $(o, \vec{x}, \vec{y})$, la force de retour $\overrightarrow{F_{ij}}$ générée par la cellule (i, j) est donnée par la relation suivante :

$$\overrightarrow{F_{ij}} = \frac{F_{cr} \cdot C_{ij}}{d^2(i,j)}\left[\frac{x - x_0}{d(i,j)}\vec{x} + \frac{y - y_0}{d(i,j)}\vec{y}\right]$$

Où :

F_{cr} : constante qui définit l'intensité de la force

$d(i, j)$: la distance entre la cellule (i, j) et le fauteuil.

C_{ij} : le poids de la cellule (i, j).

x_0, y_0 : les coordonnées du centre du fauteuil.

x, y : les coordonnées de la cellule (i, j).

La force totale est la somme vectorielle des forces générées par toutes les cellules de la grille. On peut donc écrire : $\overrightarrow{F_r} = \sum_{i,j} \overrightarrow{F_{ij}}$.

Pour gagner en temps de calcul nous n'avons pas pris en considération les cellules adjacentes au bord du fauteuil, puisque la présence d'une force de retour dans cette zone signifie une collision.

II.3.3.3. VFH

La méthode *Vector Field Histogram* (VFH) [BORE91] a été développée pour compenser certaines limitations de la VFF, notamment la difficulté de franchir des passages étroits. L'implémentation de la VFH passe par trois étapes :

a) Construction d'une grille autour du fauteuil de la même manière que pour la VFF. On utilise la même méthode de remplissage des cellules et d'incrémentation et de décrémentation des poids.

b) Construction d'un histogramme polaire unidimensionnel *H* autour du fauteuil. *H* contient *n* secteurs angulaires de largeur α ; le choix de ce paramètre résulte d'un compromis entre précision et temps de calcul. Nous avons fixé α=5° et donc $n = \frac{360}{\alpha}$=72 secteurs angulaires. On définit toutes les cellules actives dans chaque portion de l'histogramme *H* puis on calcule la densité polaire h_k de chaque portion *k* de l'histogramme.

Pour cela on définit l'appartenance de chaque cellule active (qui a une valeur différente de zéro) à sa portion *k* en calculant l'angle $\beta_{i,j}$ qui définit la direction entre chaque cellule active $C^*_{i,j}$ et le centre géométrique du véhicule : $\beta_{i,j} = \tan^{-1}\left(\frac{y_i - y_o}{x_i - x_o}\right)$.

D'autre part on définit la grandeur m_{ij} qui varie en fonction de la distance qui sépare la cellule active et le centre géométrique du fauteuil d'une part, et du poids $C^*_{i,j}$ de cette cellule d'autre part :

$m_{i,j} = C^2_{i,j} \cdot \left(a - b \cdot d_{i,j}\right)$

Où :

a *et* b : constantes positives définies telles que $a - b \cdot d_{\max} = 0$; en d'autres termes pour la cellule la plus éloignée du centre du fauteuil, (c'est-à-dire située sur l'un des sommets de la grille) m_{ij} est nul même si C_{ij} est très grand.

d_{max} : longueur de la moitié de la diagonale du carré contenant la grille soit $d_{\max} = \frac{\sqrt{2} \cdot (W_s - 1)}{2}$ avec W_s la largeur de la grille.

$C^*_{i,j}$: le poids de la cellule active (i, j).

$d_{i,j}$:la distance entre la cellule active (i, j) et le centre du véhicule.

x_o, y_o : les coordonnées du centre de véhicule.

x_i, y_j : les coordonnées de la cellule (i, j).

Pour attribuer chaque cellule active à une portion de l'histogramme on définit *k* par la relation suivante :

$$k = \text{int}\left(\frac{\beta_{i,j}}{\alpha}\right)$$

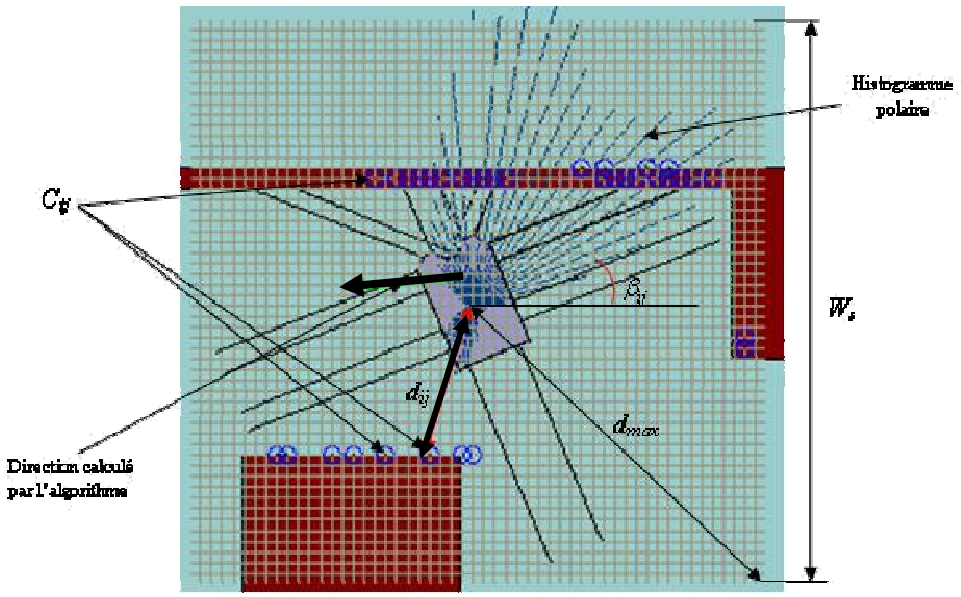


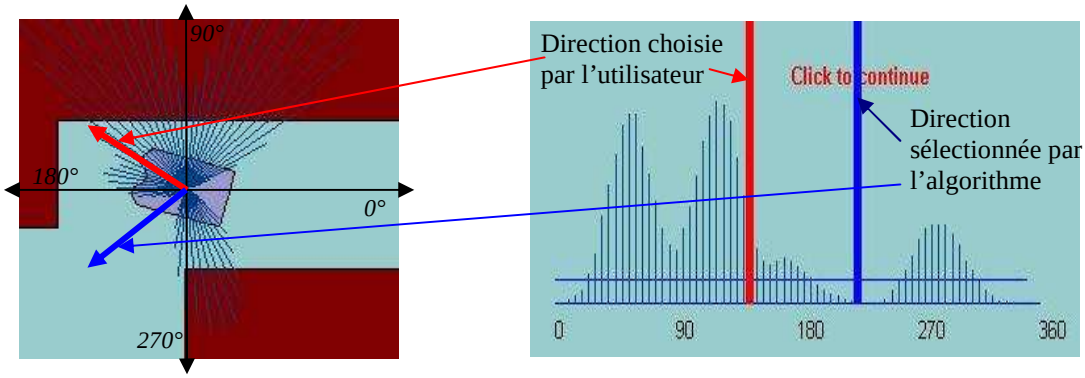
Figure II.21 : Les paramètres de définition de l'histogramme polaire

Enfin on définit la densité polaire h_k de chaque portion de l'histogramme polaire par :

$$h_k = \sum_{i,j} m_{i,j}$$

On obtient donc un histogramme unidimensionnel mais il n'y a pas de continuité entre les valeurs h_k de l'histogramme. Un lissage est en conséquence proposé en utilisant le filtre passe-bas suivant :

$h'_k = \frac{h_{k-l} + 2h_{k-l+1} + \cdots + lh_k + \cdots + 2h_{k+l-1} + h_{k+l}}{2l+1}$, où l est un pas à définir expérimentalement. Sur la Figure II.22 nous pouvons voir un exemple de représentation de l'histogramme issu du simulateur.



a b

Figure II.22 : Représentation de l'histogramme polaire

c) La dernière étape consiste à calculer la sortie de l'algorithme VFH qui sera une force définie par son intensité et sa direction. Pour le calcul de l'intensité de la force de retour on garde le même principe que dans la méthode des potentiels, cependant cette fois nous avons calculé la distance entre la cellule et le bord du fauteuil le plus proche de cette cellule. Si $d(i,j)$ est la distance entre la cellule (i,j) et le fauteuil alors l'intensité de la force de retour est une somme pondérée de toutes les forces élémentaires appliquées par chaque cellule de la grille ; chaque force élémentaire est inversement proportionnelle à la distance $d(i,j)$. Les coefficients de pondération sont les poids C_{ij} :

$$\left\|\vec{F}\right\| = \sum_{i,j} \frac{F_{cr} \cdot C_{ij}}{d(i,j)}$$

où : F_{cr} est un paramètre d'ajustement.

La direction de cette force est obtenue en choisissant la vallée la plus proche de la direction choisie par l'utilisateur. Sur l'exemple de la Figure II.22 cette direction conduit le fauteuil directement dans le mur ; l'algorithme cherche alors toutes les régions creuses dans l'histogramme et sélectionne la plus proche de la direction choisie par l'utilisateur ; il prend le milieu de cette vallée comme la direction de la force de retour. Pour éviter de choisir des vallées pas trop creuses ou de fausses vallées

on utilise un seuil. Ce seuil peut être statique ou dynamique. Dans notre cas nous l'avons défini empiriquement par la relation suivante :

$$S = 0.9 \cdot \sum_{i,j} C_{i,j}$$

II.3.3.4. MVFH

L'algorithme VFH a été défini initialement pour réaliser une commande du fauteuil en mode partagé : la direction d'avance est alors celle indiquée ci-dessus comme étant la direction du retour d'effort. Les auteurs ont constaté certaines difficultés à passer des portes de taille standard (0,76 m pour un fauteuil de largeur 0,63 m) et notent d'autre part, qu'avec cette méthode, des changements relativement importants dans la direction sélectionnée par le pilote peuvent ne générer aucune variation de direction d'avance du mobile [BELL94]. Ils ont donc proposé un algorithme modifié, le MVFH (Minimum Vector Field Histogram) qui lors du calcul de la direction d'avance minimise la somme de l'histogramme et d'une fonction parabolique centrée sur la direction souhaitée par l'utilisateur. Ceci permet de réaliser de petites déviations locales de la trajectoire.

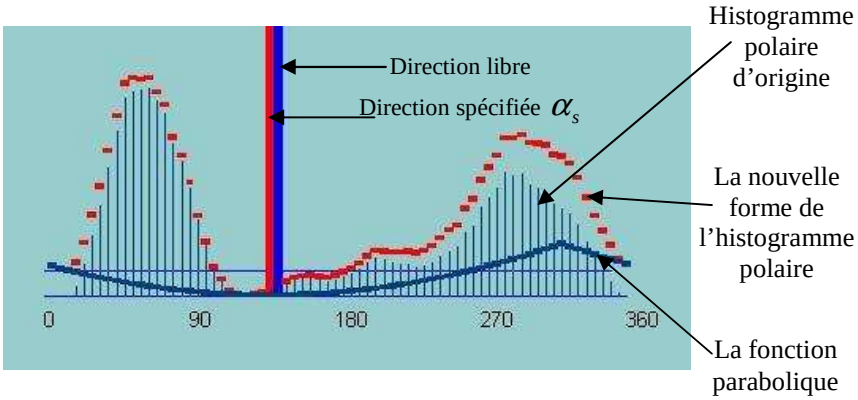


Figure II.23 : Histogramme polaire (algorithme MVFH) pondéré par une fonction parabolique

La fonction parabolique représentée sur la Figure II.23 a la forme suivante :

$$H_k = a \cdot (k - \alpha_s)^2 - b$$

Où :

α_s : la direction spécifiée par l'utilisateur.

a et b : des constantes positives définies d'une manière empirique. Nous avons fixé $a = 0.1$ et $b = 0$.

Le nouvel histogramme polaire est la somme de l'histogramme polaire de la VFH et la fonction parabolique.

II.3.4. Conclusion

Ce sous chapitre a tout d'abord présenté la méthodologie que nous avons adopté pour implémenter les algorithmes de retour de force dans notre simulateur. Nous avons ensuite décrit les différentes méthodes de calcul de retour de force destinées à être testées. Ces méthodes ont été développées initialement pour l'évitement d'obstacles lors de la navigation de robots mobiles et, plus particulièrement, pour la commande de fauteuils intelligents. Les résultats relatés dans la littérature concernant ces algorithmes expérimentés en mode de commande partagé devront être vérifiés en mode assisté.

II.4. Description fonctionnelle du simulateur

II.4.1. Introduction

Dans cette partie nous allons décrire d'un point de vue fonctionnel le simulateur développé durant cette thèse. Dans un premier temps nous allons détailler les différentes interfaces graphiques que l'utilisateur rencontre lors d'une expérimentation. La deuxième partie s'intéresse à l'organisation interne du simulateur et aux méthodes utilisées pour sa réalisation ainsi qu'à la relation entre les différentes fonctions. La dernière partie est consacrée à l'évaluation de la charge de travail mentale ; on détaille en particulier la méthode TLX qui a été adoptée dans ce but dans nos essais.

II.4.2. Interface graphique homme-machine

La simulation débute par un choix de paramètres. L'opérateur introduit son nom et le type de fauteuil utilisé (Traction Avant ou Arrière) ainsi que l'algorithme utilisé pour le calcul du retour de force. Il a le choix d'afficher ou non différents éléments lors de la simulation : les capteurs, l'histogramme polaire, la grille, la direction de la force et les bordures de l'environnement. Nous avons utilisé plusieurs interfaces graphiques suivant les expériences menées ; l'interface de définition des paramètres de simulation est conçue pour aider à

l'enregistrement automatique des données. Sur la Figure II.24, nous présentons la dernière version de cette interface. Sur celle-ci, le choix des paramètres de simulation se fait automatiquement en fonction du numéro de l'essai. L'essai n°3 correspond par exemple aux paramètres « sans force, traction avant et essai n°1 ».

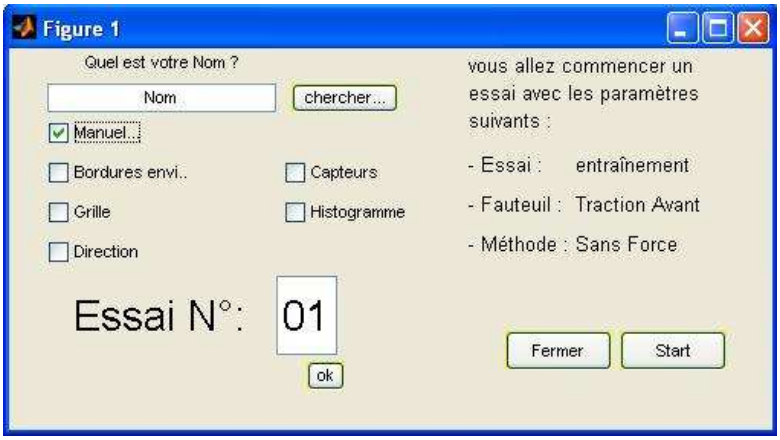


Figure II.24 : Interface graphique pour le choix des paramètres de la simulation.

Après l'étape d'initialisation nous pouvons lancer la simulation où nous commandons un fauteuil dans un environnement comportant plusieurs types de situations (couloir, passage de porte, passage libre, passage encombré, passage étroit). La Figure II.25 montre la dernière version de cet environnement. La longueur du parcours change selon l'environnement choisi ; elle varie entre 40 et 100 mètres. Pendant la simulation on a la possibilité d'observer en ligne la distance parcourue, le nom de la zone dans laquelle se trouve le fauteuil, la durée, la vitesse instantanée du déplacement en m/s et le nombre de collisions. Les couloirs composant l'environnement sont d'une largeur de 2 mètres ou de 1.5 mètres, et les portes de 1 mètre ou 0.8 mètre. Nous avons la possibilité de faire une pause à n'importe quel moment, par un clic de souris, un second clic relançant la simulation.

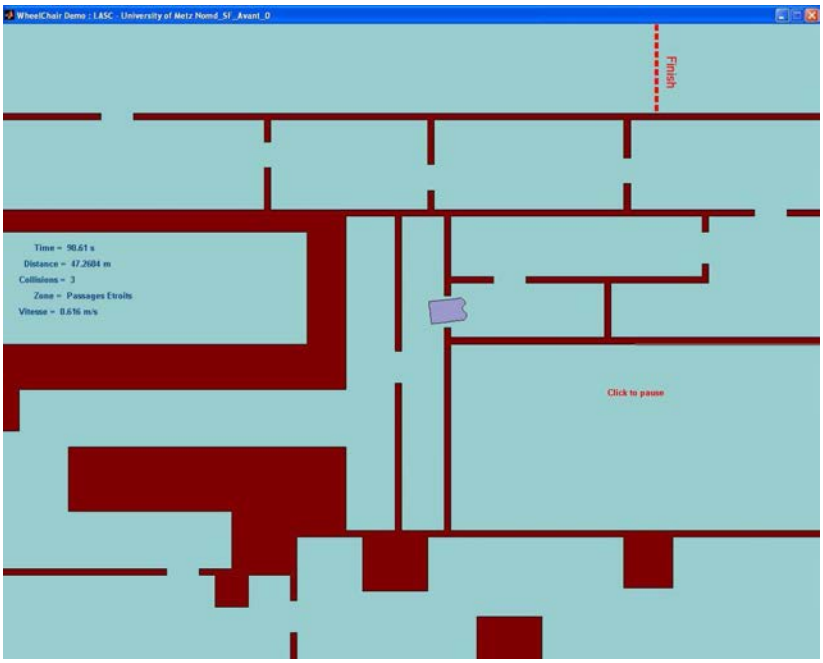


Figure II.25 : La dernière version de l'environnement de simulation.

Le titre de la fenêtre nous permet de connaître l'algorithme utilisé pour le retour de force, le numéro de l'essai et le nom de l'expérimentateur, comme le montre la Figure II.26.

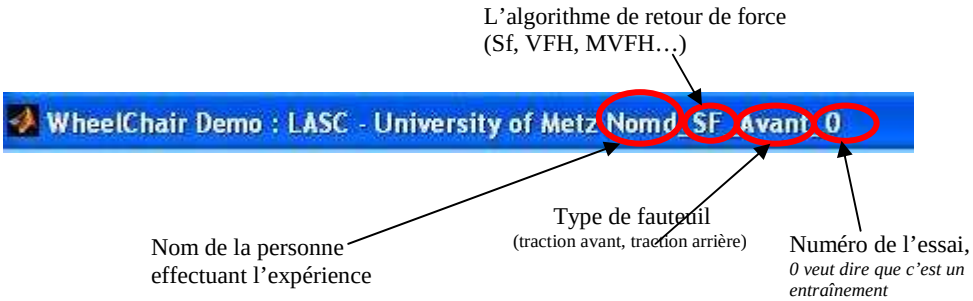


Figure II.26 : Titre de la fenêtre de l'environnement expérimental.

A la fin du parcours, ou en cas d'arrêt en cours de parcours, une boîte de dialogue résume les résultats obtenus et donne le choix de les enregistrer ou non. La Figure II.27 présente cette boite de dialogue dans le cas d'un parcours complet et dans celui d'un parcours incomplet.

a b

Figure II.27 : Boîte de dialogue de résumé des résultats
a) trajet incomplet, b) trajet complet.

Après cette étape, nous pouvons continuer les essais ou les arrêter pour les reprendre plus tard. On peut faire ce choix à travers une boite de dialogue présentée sur la Figure II.28.

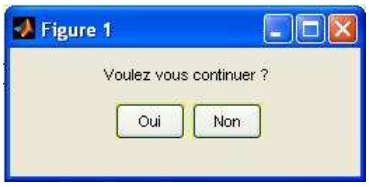


Figure II.28 : Boîte de dialogue du choix de poursuite des essais.

Dans le cas où l'on décide de continuer, on revient à la première interface d'initialisation Figure II.24, l'incrémentation du numéro de l'essai se faisant automatiquement. Dans le cas d'un trajet incomplet il n'y aura pas d'incrémentation de ce numéro ce qui implique que l'on ne prend en compte dans les résultats que les parcours correctement finalisés.

Pour faciliter l'étude des résultats enregistrés dans cette série d'essais, nous avons développé une interface graphique qui permet la présentation de toutes ces données rapidement. Nous pouvons également dessiner les trajectoires suivies, et observer les collisions survenues. Si l'utilisateur a effectué le nombre total des essais, nous pouvons transférer ses données automatiquement sur un fichier Excel portant son nom. Cette interface graphique est représentée sur la Figure II.29.

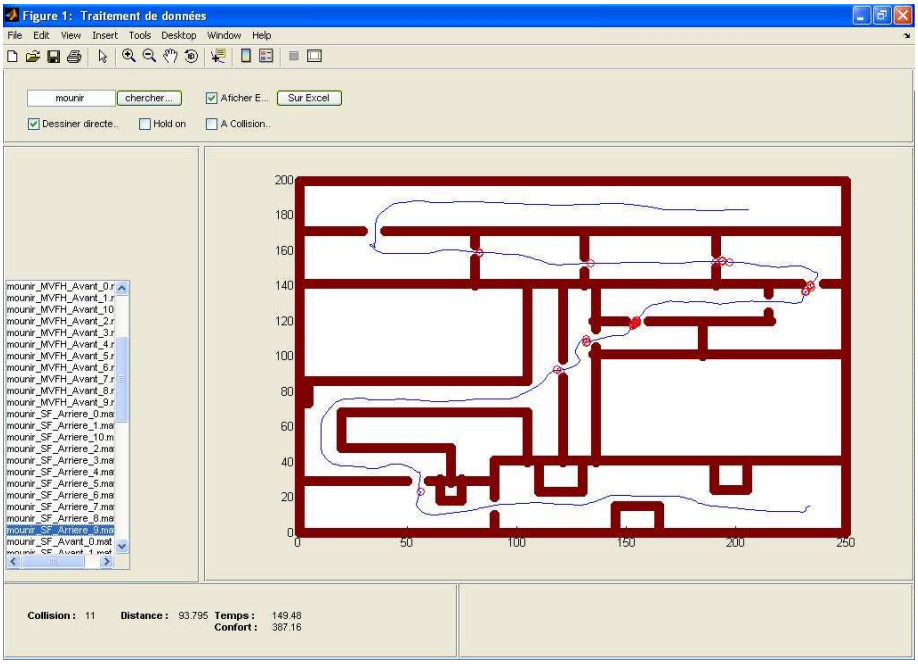


Figure II.29 : Interface graphique de traitement de données.

II.4.3. Architecture logicielle du simulateur

Nous avons utilisé le logiciel MATLAB®/SIMULINK® pour la réalisation de notre simulateur. Le bloc SIMULINK est représenté sur le Figure II.30 ; il utilise ode5 pour la simulation et se compose de deux blocs principaux, le bloc d'interfaçage avec le joystick Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 et un bloc de calcul de la force de retour et de l'animation.

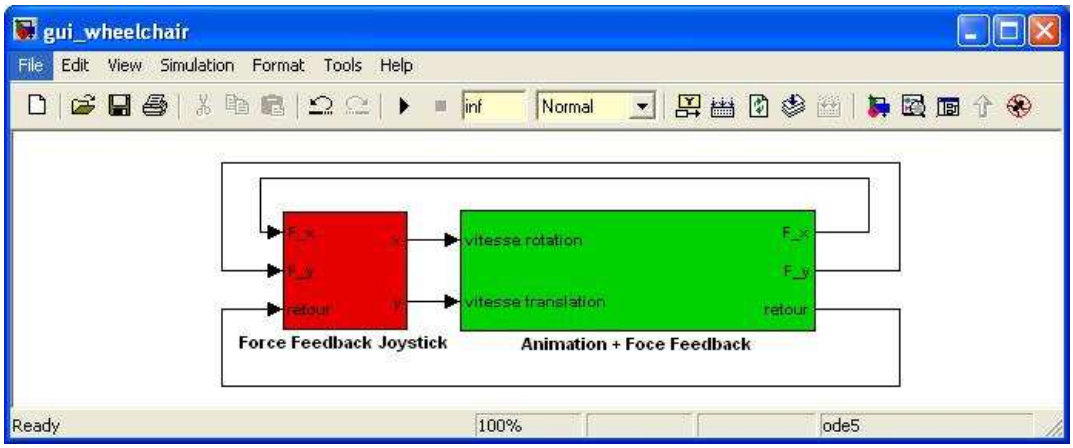


Figure II.30 : Diagramme des blocs SIMULINK du simulateur.

Le bloc « Force Feedback Joystick » gère les entrées-sorties du joystick ; il a trois entrées, F_x, F_y et retour, et deux sorties. F_x et F_y sont les coordonnées de la force de retour ; ils

définissent l'intensité et la direction de la force. La grandeur « retour » est une variable booléenne : quand elle est vraie le joystick renvoie un retour de force. Les sorties x et y sont les coordonnées de la position du joystick.

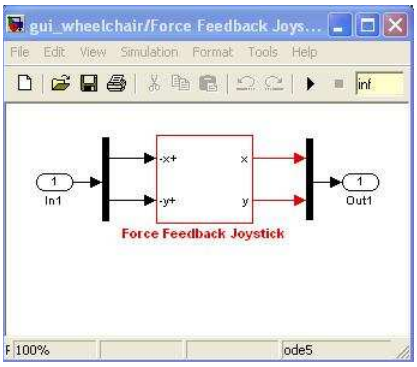


Figure II.31 : Le bloc de gestion des entrées-sorties sur le joystick.

Le deuxième bloc, « Animation + Force Feedback », récupère la position (x, y)du joystick. Il interprète ces coordonnées, gère l'animation, puis génère les coordonnées de la force de retour et de la variable booléenne « retour ». La partie essentielle de ce bloc est la « matlab function move_centre ».

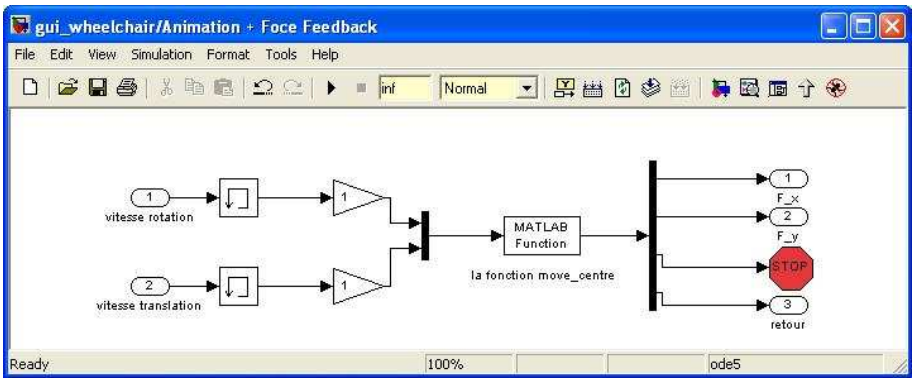


Figure II.32 : Le contenu du bloc « Animation + Force Feedback ».

La fonction move_centre récupère la position du joystick, l'interprète en termes de vitesses linéaire et angulaire (FigureII.18), récupère la position actuelle du fauteuil dans l'environnement, met à jour cette position et génère les coordonnées de la force de retour (F_x, F_y) à appliquer en fonction de la nouvelle position du fauteuil. Si le fauteuil rentre en collision avec un obstacle sa couleur change (il devient rouge). On calcule le nombre de collisions et on affiche en ligne le temps écoulé depuis le début de la simulation, la vitesse du fauteuil, la distance parcourue ainsi que le nombre de collisions. Une variable logique teste l'arrivée du fauteuil à la ligne de fin de parcours ce qui provoque l'arrêt du bloc simulink.

Cette variable, la variable « retour » et les coordonnées de la force sont transmises au bloc simulink.

Le schéma de la Figure II.33 résume le fonctionnement du simulateur.

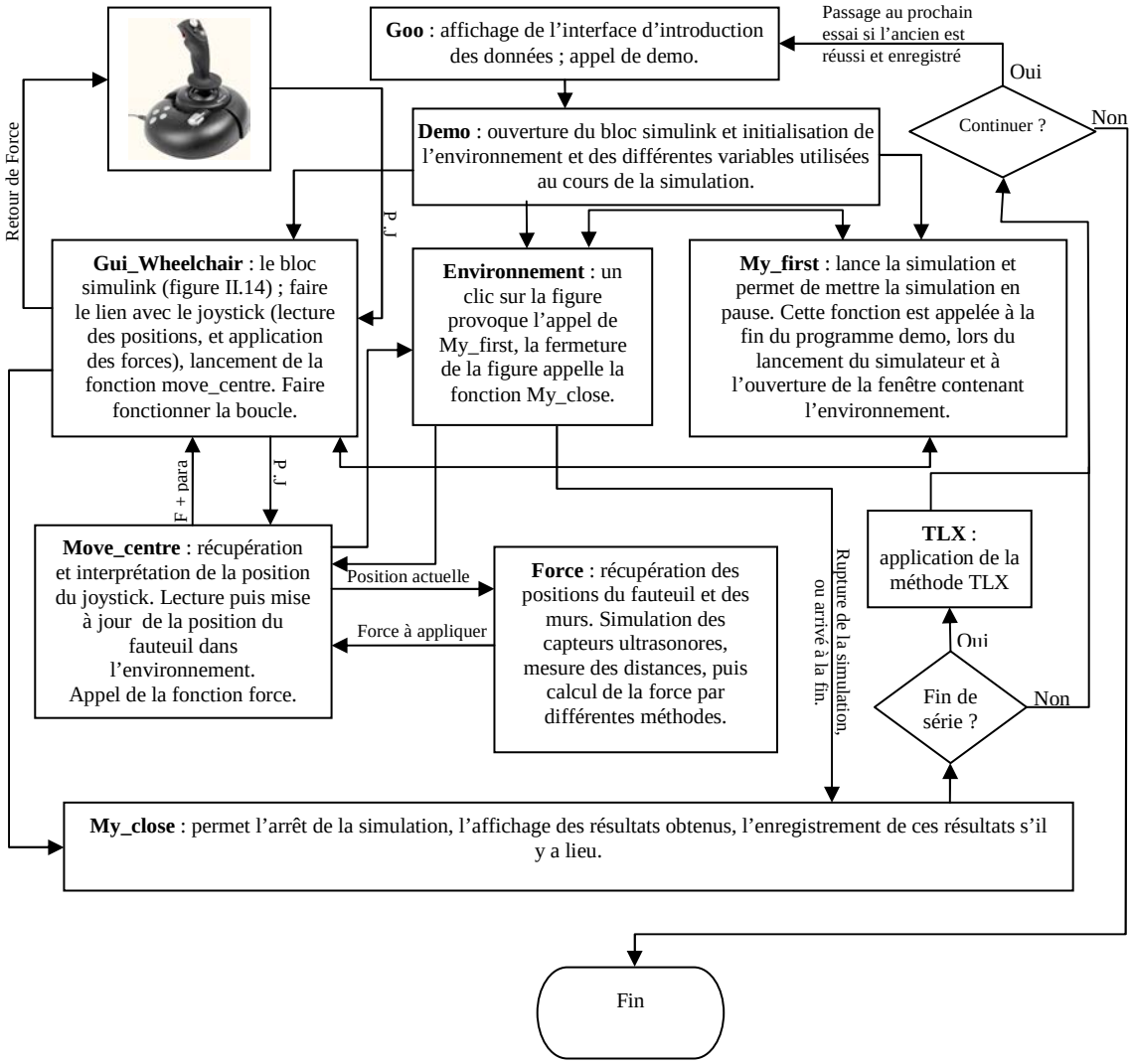


Figure II.33 : Schéma fonctionnel du simulateur, avec P.J = position du joystick, F = force de retour, para = paramètre de l'état du simulateur.

II.4.4. Evaluation de la charge de travail mentale

II.4.4.1. Introduction

La charge de travail est définie comme le niveau d'activité mentale, sensorimotrice et physiologique nécessaire pour accomplir une tâche [SPER84]. Nous pouvons distinguer deux composantes de la charge de travail : la charge de travail physique et la charge de travail mentale. Cette distinction est basée sur la nature des activités de l'opérateur. Ces activités se

regroupent en trois classes : la perception et l'interprétation pour la charge de travail mentale, les actions pour la charge de travail physique.

II.4.4.2. Méthodes d'évaluation de la charge de travail mentale

Depuis 60 ans de nombreuses méthodes d'évaluation de la charge de travail mentale ont été mises au point par des chercheurs de diverses origines, les physiologistes, les psychologues du travail et les automaticiens humains [MILL88]. Quatre types de méthodes peuvent être distingués [PINO95] :

- Les méthodes physiologiques : elles se basent sur l'idée que la charge de travail mentale d'une personne peut être évaluée en quantifiant les modifications intervenant au niveau de certaines fonctions physiologiques comme l'activité électrique des muscles, la fréquence cardiaque … L'inconvénient majeur de cette méthode est que le signal mesuré ne dépend pas seulement de la variation de la charge de travail.
- Les méthodes comportementales : elles sont basées sur les modifications du comportement de la personne. Elles permettent ainsi de détecter une surcharge éventuelle.
- Les méthodes temporelles : ces méthodes évaluent la charge de travail mentale uniquement au moyen de critères temporels. Elles supposent que la limitation du temps pour effectuer la tâche est le paramètre principal influençant la charge de travail. Deux paramètres sont définis : TD le temps disponible pour la réalisation de la tâche et TR le temps requis par l'individu pour ce travail. Ce temps TR est la somme de trois temps :

  TR= TR perception + TR cognition + TR action

  La plupart des méthodes développées sur cette base calculent comme estimateur de la charge de travail le rapport WL suivant: $WL = \frac{TR}{TD}$.
- Les méthodes subjectives : elles se basent sur l'idée que l'opérateur est le mieux placé pour évaluer sa propre charge de travail. Des techniques ont été développées pour interroger la personne sur l'autoévaluation de sa charge de travail. Elles apparaissent sous forme de questionnaires en ligne ou hors ligne.

Dans le contexte de notre étude un indice de charge de travail obtenu hors-ligne nous paraît suffisant. Le choix d'une méthode subjective semble donc s'imposer. Parmi les nombreuses méthodes de ce type décrites dans la littérature (échelle de COOPER-HARPER, méthode de

SWAT,…) nous avons fait le choix de la méthode TLX. Cette méthode a en effet fait ses preuves dans nombre d'expérimentations touchant à l'ingénierie humaine. Elle est facilement programmable et permet par ailleurs d'évaluer les composantes et physique mentale de la charge de travail. Cette composante physique, probablement peu significative avec des opérateurs valides, pourra être non-négligeable avec des personnes sévèrement handicapées.

II.4.4.3. La méthode TLX

La méthode TLX (**T**ask **L**oad inde**X**) est le résultat de plusieurs années de recherche effectuées par le « groupe d'étude sur la performance » de la NASA [HART88]. Une estimation de la charge de travail est calculée à partir d'échelles utilisant six différentiateurs sémantiques (descripteurs) définis de la manière suivante :

- **Exigence mentale** [MD]: ce descripteur sert à évaluer le niveau d'exigence des activités de perception et des activités mentales. La personne doit quantifier les difficultés dues aux activités de recherche de l'information, de traitement de cette information et de prise de décision.
- **Exigence physique** [PD]: la personne doit évaluer le niveau d'exigence musculaire requis pour effectuer la tâche.
- **Exigence temporelle** [TD]: ce descripteur permet d'évaluer la « pression temporelle » à laquelle est soumis l'individu, c'est-à-dire si le temps alloué pour réaliser la tâche est suffisant ou non.
- **Performance** [OP]: vis-à-vis des objectifs à atteindre définis pas l'expérimentateur, la personne doit quantifier sa propre performance en rendant compte de son degré de satisfaction par rapport au but fixé.
- **Effort** [EF]: la personne doit estimer l'effort mental et l'effort physique investis dans la tâche.
- **Degré de frustration (stress)** [FR]: ce descripteur rend compte de la perception de la situation de travail en termes d'insécurité, de découragement, de tension nerveuse et de contrainte psychologique.

Apres l'exécution de la tâche, la personne marque son estimation, pour chaque descripteur, sur une échelle continue d'évaluation (Figure II.34).

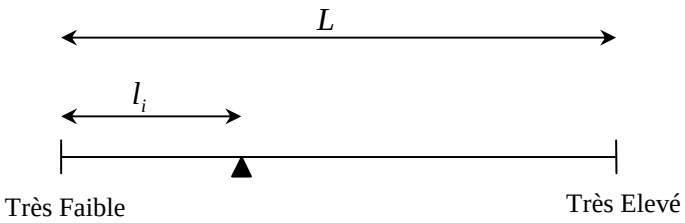


Figure II.34 : Estimation d'un descripteur.

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^{eme} descripteur (R_i) vaut : $R_i = \frac{l_i}{L}$ sauf pour le descripteur de la performance (R_{OP}) où $R_{OP} = \frac{(L - l_{OP})}{L}$. Les descripteurs n'ayant pas tous la même importance pour un individu et une tâche donnés, le principe de la méthode consiste à pondérer chaque composante de la charge par un coefficient α_i pour calculer une valeur de charge globale. L'estimation de la charge *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. Pour cela ces derniers sont groupés par paires dans un tableau (Figure II.35).

PD/(MD)	(TD)/PD	(TD)/FR
(TD)/MD	(OP)/PD	(TD)/EF
OP/(MD)	(FR)/PD	OP/(FR)
FR/(MD)	(EF)/PD	OP/(EF)
(EF)/MD	(TD)/OP	EF/(FR)

MD	*III* = 3
PD	= 0
TD	*IIII* = 5
OP	*I* = 1
FR	*III* = 3
EF	*III* = 3
Somme	= 15

Figure II.35 : Exemple de choix sur les paires de descripteurs de la méthode TLX.

Chaque paire de descripteurs est présentée à la personne afin qu'elle choisisse celui des deux qui lui semble le plus influencer 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.

Nous avons utilisé la méthode TLX pour évaluer la charge de travail mentale après chaque série d'expérimentations. Pour plus de facilité dans son application un utilitaire a été programmé qui rappelle tout d'abord la signification des descripteurs (Figure II.36). L'opérateur sélectionne l'importance des descripteurs regroupés par paires à l'aide de l'écran présenté Figure II.37. Il peut ensuite évaluer chaque descripteur en bougeant un curseur à l'aide de la souris (Figure II.38).

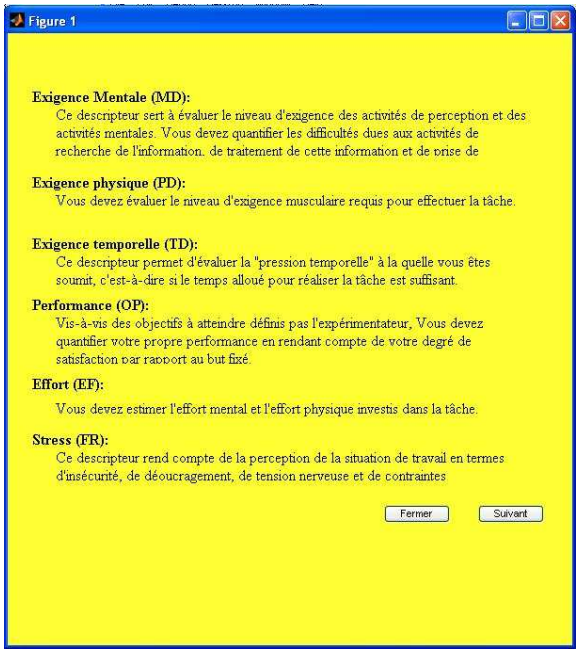


Figure II.36 : Fenêtre de rappel de la signification des descripteurs.

Figure II.37 : Fenêtre de choix de l'importance des descripteurs.

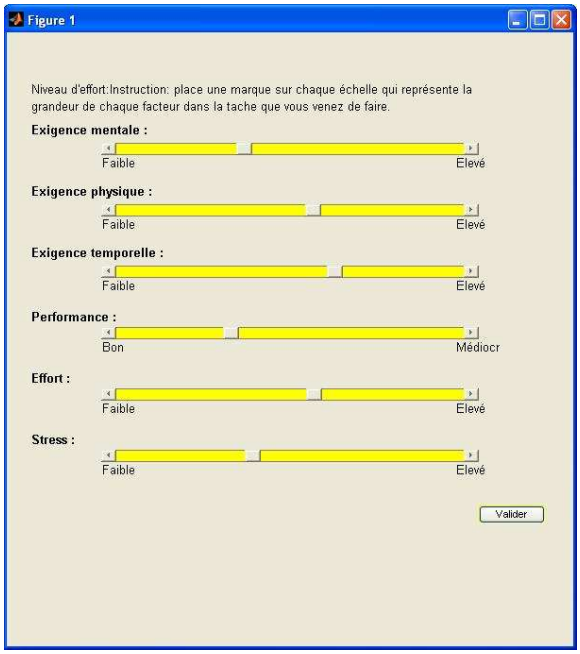


Figure II.38 : Fenêtre d'évaluation des descripteurs.

II.4.5. Conclusion

Dans cette partie nous avons décrit les différentes parties de notre simulateur, ainsi que les différentes fonctionnalités qu'il offre. Nous avons réalisé une interface graphique conviviale de façon à rendre le simulateur utilisable de façon simple par les opérateurs eux-mêmes. L'ensemble de la programmation a été réalisé sous le logiciel MATLAB-SIMULINK pour, en particulier, faciliter l'introduction des modèles du robot VAHM dans le simulateur.

II.5. Conclusion du chapitre 2

Ce chapitre a présenté le simulateur que nous avons développé pour effectuer des essais de conduite de fauteuil roulant électrique en mode de commande assisté. A plus long terme ce simulateur pourra également constituer un outil d'apprentissage et d'évaluation pour la conduite de fauteuils électriques intelligents ou non. Nous avons utilisé deux types de fauteuils, traction avant et traction arrière, qui coïncident avec les robots VAHM2 et VAHM3 respectivement. La première partie de ce chapitre a été consacrée au fauteuil VAHM. Nous avons décrit les trois versions de ce fauteuil puis étudié leurs modélisations cinématique et dynamique. Dans la deuxième partie, nous avons détaillé la méthodologie d'introduction du retour de force dans la boucle de commande ainsi que les différents algorithmes utilisés pour calculer ce retour à partir des données des capteurs télémétriques.

La dernière partie de ce chapitre s'est attachée à la description du simulateur. Nous avons décrit l'interface homme-ordinateur, puis les différentes fonctions utilisées pour la construction du simulateur et les liens entre ces fonctions. Enfin, nous avons défini la charge du travail et détaillé l'implémentation de la méthode TLX choisie pour calculer son estimation.

III. CHAPITRE 3 :

RESULTATS ET DISCUSSIONS

III.1. Introduction

Le simulateur de conduite décrit dans le chapitre précédent est conçu dans l'objectif d'évaluer l'intérêt du mode de commande assisté pour le pilotage d'un fauteuil roulant électrique. Dans ce chapitre nous allons tout d'abord détailler les différents paramètres de la simulation ainsi que les critères retenus pour mesurer la performance d'une tâche de conduite. Nous exposerons et discuterons ensuite les résultats obtenus lors de nos expérimentations regroupées en deux phases de tests.

L'objectif de la phase de tests préliminaire est double. Il s'agit d'une part d'affiner ou de régler les paramètres de la simulation, d'autre part de confirmer ou d'infirmer certaines hypothèses notamment dans le choix des algorithmes candidats au calcul du retour d'effort. Les discussions et conclusions résulteront ici de la confrontation des données mesurées et de l'observation du comportement des opérateurs. Pour pouvoir analyser suffisamment d'hypothèses, nous nous contenterons de trois expérimentations par opérateur pour chaque configuration testée, ce qui exclut tout traitement statistique des résultats individuels.

Dans la seconde phase expérimentale par contre, les paramètres de la simulation étant réglés et les facteurs à tester étant choisis, nous effectuerons des séries de dix expérimentations par opérateur pour chaque configuration. Ceci permettra une analyse statistique des données par le biais de la méthode ANOVA pour chaque individu. L'objectif est cette fois de conclure sur les conditions dans lesquelles le retour de force améliore les performances de conduite des fauteuils roulants électriques.

III.2. Méthodologie

III.2.1. Matériel

Le simulateur est composé d'un joystick à retour de force et d'un ordinateur Pentium4 cadencé à 2.66 GHz et doté de 512 Mo de Ram. Nous avons utilisé un écran LCD 17 pouces.

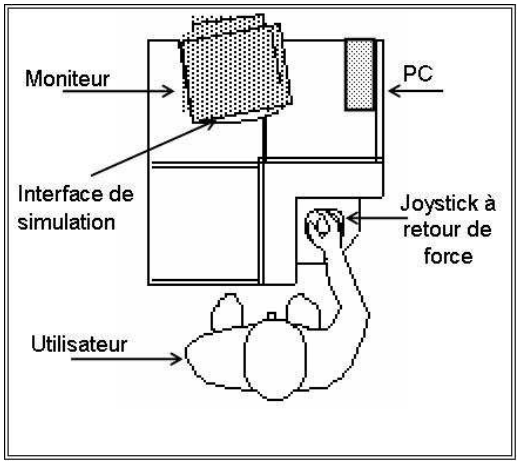


Figure III.1 : La configuration expérimentale

Le simulateur a la possibilité de fonctionner avec deux types de joysticks à retour d'effort. Etant donné sa disponibilité sur le marché, nous avons en effet adapté notre simulateur de manière à ce qu'il puisse fonctionner avec le joystick Logitech Wingman 3D Force Feedback (Figure III.2.b) bien qu'il soit moins performant que le Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick (Figure III.2.a). Nous avons cependant utilisé ce dernier dans toutes nos expériences. Nous avons exploité uniquement deux degrés de liberté parmi les trois que le joystick possède (nous n'utilisons pas la rotation autour du bras du joystick). Il permet l'obtention de plusieurs types de force comme la force constante, la force amortisseur et la force ressort. Enfin, il est facilement programmable. Nous avons la possibilité d'utiliser ce joystick en mode auto-centré ou en mode libre. Le mode auto-centré permet la génération d'une force constante qui pousse le joystick à se maintenir au centre. Le blocage du capteur infrarouge de détection de la prise permet au joystick de revenir sur sa position initiale même lorsque l'utilisateur le lâche complètement, ce qui provoque l'arrêt du fauteuil. Le Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick, bien que performant, n'est plus disponible sur le marché actuellement.

a b

Figure III.2 : a) Microsoft Sidewinder Force Feedback 2 Joystick,
b) Logitech Wingman 3D Force Feedback

III.2.2. Paramètres de la simulation

Le simulateur nous permet de changer plusieurs paramètres afin de tester l'efficacité de la force de retour dans des situations diverses. Dans les paragraphes suivants nous allons définir ces paramètres.

III.2.2.1. Retour de force

III.2.2.1.1. Sans force

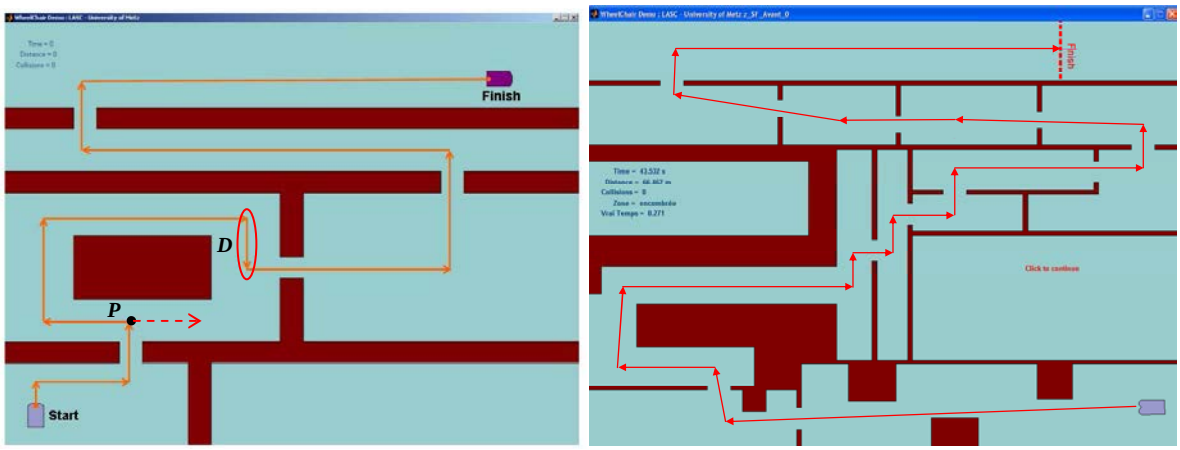
Dans cette situation nous n'envoyons aucune force de retour sur le joystick, l'utilisateur utilise le fauteuil simulé comme un fauteuil ordinaire en ne faisant pas appel aux capteurs du fauteuil. Les essais avec cette méthode servent comme références par rapport aux expérimentations avec la force de retour. Le mode auto-centré est toujours activé.

III.2.2.1.2. Avec force

Dans ce cas nous avons le choix entre les trois méthodes déjà détaillées dans le chapitre précédent qui sont : la méthode des potentiels (VFF), la méthode VFH, et la méthode MVFH. Nous avons tout d'abord testé la méthode des potentiels puis simultanément pour les comparer la VFH et la MVFH.

III.2.2.2. Configuration de l'environnement

La configuration de l'environnement de tests a évolué au cours des expérimentations en fonction de l'évolution des résultats et des réflexions qui en ont découlé. Dans tous les cas il s'agit de simuler des environnements d'intérieur (domicile, centre de réadaptation, …). Les dimensions des éléments de l'environnement, en particulier la largeur des portes et des couloirs, ont été choisies par rapport à celles du fauteuil de façon à correspondre à des situations réelles.



a b

Figure III.3 : Exemples d'environnements proposés au cours des expérimentations.

Deux exemples d'environnements expérimentaux sont représentés sur la Figure III.3. Ils ne correspondent à aucune architecture d'intérieur réelle mais ont été conçus de manière à mettre en évidence les situations où le retour d'effort serait d'un apport intéressant. Sur celui de la Figure III.3.a on remarque deux inconvénients majeurs :

- La possibilité de prendre des chemins différents pour atteindre le même but : par exemple au point ***P*** l'utilisateur peut prendre à gauche ou à droite. Ceci s'avère être une source de perturbation inutile (sans valeur informative) dans les tests.
- La trajectoire descendante dans la portion ***D*** de l'environnement qui perturbe énormément l'utilisateur : pour avancer il doit manipuler le joystick à l'inverse du sens du mouvement du mobile. La simulation a en effet été réalisée de façon à ce que l'opérateur manipule le joystick comme s'il était sur le fauteuil.

Dans toutes les configurations proposées, comme par exemple Figure III.3.b, nous avons donc cherché à éviter ces situations.

III.2.2.3. Configuration cinématique du fauteuil

L'élément essentiel induisant la cinématique du fauteuil roulant électrique est la position de ses roues motrices. Le simulateur permet d'effectuer des tests sur trois types de fauteuils : traction avant, traction arrière et hybride. La principale différence entre ces trois modèles est la position de l'axe sur lequel se trouve le centre de rotation du fauteuil (C_R) (cf. Figure II.10). Sur la Figure III.4 nous avons représenté la position particulière du centre de rotation dans le cas où il effectue une rotation sur place, c'est-à-dire que les vitesses des deux moteurs sont de la même valeur mais avec des sens différents.

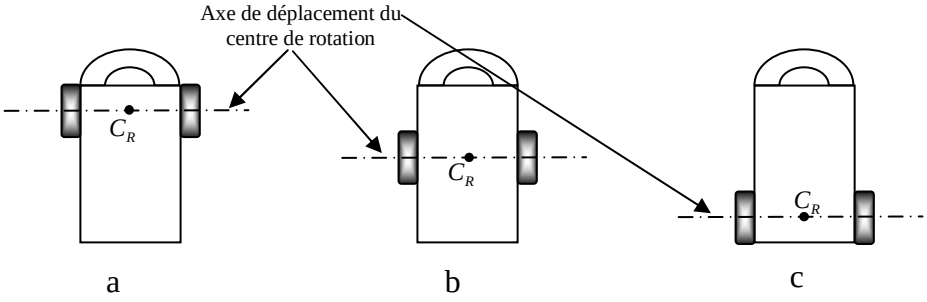


Figure III.4 : Les différentes positions que peuvent prendre les roues motrices du fauteuil roulant électrique a) traction avant, b) traction hybride, c) traction arrière.

Nous nous sommes contentés d'effectuer des tests sur des fauteuils à traction avant et traction arrière, les plus usités actuellement par les personnes handicapées. Les fauteuils à traction avant, plus maniables, sont mieux adaptés aux environnements intérieurs, alors que les fauteuils roulants à traction arrière, plus stables, sont préférables a priori en environnement extérieur. Pour autant, le choix de l'une des deux configurations cinématiques principales résulte bien souvent des goûts personnels de l'utilisateur. A travers les expériences que nous allons mener, nous pourrons comparer le fonctionnement des deux modèles.

III.2.2.4. Vitesse du fauteuil

La vitesse (linéaire et angulaire) du fauteuil sur le simulateur dépend de plusieurs paramètres : les dimensions du fauteuil, la distance entre ses deux roues motrices, le temps de calcul (qui dépend principalement de la méthode utilisée pour le calcul du retour d'effort) et la partie de l'environnement dans laquelle il se déplace. Nous commandons les vitesses de translation et de rotation du fauteuil de manière indépendante ce qui n'est pas le cas dans la réalité. Par conséquent, nous devons respecter quelques contraintes du modèle cinématique. Si l'on définit la valeur de la vitesse maximale de translation v_t alors nous fixons les vitesses des

moteurs gauche et droit v_g et v_d. Puisque $v_t = \frac{(v_d + v_g)}{2}$ la vitesse de rotation w est déduite directement par la relation suivante : $w = \frac{(v_d - v_g)}{L}$.

Nous avons fixé la vitesse de translation maximale du fauteuil à $v_{t_{\max}} = 0.88 \, m/s$ soit encore $v_{t_{\max}} = 3.16 \, Km/h$. Dans ce cas la vitesse de rotation maximale est $w_{\max} = \frac{4\pi}{5} \, rad/s$. Cette vitesse est relativement grande, et nous ne l'atteignons pratiquement jamais. Nous avons remarqué que l'augmentation de la valeur maximale de la vitesse de rotation accroît sensiblement le nombre de collisions car elle demande à l'utilisateur plus de précision et de concentration.

III.2.3. Critères de performance

Lors des expérimentations nous prélevons plusieurs mesures destinées à comparer et évaluer les performances de la personne et les méthodes utilisées. Ces mesures sont les suivantes : le temps de parcours, la trajectoire du centre géométrique du fauteuil, le nombre de collisions, la zone de déplacement et les vecteurs de force de retour à chaque instant. Les principaux indicateurs sont le temps, la distance et le nombre de collisions. Ces paramètres ne sont pas indépendants : une augmentation du nombre de collisions par exemple va accroître le temps de parcours en rajoutant des manœuvres destinées à se sortir de la situation.

III.2.3.1. Le nombre de collisions

C'est le nombre de fois où l'utilisateur entre en collision avec un mur ou un obstacle. Ce comptage pose un problème pratique : lorsque l'opérateur éprouve des difficultés à manœuvrer pour sortir d'une situation délicate il réalise souvent un grand nombre de collisions rapprochées (glissement le long d'une paroi par exemple). Pour que le nombre de collisions retenues soit significatif nous avons fixé un seuil de séparation : si la distance entre deux collisions est inférieure à un seuil Δ on néglige la deuxième collision. La valeur du seuil Δ est définie de manière empirique. Ce seuil peut être un temps ou une distance. Il nous ait apparu plus pertinent en pratique (en particulier dans le cas de frottements sur un obstacle) de le définir comme une distance : on prend en compte seulement les collisions séparées d'une distance supérieure à Δ fixé à 20 cm.

III.2.3.2. La distance parcourue

Nous pouvons observer l'évolution de la distance parcourue en ligne. La distance totale est enregistrée au passage de la « ligne d'arrivée ». Celle-ci varie, de 50 à 100 mètres environ, suivant l'environnement de simulation.

III.2.3.3. Le temps de réalisation de la tâche

Nous mesurons la durée de chaque parcours. Théoriquement la valeur de ce temps pour un parcours effectué avec la vitesse maximale du fauteuil est d'environ 70s pour l'environnement le plus simple et 120s pour l'environnement le plus complexe. Il faut noter qu'il est en pratique impossible d'effectuer des parcours avec, de façon permanente, la vitesse maximale ; on s'attend donc à des valeurs largement supérieures à ces limites basses.

III.2.3.4. Trajectoires

Nous prélevons les trajectoires du centre géométrique (x_c, y_c) du fauteuil (Figure III.5). Leur observation permet de mieux comprendre et interpréter les autres paramètres, et nous permet de repérer aisément les situations difficiles pour les utilisateurs. Sur ces trajectoires nous pouvons indiquer les collisions et les forces générées par le joystick.

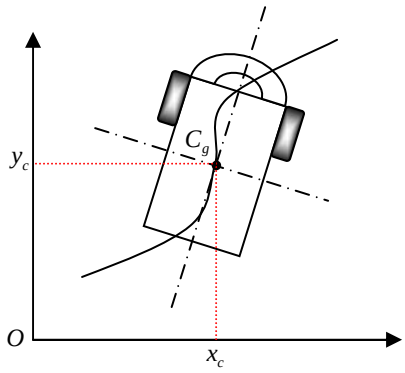


Figure III.5 : Trajectoire du centre du fauteuil.

III.2.3.5. Confort

Ce critère donne une estimation en ligne du confort de navigation. Nous faisons l'hypothèse que la succession d'accélérations et de décélérations nuit au confort de la personne embarquée sur le fauteuil [PINO95]. Pour estimer ce critère, nous calculons dans un premier temps les

vitesses instantanées $V(t)$ durant tout le trajet, ces dernières étant déduites de la trajectoire enregistrée :

$$\overrightarrow{V(t)} = \begin{pmatrix} V_x(t) \\ V_y(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dfrac{x_c(t) - x_c(t-1)}{\Delta t} \\ \dfrac{y_c(t) - y_c(t-1)}{\Delta t} \end{pmatrix}$$

Avec :

Δt : le temps entre deux échantillonnages de la trajectoire.

Puis nous en déduisons les accélérations angulaire et linéaire instantanées:

$$\begin{pmatrix} a(t) \\ \Omega(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dfrac{\left\|\overrightarrow{V(t)}\right\| - \left\|\overrightarrow{V(t-1)}\right\|}{\Delta t} \\ \dfrac{\varphi\left(\overrightarrow{V(t)}\right) - \varphi\left(\overrightarrow{V(t-1)}\right)}{\Delta t} \end{pmatrix}$$

Nous pouvons considérer que le l'indice de confort instantané $i_c(t)$ est la somme des valeurs absolues des accélérations angulaire et linéaire du fauteuil :

$$i_c(t) = |a(t)| + |\Omega(t)|$$

Nous pouvons faire la moyenne des valeurs absolues des indices de confort instantanés pour obtenir un indice de confort global I_c :

$$I_c = \frac{\sum_{m=1}^{m=N-1} |i_c(m)|}{N-1}$$

Où :

N : le nombre d'échantillons dans un essai.

Notons que plus cet indice est faible plus la sensation de confort durant la conduite est grande.

III.2.3.6. La charge de travail mentale

Nous avons utilisé la méthode TLX pour le calcul de la charge de travail mentale, les descripteurs l_i variant entre 0 et 100, tous initialisés à 50 sur l'interface graphique. Ces valeurs sont multipliées par les coefficients de pondération α_i, puis sommées. Les coefficients de pondération varient entre 0 et $\frac{5}{15}$. L'indicateur final *TLX* de la charge de travail mentale, vérifie donc la relation suivante : $0 \le TLX = \sum_{i=1}^{6} l_i \cdot \alpha_i \le 100$

III.2.4. Méthode ANOVA

L'utilisation de la méthode d'analyse de la variance ANOVA (**AN**alysis **O**f **VA**riance) nous permet de dire si les moyennes mesurées dans deux populations ou plus peuvent être considérées comme des estimations de la même moyenne, les écarts étant dus au fait, par exemple, qu'une expérience où intervient un opérateur humain n'est jamais parfaitement reproductible. Il s'agit de comparer, dans un premier temps, les différentes moyennes globalement entre elles et non pas d'effectuer des comparaisons deux à deux. Cette méthode comme son nom l'indique se base sur l'analyse des variances. L'idée générale est de comparer la variance entre échantillons (variance inter-groupe) à la variance dans les échantillons (variance intra-groupe). Pour l'appliquer on définit les notions suivantes :

La moyenne générale :

$$\overline{X_{GM}} = \frac{\sum_{i=1}^{N} x_i}{N}$$

Où :

N est le nombre total de mesures ; si nous avons *k* groupes (nombre de valeurs que prend un facteur discriminant) et dans chaque groupe *n* mesures alors $N = n.k$.

La variance totale s_t^2: elle représente la somme des carrés des écarts entre chaque mesure et la moyenne générale divisée par le nombre de degrés de liberté total. Elle est donnée par :

$$SCE(T) = \sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}\left(x_{ij} - \overline{X}_{GM}\right)^2 \text{ et } s_t^2 = \frac{SCE(T)}{nk-1}$$

La variance inter-groupe s_b^2: elle représente la somme des carrés des écarts entre la moyenne de chaque groupe et la moyenne générale. Nous avons *k* groupes, donc *k-1* degrés de liberté. La variation inter-groupe est alors donnée par :

$$SCE(B) = \sum_{i=1}^{k} n \cdot \left(\overline{x}_i - \overline{X}_{GM}\right)^2 \text{ et } s_b^2 = \frac{SCE(B)}{k-1}$$

La variance intra-groupe s_w^2: c'est la somme des variations de tous les groupes. Dans ce cas nous avons $n \cdot k - k$ degrés de liberté et la variance intra groupe est donnée par:

$$SCE(W) = \sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}\left(x_{ij} - \overline{x}_i\right)^2 \text{ et } s_w^2 = \frac{SCE(W)}{n.k-k}$$

On teste l'hypothèse nulle H_0 : « les moyennes des différents groupes sont égales ». Si le facteur discriminant n'a pas d'effet le rapport $F = \frac{s_b^2}{s_w^2}$ suit une loi de Fisher (Figure III.6); F est alors comparée à la valeur $F_{\lim}$ trouvé la table de Fisher-Snedecor pour un facteur de risque d'erreur p donné pour les nombres de degrés de liberté $(k-1)$ et $k \cdot (n-1)$.

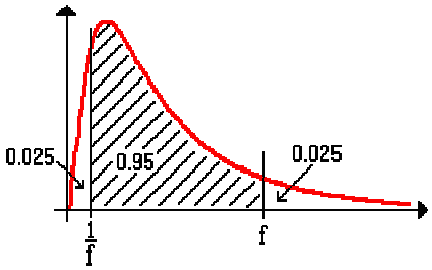


Figure III.6 : La loi de Fisher- Snedecor ayant la probabilité 0.025 d'être dépassée.

Si $F < F_{\lim}$ les deux variances ne diffèrent pas significativement.

Si $F \geq F_{\lim}$, les deux variances diffèrent significativement et on conclut à une différence des moyennes. On ne sait par contre pas laquelle ou lesquelles diffèrent significativement des autres. Dans nos expérimentations, le nombre de groupes (3) étant faible nous avons effectué des tests ANOVA pour chaque paire de groupes pour lever cette indétermination.

La méthode ANOVA est préprogrammée dans de nombreux outils logiciels (nous l'appliquerons sous Matlab) qui donnent en général le facteur de risque p avec lequel on accepte l'hypothèse d'égalité des variances.

Une condition pour que la méthode ANOVA soit applicable est que les mesures de chaque groupe suivent une loi normale. Différents tests statistiques permettent de le vérifier. Pour nos expérimentations on utilisera le test de Kolmogorov-Smirnov. On doit également vérifier l'égalité des variances des différents groupes par exemple par le test de Levene.

III.3. Résultats expérimentaux

III.3.1. Introduction

Dans cette partie nous allons présenter les différents essais que nous avons effectués, les résultats obtenus ainsi que la discussion de ces résultats. Tous les essais portent sur des personnes valides, membres ou stagiaires au laboratoire pour la plupart. Le sexe des opérateurs n'a pas été retenu comme facteur discriminant. Tous les utilisateurs commencent

par des essais d'entraînement afin de se familiariser avec le simulateur avant l'enregistrement définitif des données. L'enregistrement des résultats se fait automatiquement dans des fichiers Matlab© (*.mat) transformés par la suite en fichiers Excel.

Dans un premier temps nous allons présenter les essais préliminaires qui ont pour but l'amélioration du simulateur et la recherche du bon algorithme de calcul du retour d'effort. Dans un second temps nous détaillerons les tests finaux où chaque utilisateur effectue dix essais pour chaque configuration du système.

III.3.2. Expérimentations préliminaires (phase n°1)

III.3.2.1. Introduction

Dans le but de trouver le bon algorithme de retour de force et la meilleure configuration matérielle et logicielle de test, nous avons effectué trois séries d'essais préliminaires. Dans ce qui suit, nous allons les présenter et discuter les résultats obtenus. Il est important de noter que, compte tenu des importantes différences inter-individus que nous avons observés lors des expérimentations, les discussions des résultats se feront essentiellement, pour une configuration donnée, sur la base des moyennes par opérateurs et non sur tous les opérateurs. Cette approche est compatible avec l'objectif final de l'application. Celle-ci concerne en effet des personnes sévèrement handicapées aux caractéristiques physiques, voire cognitives, très diverses. Le but de notre travail n'est donc pas de conclure sur l'intérêt du retour d'effort de façon générale, mais de déterminer dans quelles configurations et pour quelles caractéristiques de pilotage il serait utile.

III.3.2.2. Série d'essais n°1

III.3.2.2.1. Méthodologie et résultats

La première série d'essais (série n°1) consiste à conduire un fauteuil à traction arrière dans l'environnement de la Figure III.7 (environnement n°1) avec ou sans retour de force. Pour le calcul du retour de force nous avons utilisé la méthode des potentiels (sans grille). Le joystick commande le fauteuil en trois positions [-1 0 1] sur chaque axe.

Sept personnes valides ont effectué des essais dans cette série. Chaque utilisateur passe par une période d'apprentissage dont il définit lui-même la durée. Il doit mener trois essais sans retour de force et trois autres avec retour de force. Le Tableau III.1 résume les moyennes des résultats obtenus par les sept utilisateurs. Chaque valeur présentée dans le tableau est une

moyenne sur trois mesures. Notons que seul l'utilisateur n°5 est une personne de sexe féminin. L'utilisateur n°4 est une personne familiarisée aux jeux vidéo et à la manipulation des joysticks ce qui explique très probablement ses résultats atypiques.

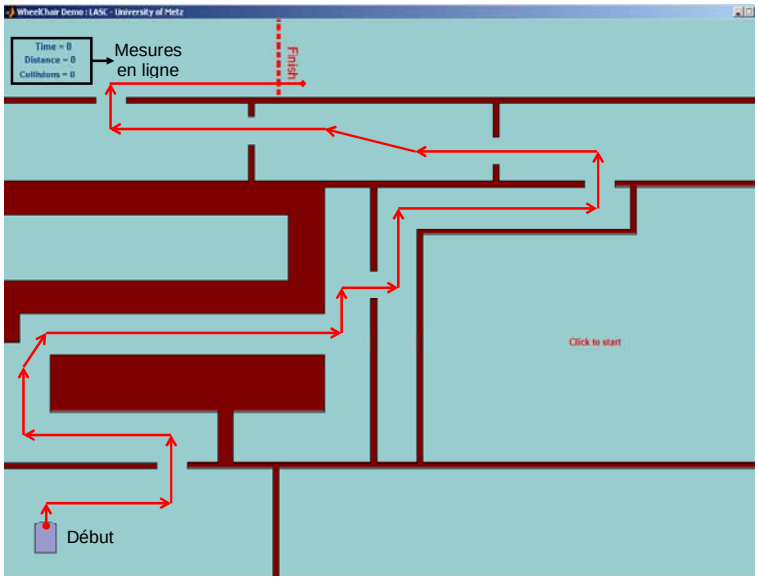


Figure III.7 : Environnement expérimental n°1.

Utilisateurs		Temps [s]	Distance [m]	Nombre de collisions
1	Sans retour de force	198	55	1,7
	Avec retour de force	193	54	1,0
2	Sans retour de force	161	54	6,7
	Avec retour de force	160	52	4,3
3	Sans retour de force	189	57	6,0
	Avec retour de force	183	59	2,0
4	Sans retour de force	203	55	0,7
	Avec retour de force	218	54	1,7
5	Sans retour de force	162	53	12,0
	Avec retour de force	190	54	10,7
6	Sans retour de force	162	54	6,5
	Avec retour de force	160	52	5,0
7	Sans retour de force	247	54	1,7
	Avec retour de force	298	54	3,7
Moyennes sur les 7 utilisateurs	Sans retour de force	189	55	5
	Avec retour de force	200	54	4,1

Tableau III.1 : résultats obtenus lors de la série d'essais n°1 (méthode des potentiels ; environnement n°1) [FATT04].

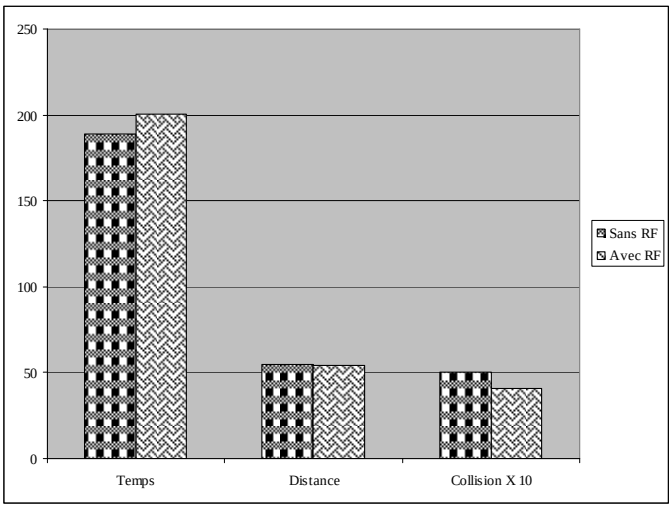


Figure III.8 : Moyennes des résultats sur les 7 utilisateurs.

III.3.2.2.2. Discussion

La comparaison des moyennes des résultats obtenus par les utilisateurs nous révèle une légère diminution du nombre de collisions lorsque l'on utilise le retour de force pour cinq utilisateurs sur sept. Par contre, la comparaison des distances parcourues ne fait pas apparaître d'information significative. Les temps nécessaires pour effectuer le parcours présentent des différences significatives pour certains opérateurs, ces différences s'expliquant par la difficulté à se sortir de situation complexes, notamment après une collision. L'observation des trajectoires (Figure III.9) nous montre qu'en utilisant le retour de force, nous obtenons des parcours plus lisses dans des zones type « couloir ». Par ailleurs, le passage des portes semble être légèrement facilité, du moins dans la phase finale de la manœuvre.

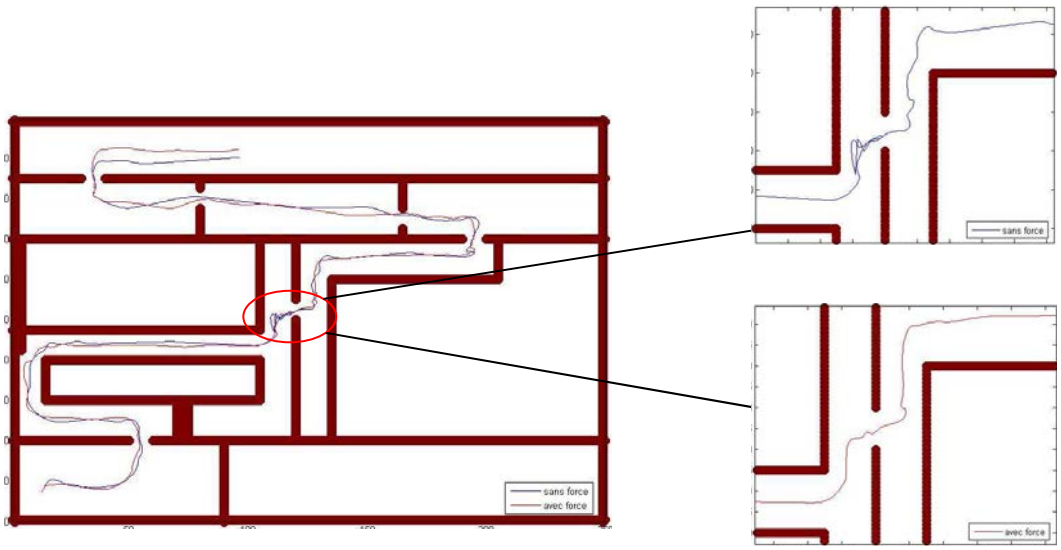


Figure III.9 : Exemple de trajectoire (utilisateur n°2, série n°1, test n°2).

III.3.2.3. Série d'essais n°2

Globalement les résultats obtenus avec la méthode des potentiels ne sont pas très convaincants. Ceci nous a amené à changer d'algorithme de calcul du retour de force. La série d'essais n°2 est effectuée par quatre utilisateurs de sexe masculin qui conduisent un fauteuil à traction arrière dans le même environnement n°1 que la première série. Nous avons cette fois utilisé la méthode VFH pour le calcul du retour de force.

III.3.2.3.1. Implémentation de la VFH

Pour pallier aux problèmes rencontrés avec la méthode des potentiels, nous avons utilisé la méthode VFH qui a prouvé son efficacité pour le contrôle en mode partagé des fauteuils intelligents, notamment pour les passages de portes. Dans cette méthode la direction choisie par l'utilisateur doit être définie avec précision. La graduation des axes à 3 positions [-1, 0, 1] ne permet de définir que 8 directions (Figure III.10). Pour obtenir une bonne précision dans la définition de l'angle de direction nous avons donc augmenté le nombre de divisions sur chaque axe jusqu'à 201 divisions : [-100 ; 100].

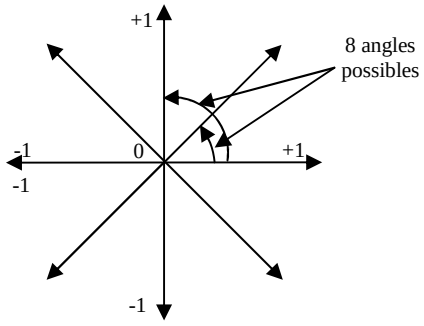


Figure III.10 : Les directions possibles pour un joystick à 3 positions par axe.

Dans cette série n°2 nous avons utilisé un panel de quatre personnes valides. Ils suivent le même scénario que dans la série précédente. En plus de la distance parcourue, du temps de parcours et du nombre de collisions, nous avons calculé l'indice de confort. Le Tableau III.2 résume les résultats obtenus pour l'ensemble des utilisateurs.

Utilisateurs		Temps [s]	Distance[m]	Collisions	Confort
1	Sans RF	226	60	4,0	9
	Avec RF (VFH)	230	60	2,3	8
2	Sans RF	208	61	9,3	11
	Avec RF (VFH)	193	60	2,3	7
3	Sans RF	181	60	9,7	17
	Avec RF (VFH)	204	63	5,3	14
4	Sans RF	234	70	13,7	23
	Avec RF (VFH)	242	70	9,6	21
Moyennes sur les 4 utilisateurs	Sans RF	212	63	9,2	15
	Avec RF (VFH)	217	63	4,9	12 ,5

Tableau III.2 : Résultats de la série d'essais n°2
(retour de force calculé par la méthode VFH, environnement n°1)[SAHN05].

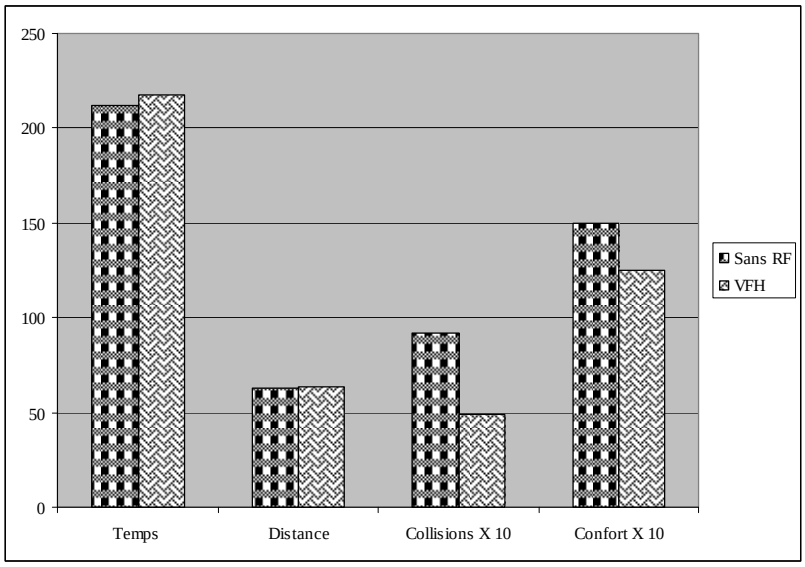


Figure III.11 : Moyennes des résultats sur les 4 utilisateurs.

III.3.2.3.2. Discussion

Nous constatons qualitativement que l'utilisation de la VFH par rapport à la méthode des potentiels améliore la qualité de la conduite et diminue les changements brusques de la force générée par le joystick. Nous pouvons remarquer que pour l'ensemble des expérimentateurs, le nombre de collisions a diminué de façon notable en valeur moyenne. Par contre nous ne pouvons rien conclure sur les distances parcourues ni sur le temps écoulé durant un trajet complet.

L'indice de confort montre que la conduite avec utilisation du retour de force est plus confortable pour tous les utilisateurs. Cela se traduit par des trajectoires plus lisses (Figure III.12). Rappelons que l'indice de confort évolue inversement au confort, c'est-à-dire que plus

il est grand, moins le trajet est confortable. Nous pouvons remarquer sur la comparaison des trajectoires non seulement le lissage de la trajectoire, mais aussi une optimisation des passages, notamment dans les couloirs où la trajectoire se rapproche d'une droite. Les passages de portes apparaissent également facilités.

La plupart des inconvénients de la méthode des potentiels disparaissent en utilisant la VFH, mais malgré cela quelques difficultés subsistent, telles que les oscillations à l'approche d'obstacles et avant d'arriver aux portes, par exemple.

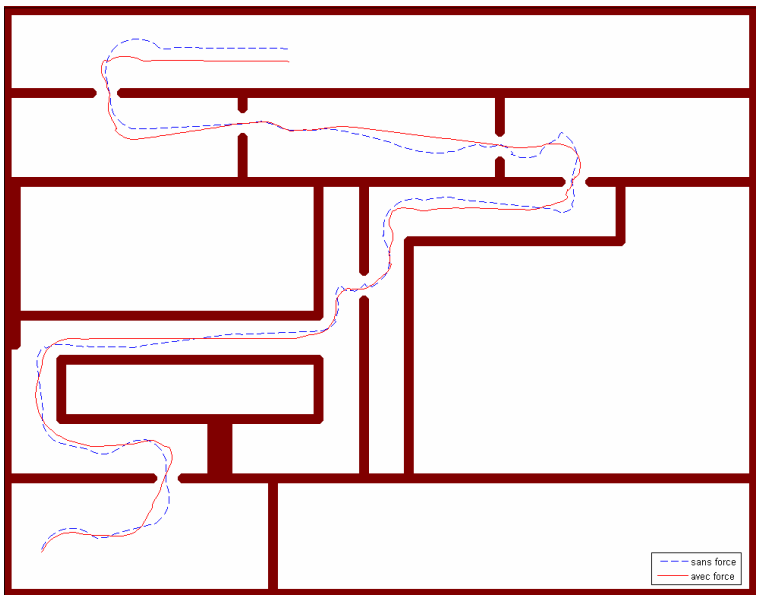


Figure III.12 : Trajectoire du centre du fauteuil pour l'utilisateur n°2 dans le test n°3 sans retour de force et avec retour de force (VFH).

III.3.2.4. Série d'essais n°3

III.3.2.4.1. Résultats

Dans cette troisième série d'essais de la première phase, le simulateur a subi plusieurs améliorations suite à la série n°2, notamment l'introduction des interfaces graphiques pour le lancement de la simulation, la possibilité d'effectuer les tests avec plusieurs types de fauteuils roulants, et l'utilisation de la MVFH pour le calcul du retour de force.

Dans cette série nous allons effectuer des tests sur un panel de six personnes valides. Chacune d'entre elles commence par une phase d'apprentissage, puis guide trois fois le fauteuil virtuel dans l'environnement de test n°2 (Figure III.13), ceci selon différentes conditions expérimentales: sans retour de force (« SansRF »), avec retour de force calculé par l'algorithme VFH et avec retour de force calculé par l'algorithme MVFH. De plus, chacune de ces options est réalisée avec deux types de fauteuils virtuels : « traction avant » et

« traction arrière ». Les Tableaux III.3 et III.4 présentent les résultats enregistrés sur les tests avec fauteuil à traction avant, et à traction arrière respectivement.

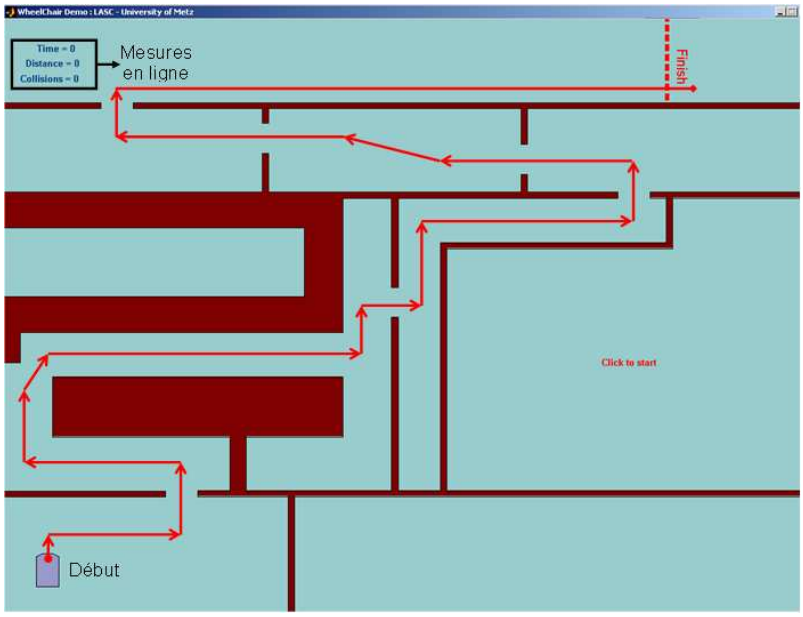


Figure III.13 : Environnement expérimental n°2.

Opérateurs	Joystick	Temps [s]	Distance[m]	Collisions
1	SANS RF	133	65	12
	VFH	115	61	7
	MVFH	124	63	8
2	SANS RF	157	61	16
	VFH	131	66	8
	MVFH	125	64	9
3	SANS RF	205	73	39
	VFH	158	66	25
	MVFH	157	68	18
4	SANS RF	144	63	1
	VFH	113	61	1
	MVFH	115	61	7
5	SANS RF	180	68	13
	VFH	144	63	9
	MVFH	152	67	22
6	SANS RF	123	64	15
	VFH	111	61	3
	MVFH	109	62	6
Moyennes sur les 6 utilisateurs	SANS RF	157	66	16
	VFH	129	63	8,8
	MVFH	130	64	11,7

Tableau III.3 : Résultats expérimentaux pour un fauteuil en « traction avant » ; les valeurs indiquées sont des moyennes sur 3 tests [SAHN06][SAHN06a].

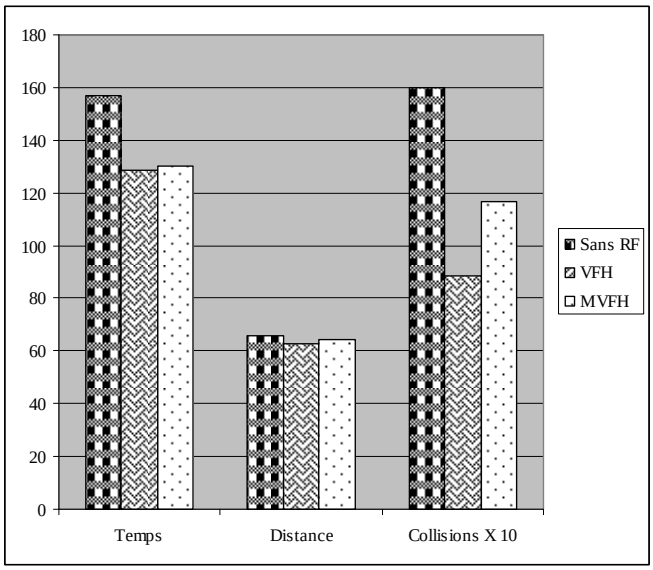


Figure III.14 : Moyennes des résultats sur les 6 utilisateurs (traction avant).

Opérateurs	Joystick	Temps [s]	Distance [m]	Collisions
1	SANS RF	122	62	15
	VFH	111	58	10
	MVFH	107	59	3
2	SANS RF	161	64	11
	VFH	168	60	9
	MVFH	181	64	11
3	SANS RF	160	70	29
	VFH	121	59	15
	MVFH	111	60	10
4	SANS RF	119	58	1
	VFH	112	58	7
	MVFH	108	59	4
5	SANS RF	123	59	15
	VFH	128	59	11
	MVFH	121	59	3
6	SANS RF	108	59	20
	VFH	101	58	9
	MVFH	109	60	7
Moyennes sur les utilisateurs	SANS RF	132	62	15,2
	VFH	124	59	10,2
	MVFH	123	60	6,3

Tableau III.4 : Résultats expérimentaux pour un fauteuil en « traction arrière » ; les valeurs indiquées sont des moyennes sur 3 tests [SAHN06] [SAHN06a].

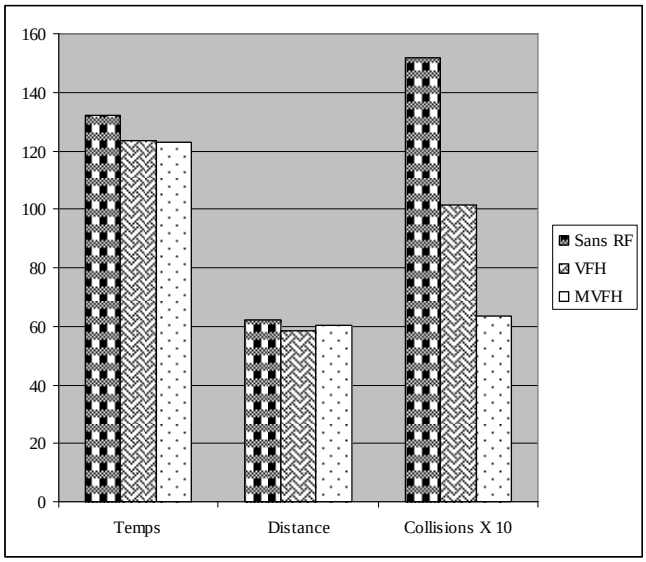


Figure III.15 : Moyennes des résultats sur les 6 utilisateurs (traction arrière).

III.3.2.4.2. Discussion

De l'observation des expérimentations associée aux résultats des Tableaux III.3 et III.4, nous pouvons tout d'abord déduire quelques considérations qualitatives concernant les paramètres « Distance » et «Temps ». Les différences de distances parcourues, avec un environnement identique pour tous les tests, sont essentiellement dues aux manœuvres réalisées pour se sortir des situations de blocage. Ce paramètre est donc ici fortement corrélé au nombre de collisions et n'apparaît pas comme un élément très significatif de comparaison entre les méthodes de navigation. Les variations de durée d'un parcours sont liées au comportement du pilote : s'il accélère le fauteuil, il diminue a priori la durée du parcours, mais en augmentant les risques de collisions, qui, si elles surviennent, augmentent la durée du trajet. Nous pouvons d'ores et déjà noter que généralement, cette durée est plus courte avec le retour d'effort, que sans.

Le nombre de collisions apparaît directement lié au mode de commande. Pour 5 utilisateurs sur 6, l'utilisation du retour d'effort diminue nettement ce facteur. Ceci corrobore les résultats relatés dans la littérature. Par contre, quantitativement, l'algorithme MVFH ne semble pas apporter d'améliorations significatives par rapport au VFH. Nous observons toutefois un comportement sensiblement meilleur du MVFH dans les passages de portes par rapport au VFH et inversement dans les couloirs (la trajectoire étant moins stable). Par ailleurs, la plupart des opérateurs ressentent la MVFH comme plus performante que la VFH, même si cela ne se confirme pas clairement dans la comparaison du nombre de collisions.

Les résultats de l'utilisateur n°4 sont plus atypiques : le retour de force diminue considérablement ses performances du point de vue du nombre de collisions. Ceci est

probablement dû au fait qu'étant adepte de jeux vidéo, il est particulièrement habile à utiliser le joystick classique pour guider un mobile. Cette constatation ne remet pas en cause l'utilité de cette étude puisqu'elle est destinée à des personnes ayant des difficultés à contrôler un fauteuil électrique à l'aide d'un joystick classique.

Les Tableaux III.4 et III.5 correspondent aux deux configurations cinématiques de base pour un fauteuil électrique : roues motrices avant ou arrière. La stratégie de navigation est très différente selon la configuration mais sans que cela n'influe clairement sur les remarques formulées ci-dessus.

III.3.2.5. Conclusion

Cette première phase d'expérimentation nous a permis d'affiner le paramétrage du simulateur d'une part et d'orienter la seconde phase d'autre part. En particulier il nous est apparu clairement que la méthode des potentiels offre des performances moindres que les algorithmes VFH ou MVFH. Nous ne la retiendrons donc pas dans la suite de nos travaux. Pour d'autres facteurs comme l'influence de la cinématique du fauteuil (traction avant ou arrière) ou le choix du VFH ou du MVFH, des investigations plus poussées vont devoir être menées. C'est l'objet de la seconde phase expérimentale.

III.3.3. Expérimentations finales (phase n°2)

III.3.3.1. Introduction

Les essais précédents nous ont permis de tester plusieurs méthodes de calcul de retour de force et de régler les paramètres de la simulation. Le nombre d'essais par opérateur pour une configuration donnée n'était cependant pas suffisant pour pouvoir en tirer des conclusions statistiquement significatives si on raisonne sur des moyennes par individu. Pour affiner la discussion des résultats il est également nécessaire de tenir compte de la configuration locale de l'environnement. La seconde phase expérimentale présentée dans ce qui suit va tenir compte de ces deux remarques.

III.3.3.2. Méthodologie

Cette deuxième phase expérimentale porte sur un panel de cinq personnes adultes valides, 4 hommes et une femme. Chaque expérimentateur doit suivre une phase d'apprentissage

approfondie avant d'entamer dix essais dans chaque configuration de simulation. Il conduit le fauteuil dans l'environnement expérimental n°3 (Figure III.16). Chaque expérimentateur doit accomplir la tâche en s'efforçant de minimiser le temps de parcours et le nombre de collisions. Nous enregistrons pour chaque essai, comme dans les séries de tests antérieures, la durée du trajet, la distance parcourue, le nombre de collisions et la trajectoire du centre du fauteuil. Nous avons également enregistré les coordonnées de la force générée par le joystick dans un repère mobile lié au centre du fauteuil. Enfin, à la fin de chaque série de dix essais d'une configuration, l'utilisateur effectue une évaluation de sa charge de travail mentale par la méthode TLX.

Un test ANOVA est appliqué à tous les résultats à l'exception des mesures par individu de la charge de travail (TLX). Dans tous les tableaux qui suivent un résultat significatif est noté en grisé. Le nombre de caractères « * » donne le degré de significativité avec la convention classique suivante : « * » : $p < 0.05$; « ** » : $p < 0.01$; « *** » : $p < 0.001$. Les trois dernières lignes des tableaux donnent le résultat des tests ANOVA pour les facteurs discriminants comparés deux par deux. Par ailleurs pour que le test ANOVA soit applicable il nous faut vérifier la normalité des populations concernées. Lorsque cette normalité n'est pas vérifiée les moyennes correspondantes seront notées en gras dans les tableaux et le test ne sera bien sûr pas appliqué.

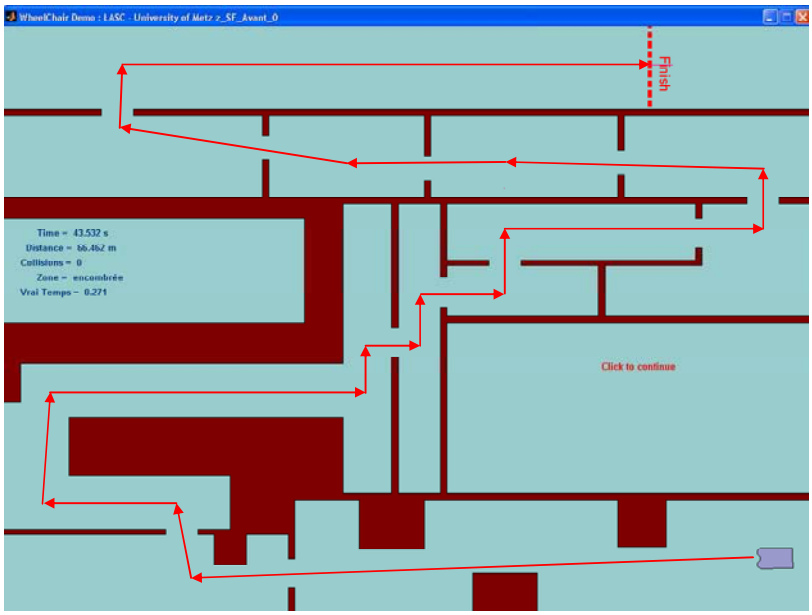


Figure III.16 : Environnement expérimental n°3.

Le parcours passe par plusieurs types de configurations locales d'environnement (Figure III.17):

- *Zone encombrée :* l'utilisateur rencontre des obstacles qui l'obligent à manœuvrer ou à dévier son fauteuil pour passer.
- *Zone de couloir :* l'utilisateur passe dans un couloir de 2 m de largeur qui peut contenir des virages.
- *Zone de passages étroits :* c'est la partie la plus complexe du parcours. L'utilisateur est contraint d'effectuer des manœuvres délicates pour passer son fauteuil.
- *Zone de passages de portes :* c'est une zone composée de plusieurs passages de portes de 80 cm de largeur.
- *Zone libre :* c'est la dernière ligne droite du parcours. Elle est composée d'un espace libre qui ne contient aucun obstacle.

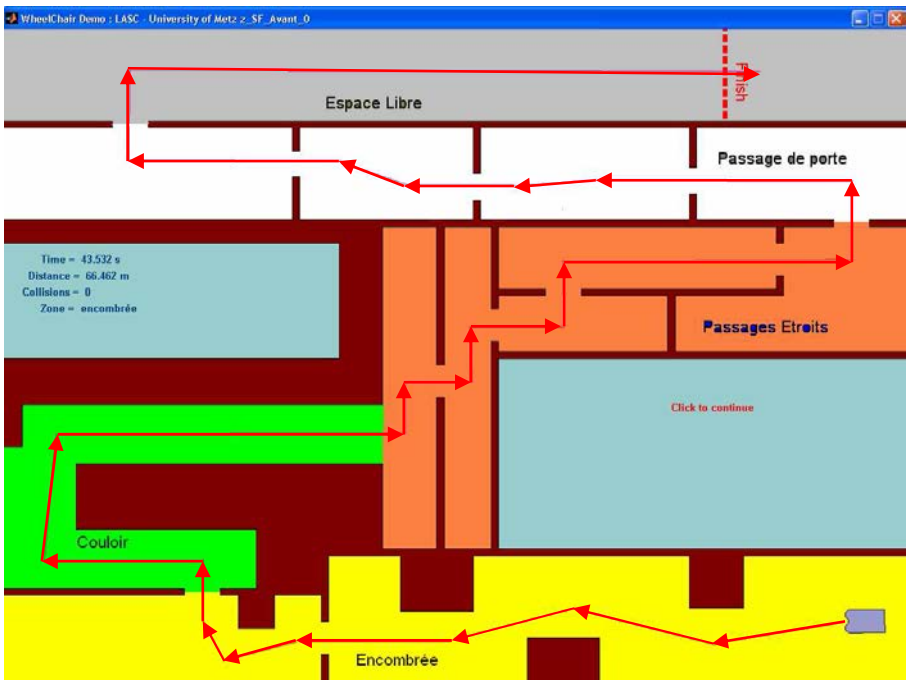


Figure III.17 : Division de l'environnement n°3 en plusieurs zones.

III.3.3.3. Analyse des résultats du parcours global

III.3.3.3.1. Résultats

Les Tableaux III.6 et III.7 présentent les résultats obtenus sur tout le parcours pour l'ensemble des utilisateurs [SAHN06] [SAHN06a] [BOUR07]. Ces valeurs sont des moyennes sur dix essais, excepté les valeurs du TLX qui sont calculées à la fin de chaque série. Un test ANOVA est réalisé pour chaque paramètre (temps, distance, collisions et confort), le facteur

discriminant étant le type de retour d'effort (sans retour, retour par VFH, retour par MVFH). Nous ne pouvons en revanche pas effectuer de test ANOVA sur les valeurs du TLX puisqu'il s'agit d'un seul test pour chaque série et donc de 5 mesures pour la moyenne globale.

Utilisateurs	**Retour de force**	**Temps [s]**	**Distance[m]**	**Collisions**	**Confort**	**TLX**
1	Sans RF	224**	104***	9,8*	57	57
	VFH	212	101	9,4	53	53
	MVFH	174	97	5,1	45	38
2	Sans RF	155	95	10,3	58	57
	VFH	161	94	10	59	57
	MVFH	167	96	9,2	58	58
3	Sans RF	252***	109***	16,2**	79	46
	VFH	172	98	11,6	75	50
	MVFH	160	95	10,6	68	48
4	Sans RF	187***	101**	11,2*	69***	76
	VFH	163	96	8,8	52	48
	MVFH	151	97	8	50	74
5	Sans RF	163*	97**	4,6	41	67
	VFH	171	94	4,5	42	63
	MVFH	154	95	4,5	46	81
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	196***	101***	10,1**	61*	61
	VFH	176	97	8,9	56	54
	MVFH	161	96	7,5	54	60
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	196*	101***	10,1	61	
	VFH	176	967	8,9	56	
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	196***	101***	10**	61*	
	MVFH	161	96	7	54	
ANOVA VFH/MVFH	VFH	176***	97	8,9*	56	
	MVFH	161	96	7,5	54	

Tableau III.6 : Résultats de la phase n°2 pour un fauteuil en traction arrière.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : les moyennes des 3 (ou 2) groupes sont significativement différentes selon ANOVA avec un facteur de risque p (* : $p<0.05$; ** : $p<0.01$; *** $p<0.001$).

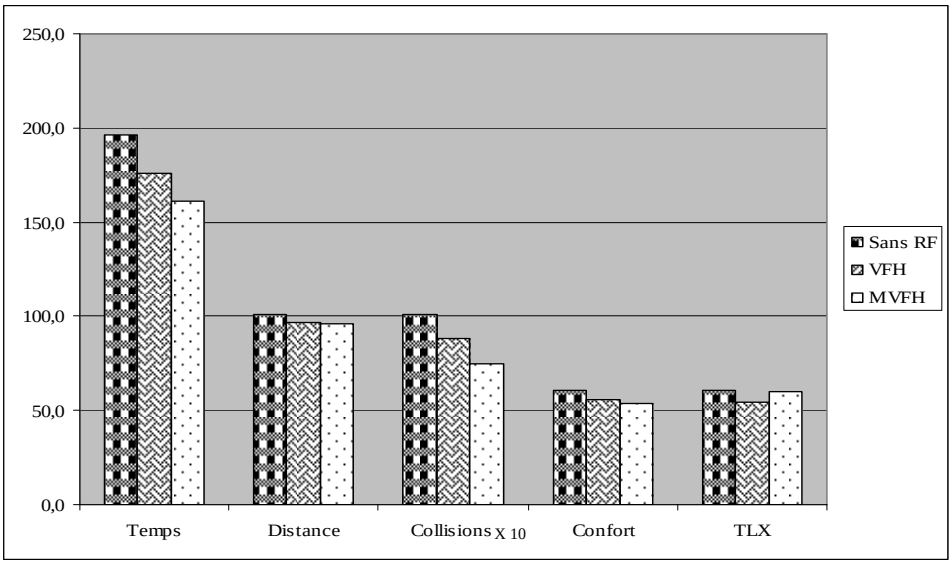


Figure III.18 : Moyennes des résultats pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (parcours global / traction arrière).

Utilisateurs	**Retour de force**	**Temps [s]**	**Distance [m]**	**Collisions**	**Confort**	**TLX**
1	Sans RF	281***	120***	12,7***	72***	50
	VFH	215	112	9,4	73	49
	MVFH	192	106	5	57	55
2	Sans RF	234***	106***	11,9***	61*	5
	VFH	181	102	6,7	59	51
	MVFH	187	99	5,6	51	48
3	Sans RF	340***	112	9,1***	65***	44
	VFH	216	108	15,3	84	41
	MVFH	218	109	15,1	75	37
4	Sans RF	247***	116***	13,8	65	61
	VFH	203	105	11,1	65	76
	MVFH	211	106	10	56	80
5	Sans RF	187	99*	4,4	31***	62
	VFH	192	100	3,9	43	65
	MVFH	181	98	2,8	33	71
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	258***	111***	10,4*	59**	44
	VFH	201	105	9,3	65	56
	MVFH	198	104	7,7	54	58
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	257,8***	110,7***	10,4	58	
	VFH	201,5	105,4	9,3	64	
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	258***	111***	10,4**	59	
	MVFH	198	104	7,7	54	
ANOVA VFH/MVFH	VFH	201	105	9,3	65**	
	MVFH	198	104	7,7	54	

Tableau III.7 : Résultats de la phase n°2 pour un fauteuil en traction avant.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : $p<0.05$; ** : $p<0.01$; *** $p<0.001$).

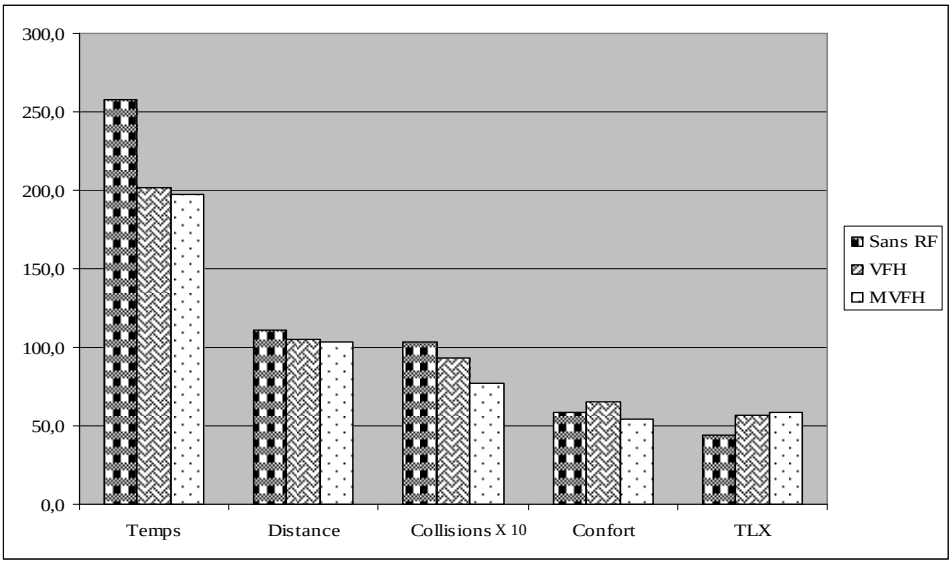


Figure III.19 : Moyennes des résultats pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (parcours global / traction avant).

III.3.3.3.2. Discussion

Paramètre « distance ». De l'observation des expérimentations et des résultats des Tableaux III.6 et III.7, nous pouvons tout d'abord constater que le paramètre « distance parcourue » est significatif d'un point de vue statistique (test ANOVA) mais pas d'un point de vue pratique: les différences de distances parcourues sont peu importantes par rapport à la longueur totale du trajet. On peut toutefois noter que ces distances diminuent en général avec l'utilisation du retour d'effort mais que le choix de l'algorithme (VFH ou MVFH) n'influe pas sur ce paramètre. On remarque également qu'elles sont plus grandes avec un fauteuil à traction avant qu'avec un fauteuil à traction arrière. Cette différence est liée principalement aux stratégies de navigation différentes pour chacun des fauteuils. Sur la Figure III.20 nous pouvons observer deux trajectoires du même utilisateur n°2, avec un fauteuil à traction avant et un fauteuil à traction arrière en utilisant la méthode MVFH pour le calcul du retour de force. On constate que le centre du fauteuil à traction avant effectue des virages larges pour passer dans des endroits étroits, ce qui augmente la distance parcourue. Le fauteuil à traction arrière passe sans faire d'écart.

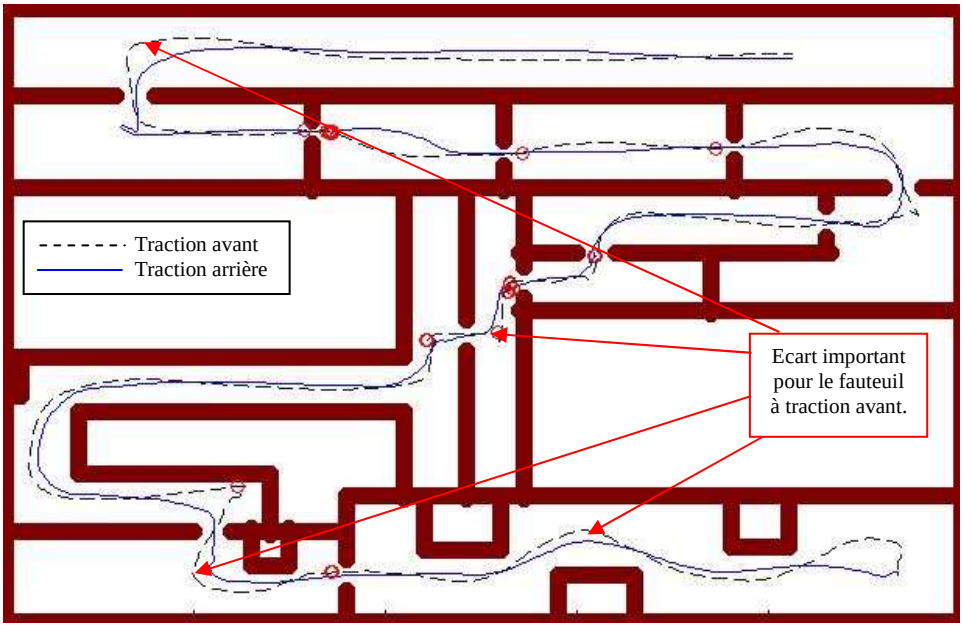


Figure III.20 : Comparaison de 2 trajectoires typiques, l'une décrit par un fauteuil à traction avant et l'autre par un fauteuil à traction arrière (méthode MVFH).

Paramètre « temps ». La durée d'un parcours diminue également avec l'utilisation du retour de force pour les deux types de fauteuils. L'influence du choix de l'algorithme de retour d'effort n'apparaît qu'en traction arrière, en faveur de la méthode MVFH. Ceci est dû à la facilité qu'offre cette méthode dans des passages étroits. La durée diminue également lorsque l'on utilise la traction avant plutôt que la traction arrière pour les mêmes raisons qu'évoquées ci-dessus pour le paramètre distance.

Paramètre « collisions ». Le nombre de collisions apparaît directement lié au mode de commande. Dans un seul cas de figure atypique (utilisateur n°3 en traction avant) le nombre de collisions augmente avec le retour d'effort. Dans tous les autres cas il diminue, en général de façon statistiquement significative. De plus l'algorithme MVFH semble apporter une amélioration sensible par rapport au VFH dans presque tous les cas. Ces constatations valent pour les deux configurations cinématiques du fauteuil. Par ailleurs qualitativement, à l'observation des expérimentations, le paramètre « collisions » semble mieux refléter la difficulté de pilotage que les paramètres « temps » et « distance ».

Paramètre « confort ». Tous les utilisateurs trouvent que la conduite sans utilisation de retour de force est la moins contraignante mais la plus difficile ; par contre l'utilisation de la méthode MVFH offre la conduite la plus confortable. Nous pouvons tenter de confirmer ces impressions en comparant les indices de confort pour chaque mode de commande. Nous

constatons alors une amélioration significative du confort avec le retour d'effort pour 3 opérateurs sur 5 en traction arrière mais pour un seul d'entre eux en traction avant. Si l'on considère les moyennes sur les 5 utilisateurs on note uniquement une amélioration significative du confort avec l'algorithme MVFH en traction arrière.

Paramètre « charge de travail ». L'évaluation de la charge de travail mentale avec la méthode TLX se fait après chaque série de dix essais de la même configuration. L'examen des résultats pour chaque individu ne fait pas apparaître clairement l'effet discriminant de ce paramètre pour le choix de la méthode de retour d'effort. Cette conclusion n'est pas définitive : elle peut être différente avec un panel de personnes handicapées.

D'une manière générale l'ensemble des résultats montre donc que le changement du mode de commande influe significativement sur le comportement du fauteuil. Puisque le nombre de collisions, notamment, mais également la durée et la longueur du parcours diminuent, on peut conclure que l'utilisation du retour de force améliore la conduite des fauteuils roulants électriques, du moins pour des utilisateurs valides. D'autre part la méthode MVFH apparaît plus performante que la méthode VFH, notamment en traction arrière. La différence est cependant moins nette que lorsque l'on compare une conduite avec et sans retour d'effort.

III.3.3.4. Analyse des résultats par zones

L'intérêt du retour de force, de même que sa méthode de calcul est fortement fonction de l'environnement d'évolution du fauteuil. C'est pourquoi nous avons découpé notre environnement de test en 5 zones comme nous l'avons expliqué antérieurement (Figure III.17). Dans ce qui suit, nous allons étudier l'impact du changement du mode de commande sur les performances de conduite dans chaque zone pour chacune des deux configurations cinématiques du fauteuil. La présentation des résultats se fera en distinguant chaque critère de performance.

III.3.3.4.1. Nombre de collisions

Les tableaux III.8 et III.9 présentent les performances des expérimentateurs en termes de nombre de collisions pour chaque zone du parcours test. Rappelons que les valeurs notées en caractère gras correspondent à des échantillons ne suivant pas une loi normale. On ne peut donc pas leur appliquer le test ANOVA.

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passages étroits	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	0,3	0,5	4,5**	3,3	**0,1**
	VFH	0,2	0,2	5,7	3	**0,1**
	MVFH	**0,1**	**0,1**	1,9	3	**0**
2	Sans RF	0,9	**0,1**	4,9	3,8	**0,1**
	VFH	0,6	**0,1**	4,9	3,6	0,8
	MVFH	0,5	**0**	5,2	3,5	**0**
3	Sans RF	0,9	0,3	10,3*	4,2	0,5
	VFH	1,2	0,2	6,1	3,9	**0,2**
	MVFH	0,4	0,2	5,7	4,2	**0,1**
4	Sans RF	1,3	0,5	5,6	3,3	0,5
	VFH	0,8	0,4	4,4	3,1	**0,1**
	MVFH	0,5	0,4	3,8	3,3	**0**
5	Sans RF	0,5	0,2	1,7	2,6	0,2
	VFH	0,2	0,2	2,2	2,4	**0**
	MVFH	0,3	0,2	1,3	2,5	0,2
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	0,7*	0,3	5,4**	3,4	**0,3**
	VFH	0,6	**0,2**	4,7	3,2	**0,2**
	MVFH	0,4	**0,2**	3,6	3,3	**0,1**
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	0,7	0,3	5,4	3,4	**0,3**
	VFH	0,6	**0,2**	4,7	3,2	**0,2**
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	0,7**	0,3	5,4**	3,4	**0,3**
	MVFH	0,4	**0,2**	3,6	3,3	**0,1**
ANOVA VFH/MVFH	VFH	0,6	**0,2**	4,7	3,2	**0,2**
	MVFH	0,4	**0,2**	3,6	3,3	**0,1**

Tableau III.8 : Nombre de collisions de la phase n°2 pour un fauteuil en traction arrière.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

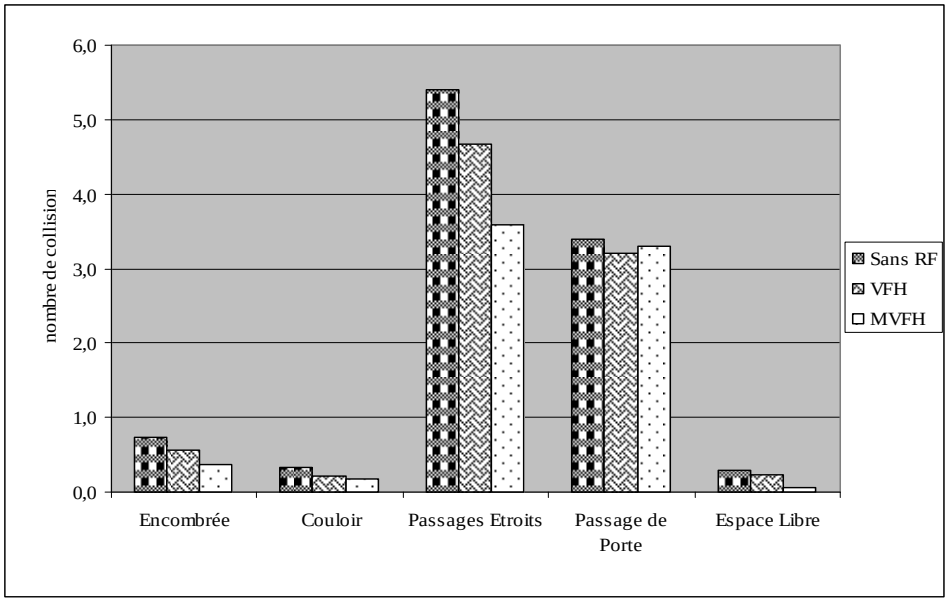


Figure III.21 : Moyennes du nombre de collisions par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction arrière).

Opérateurs	Joystick	Zone encombrée	Couloir	Passages étroits	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	1,5*	1,3*	6,1**	3,8	**0**
	VFH	0,8	0,7	5,6	3,5	**0,1**
	MVFH	0,4	0,2	2,6	2,3	**0,1**
2	Sans RF	1,2*	1,6	4,9**	3,9	0,3
	VFH	0,9	1,7	2,1	2,7	**0**
	MVFH	0,2	0,7	2,3	2,4	0,4
3	Sans RF	0,8*	1,2**	3,9***	3,1**	**0,1**
	VFH	1,5	1,4	7	5,1	0,3
	MVFH	2,2	2	7,2	3,6	**0,1**
4	Sans RF	1,1	1,6	9,6	2,4	0,4
	VFH	0,7	0,9	5,8	4,9	**0,1**
	MVFH	0,5	0,8	4,7	3,9	**0,1**
5	Sans RF	0,7	**0,1**	1,2	2,8*	**0,1**
	VFH	**0,1**	0,5	0,9	2,3	**0,1**
	MVFH	**0,2**	0,2	1	1,3	**0,1**
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	0,9*	1,0	5,1**	3,1	**0,2**
	VFH	0,8	0,8	4,2	3,7	**0,1**
	MVFH	0,7	0,8	3,6	2,7	**0,2**
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	0,9	1,0	5,1	3,1	**0,2**
	VFH	0,8	0,8	4,2	3,7	**0,1**
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	0,9	1,0	5,1*	3,1	**0,2**
	MVFH	0,7	0,8	3,6	2,7	**0,2**
ANOVA VFH/MVFH	VFH	0,8	0,8	4,2	3,7**	**0,1**
	MVFH	0,7	0,8	3,6	2,7	**0,2**

Tableau III.9 : Nombre de collisions de la phase n°2 pour un fauteuil en traction avant.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : $p<0.05$; ** : $p<0.01$; *** $p<0.001$).

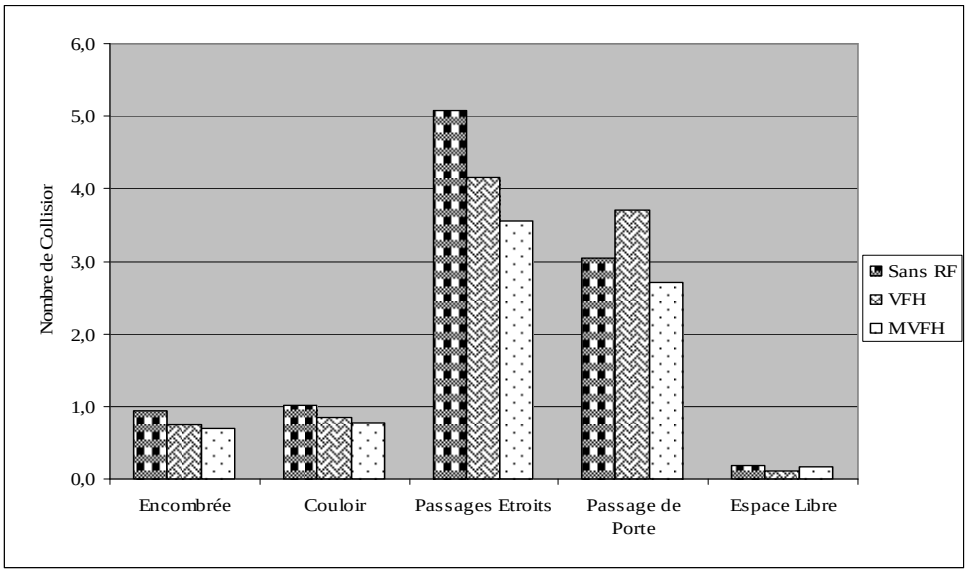


Figure III.22 : Moyennes du nombre de collisions par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction avant).

Que l'on soit en traction avant ou arrière, le retour d'effort diminue en général le nombre de collisions lors des manœuvres délicates (zone encombrée et passage étroit). Cette amélioration des performances est plus nette avec l'algorithme MVFH qu'avec le VFH. Curieusement par contre, dans la zone « passage de porte » le retour de force n'a pas influé sur le nombre de collisions. On observe toutefois qualitativement un comportement sensiblement meilleur du MVFH dans les passages de portes par rapport au VFH.

Dans les zones «couloir» et «espace libre» aucune conclusion très nette ne se déduit des données quantitatives : la difficulté de manœuvre étant faible, le risque de collisions l'est également. Par contre on remarque qualitativement à l'observation des expérimentations que l'utilisation du VFH ou, à un degré moindre, du MVFH améliore la stabilité du déplacement. On notera enfin le comportement atypique de l'utilisateur n°3 qui voit ses performances se dégrader avec le retour d'effort en traction avant. Ce genre de résultats avait déjà été noté avec d'autres panels d'expérimentateurs. Ceci conforte l'hypothèse déjà formulée que le choix d'un mode de commande doit être individualisé.

III.3.3.4.2. Distances parcourues par zone

Les Tableaux III.10 et III.11 présentent les performances des utilisateurs en termes de distances parcourues pour chaque zone du parcours test.

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	20,8**	18,0*	25,0*	27,1**	18,5*
	VFH	20,3	17,5	26,7	23,3	18,2
	MVFH	20,4	17,3	20,6	24,1	18,2
2	Sans RF	20,1*	17,4**	18,6	23,2	18,3
	VFH	20,1	17,1	19,6	22,6	18,2
	MVFH	20,5	17,2	22,6	22,8	18,2
3	Sans RF	20,6	17,8**	33,8***	24,7	19,1
	VFH	20,7	17,3	23,0	23,3	18,6
	MVFH	20,2	17,2	19,7	25,4	18,5
4	Sans RF	20,7	17,2	24,4**	24,1	18,8***
	VFH	20,7	17,3	18,9	23,6	17,9
	MVFH	20,2	17,5	20,0	23,9	18,1
5	Sans RF	20,5*	17,1	19,5*	23,4	18,1
	VFH	20,2	17,3	18,1	22,7	18,2
	MVFH	20,3	17,1	18,7	22,9	18,3
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	20,5	17,5*	24,2***	24,5***	18,6***
	VFH	20,4	17,3	21,3	23,1	18,2
	MVFH	20,3	17,2	20,3	23,8	18,3
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	20,5	17,5	24,2*	24,5***	18,6**
	VFH	20,4	17,3	21,3	23,1	18,2
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	20,5	17,5*	24,2***	24,5***	18,6**
	MVFH	20,3	17,2	20,3	23,8	18,3
ANOVA VFH/MVFH	VFH	20,4	17,3	21,3*	23,1	18,2
	MVFH	20,3	17,2	20,3	23,8	18,3

Tableau III.10 : Distances parcourues (en mètres) de la phase n°2 pour un fauteuil en traction arrière. Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

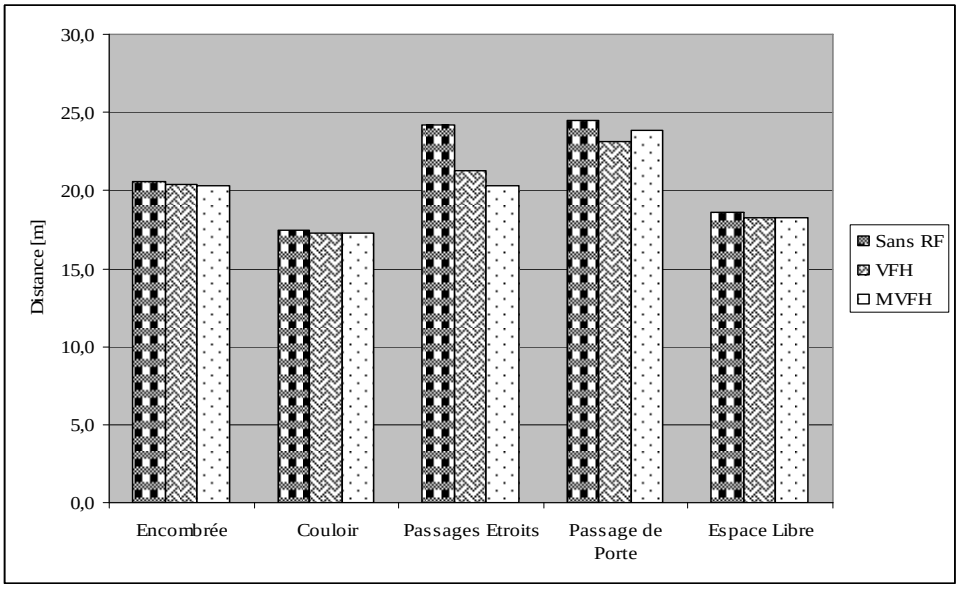


Figure III.23 : Moyennes des distances parcourues par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction arrière).

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	26,9***	21,5**	29,2***	31,0***	19,4
	VFH	22,8	20,0	26,7	26,4	19,6
	MVFH	22,5	19,2	23,4	25,6	19,9
2	Sans RF	22,5*	19,6***	22,9**	27,0**	19,1*
	VFH	22,2	18,9	21,0	24,2	18,6
	MVFH	21,1	18,3	20,6	24,6	18,7
3	Sans RF	22,9	20,6	27,5	29,6**	19,2
	VFH	22,8	19,1	27,5	25,7	19,0
	MVFH	24,2	20,1	27,3	25,3	19,1
4	Sans RF	23,6**	21,0**	35,2**	26,9	19,7***
	VFH	22,4	18,2	24,8	26,5	18,5
	MVFH	22,2	19,0	24,6	27,6	18,9
5	Sans RF	22,1	18,5	19,1	23,5	18,7
	VFH	22,0	18,8	19,6	22,9	18,8
	MVFH	21,4	18,2	18,6	22,9	18,8
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	23,6***	20,3***	26,8**	27,6***	19,2*
	VFH	22,4	19,0	23,9	25,1	18,9
	MVFH	22,3	19,0	22,9	25,2	19,1
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	23,6**	20,3***	26,8**	27,6***	19,2**
	VFH	22,4	19,0	23,9	25,1	18,9
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	23,6***	20,3***	26,8**	27,6***	19,2*
	MVFH	22,3	19,0	22,9	25,2	19,1
ANOVA VFH/MVFH	VFH	22,4	19,0	23,9	25,1	18,9
	MVFH	22,3	19,0	22,9	25,2	19,1

Tableau III.11 : Distances parcourues (en mètres) de la phase n°2 pour un fauteuil en traction avant. Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : $p<0.05$; ** : $p<0.01$; *** $p<0.001$).

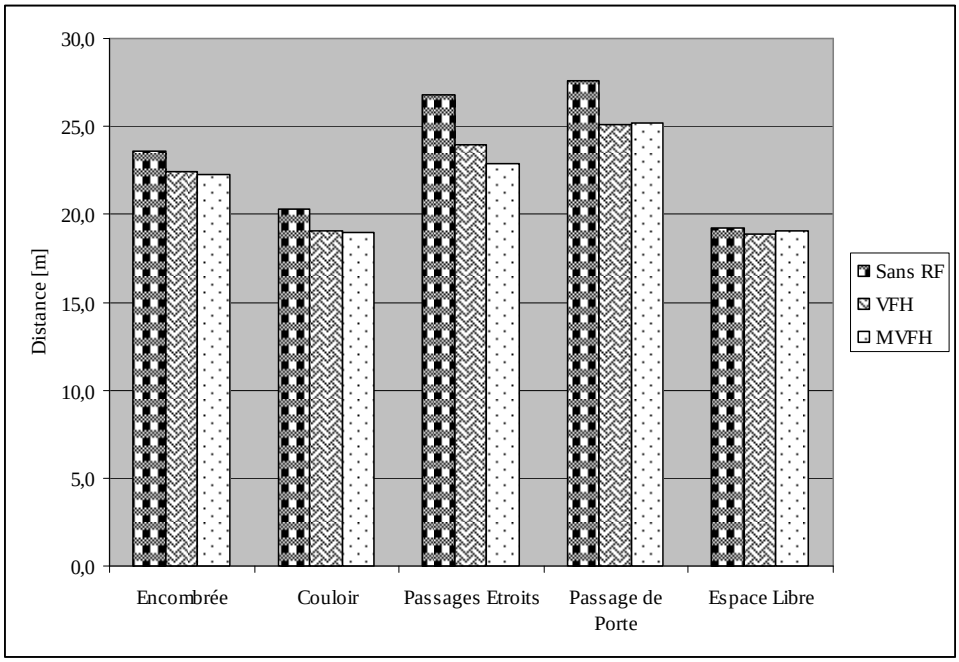


Figure III.24 : Moyennes des distances parcourues par zone
pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction avant).

De l'observation des Tableaux III.10 et III.11 nous pouvons remarquer que l'utilisation du retour de force diminue dans la plupart des cas les distances parcourues, notamment dans la zone « passage étroit » ou le retour de force guide l'utilisateur pour lui centrer son fauteuil et choisir un parcours optimal. Dans les autres zones bien que la différence entre les moyennes ne soit pas très grande, la plupart des résultats obtenus sont statistiquement significatifs. Cela permet de conclure que le retour de force améliore toujours la trajectoire. Le critère « distance parcourue » s'avère donc plus intéressant en tant que révélateur de la qualité des trajectoires que comme une mesure de longueur de parcours : les différences de distance, quelques mètres sur un trajet total de plus de 100 mètres, ne constituent pas en pratique un facteur important de choix d'un mode de commande. Enfin on remarque encore ici un comportement atypique : pour l'utilisateur n° 5, le retour de force ne diminue pas les distances. Cet utilisateur étant habile à l'utilisation du joystick, ses trajectoires sont optimales même sans utilisation du retour de force.

III.3.3.4.3. Temps de parcours par zone

Les Tableaux III.12 et III.13 présentent les performances des expérimentateurs en termes de temps de parcours pour chaque zone du parcours test.

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	38,1	28,9	70,5*	52,0**	27,6
	VFH	36,3	27,6	74,3	41,4	28,8
	MVFH	34,5	27,4	44,2	43,2	27,9
2	Sans RF	30,5*	23,9	34,9	39,4	25,0
	VFH	32,0	24,4	41,1	37,7	26,0
	MVFH	32,8	24,0	52,4	39,6	25,7
3	Sans RF	34,8	26,1*	114,0***	46,7	26,6
	VFH	34,2	24,0	47,1	39,1	25,6
	MVFH	32,0	24,0	38,8	46,9	26,0
4	Sans RF	35,9**	25,7	52,8**	45,5**	26,9***
	VFH	33,4	25,2	39,5	40,2	24,7
	MVFH	30,7	24,3	36,0	37,1	24,8
5	Sans RF	31,4***	24,0**	35,0	43,3	25,9
	VFH	36,5	28,5	36,8	42,3	26,9
	MVFH	32,1	24,3	33,2	38,2	26,2
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	34,1	25,7	61,4	45,4	26,4
	VFH	34,5	26,0	47,8	40,2	26,4
	MVFH	32,1	24,7	38,5	38,6	26,1
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	34,1	25,7	61,4*	45,4***	26,4
	VFH	34,5	26,0	47,8	40,2	26,4
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	34,1**	25,7*	61,4***	45,4***	26,4
	MVFH	32,1	24,7	38,5	38,6	26,1
ANOVA VFH/MVFH	VFH	34,5***	26,0*	47,8**	40,2	26,4
	MVFH	32,1	24,7	38,5	38,6	26,1

Tableau III.12 : Temps de parcours (en secondes) de la phase n°2 pour un fauteuil en traction arrière. Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests. En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

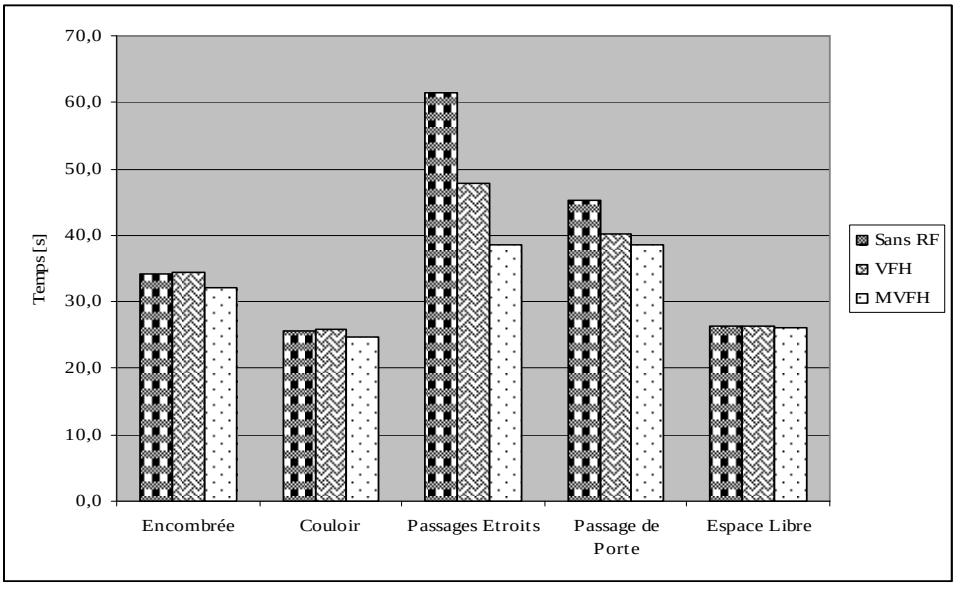


Figure III.25 : Moyennes des temps de parcours par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction arrière).

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	62,8**	38,8***	80,2***	63,1**	28,1
	VFH	40,7	32,5	54,3	56,3	27,9
	MVFH	41,1	29,9	50,0	45,7	29,7
2	Sans RF	40,5	32,8*	66,4***	59,4**	27,3*
	VFH	37,5	29,5	40,6	44,2	26,1
	MVFH	40,4	30,0	42,8	48,1	28,4
3	Sans RF	63,3**	47,5***	108,2***	90,8***	29,7
	VFH	44,5	29,0	62,8	49,6	27,1
	MVFH	47,3	34,7	62,2	45,7	27,6
4	Sans RF	43,5*	35,8	81,1***	54,6	30,5**
	VFH	39,4	31,0	53,3	53,2	26,7
	MVFH	40,7	32,3	51,8	56,9	29,6
5	Sans RF	40,2*	30,8	40,2**	48,1	27,3***
	VFH	46,5	31,3	42,7	44,0	25,1
	MVFH	42,6	30,8	36,2	43,5	27,8
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	50,1***	37,1***	75,2***	63,2***	28,6***
	VFH	41,7	30,6	50,7	49,4	26,6
	MVFH	42,4	31,5	48,6	48,0	28,6
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	50,1**	37,1***	75,2***	63,2***	28,6***
	VFH	41,7	30,6	50,7	49,4	26,6
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	50,1**	37,1***	75,2***	63,2***	28,6
	MVFH	42,4	31,5	48,6	48,0	28,6
ANOVA VFH/MVFH	VFH	41,7	30,6	50,7	49,4	26,6***
	MVFH	42,4	31,5	48,6	48,0	28,6

Tableau III.13 : Temps de parcours (en secondes) de la phase n°2 pour un fauteuil en traction avant. Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

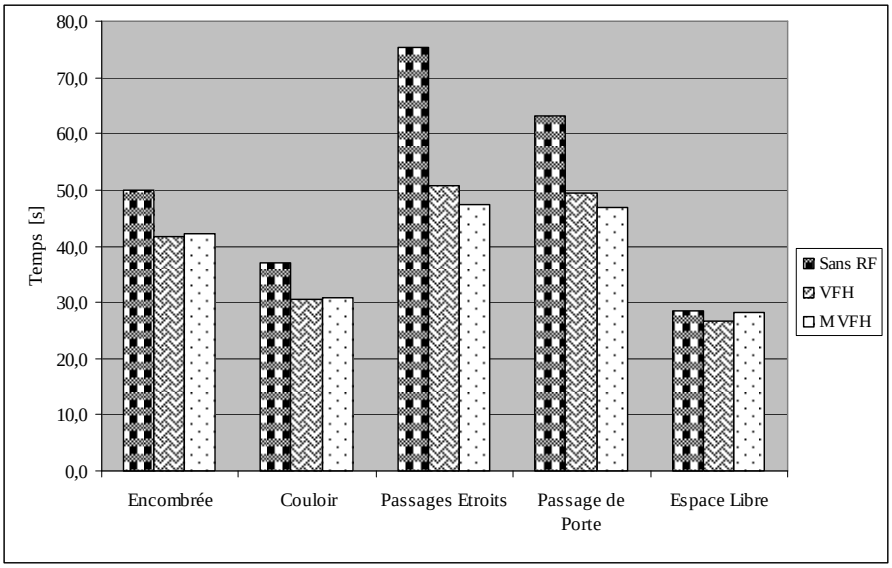


Figure III.26 : Moyennes des temps de parcours par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction avant).

De l'observation des tableaux III.12 et III.13 on constate que le temps de parcours diminue notablement pour 4 utilisateurs sur 5 avec l'utilisation du retour de force dans toutes les zones sauf dans le « passage libre » où les temps sont comparables malgré quelques variations statistiquement significatives. Les zones où l'on gagne le plus de temps avec l'utilisation de la VFH ou de la MVFH sont les zones « passage étroit » et « passages de portes », zones qui nécessitent des manœuvres délicates. Dans la zone « couloir » on peut noter une diminution importante du temps de parcours en fauteuil à traction avant avec l'utilisation du VFH ou du MVFH. Le retour d'effort joue manifestement ici un rôle de stabilisateur de la trajectoire, problème plus important en traction avant qu'en traction arrière.

III.3.3.4.4. Indice de confort par zone

Les tableaux III.14 et III.15 présentent les performances des expérimentateurs en terme de confort de conduite de fauteuil pour chaque zone du parcours test.

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	49,6	34,8***	66,7	81,4	8,8***
	VFH	42,3	24,4	72,3	73,4	5,3
	MVFH	41,9	22,7	56,7	74,2	4,3
2	Sans RF	59,0	24,7	65,6	95,3	7,5*
	VFH	55,1	30,1	74,3	90,1	11,2
	MVFH	59,3	23,6	65,9	92,5	5,9
3	Sans RF	64,9	34,0	99,2**	101,0	15,9
	VFH	72,8	28,2	99,4	118,8	7,9
	MVFH	59,1	31,7	66,8	121,3	12,2
4	Sans RF	67,2	36,0	78,5**	96,0	7,6***
	VFH	61,5	33,3	64,0	78,5	3,2
	MVFH	60,9	29,3	49,1	93,2	3,0
5	Sans RF	43,7	23,4	34,2	76,7	5,6*
	VFH	40,9	23,4	27,9	93,2	2,5
	MVFH	44,2	25,1	34,9	94,7	7,6
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	56,9	30,6*	68,8*	90,1	9,1**
	VFH	54,5	27,9	67,6	90,8	6,0
	MVFH	53,1	26,5	54,7	95,2	6,6
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	56,9	30,6	68,8	90,1	9,1*
	VFH	54,5	27,9	67,6	90,8	6,0
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	56,9	30,6**	68,8**	90,1	9,1***
	MVFH	53,1	26,5	54,7	95,2	6,6
ANOVA VFH/MVFH	VFH	54,5	27,9	67,6*	90,8	6,0
	MVFH	53,1	26,5	54,7	95,2	6,6

Tableau III.14 : Indice de confort de la phase n°2 pour un fauteuil en traction arrière.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

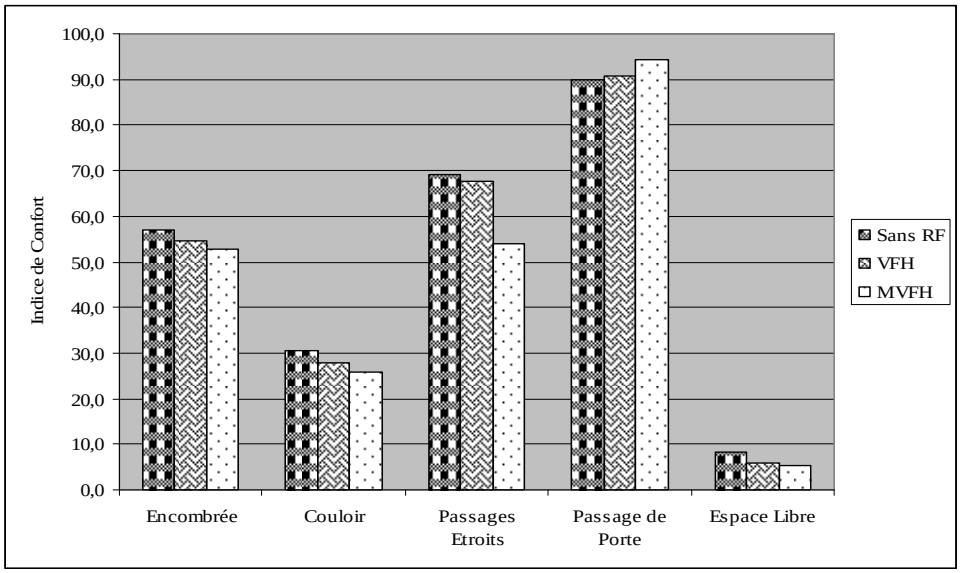


Figure III.27 : Moyennes des indices de confort par zone pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction arrière).

Utilisateurs	Retour de force	Zone encombrée	Couloir	Passage étroit	Passages de portes	Espace Libre
1	Sans RF	64,4	56,8***	86,6**	87,6	15,6
	VFH	69,0	50,4	89,4	99,5	18,1
	MVFH	61,2	31,9	62,7	87,1	12,5
2	Sans RF	57,1	50,7*	63,9**	86,0	11,6*
	VFH	58,0	38,1	52,3	95,6	4,6
	MVFH	59,4	31,8	40,6	85,6	9,5
3	Sans RF	70,7	50,2	67,7***	85,2***	15,3
	VFH	79,8	45,6	105,5	118,2	20,3
	MVFH	71,2	53,6	92,6	96,3	11,3
4	Sans RF	57,9	45,4	79,2	75,7	17,4**
	VFH	55,0	37,0	72,2	102,0	8,1
	MVFH	58,2	33,3	66,9	86,9	9,8
5	Sans RF	36,5*	19,4**	22,3**	54,2**	3,4
	VFH	46,9	32,3	36,5	73,1	3,7
	MVFH	37,8	26,7	28,6	53,2	4,2
Moyennes sur les utilisateurs	Sans RF	57,3	44,5*	63,9	77,7***	12,6*
	VFH	61,7	40,7	71,2	97,7	11,0
	MVFH	57,6	35,4	58,3	81,8	9,5
ANOVA SansRF/VFH	Sans RF	57,3	44,5	63,9	77,7***	12,6
	VFH	61,7	40,7	71,2	97,7	11,0
ANOVA SansRF/MVFH	Sans RF	57,3	44,5**	63,9	77,7	12,6***
	MVFH	57,6	35,4	58,3	81,8	9,5
ANOVA VFH/MVFH	VFH	61,7	40,7	71,2*	97,7**	11,0
	MVFH	57,6	35,4	58,3	81,8	9,5

Tableau III.15 : Indice de confort de la phase n°2 pour un fauteuil en traction avant.
Les valeurs indiquées pour chaque utilisateur sont des moyennes sur 10 tests.
En grisé : significatif selon ANOVA (* : p<0.05 ; ** : p<0.01 ; *** p<0.001).

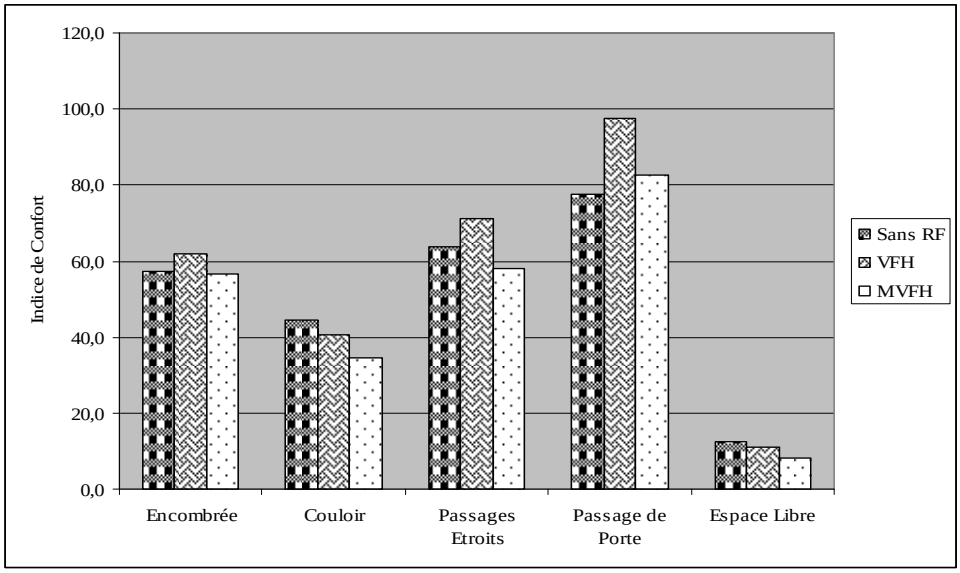


Figure III.28 : Moyennes des indices de confort par zone
pour les 5 utilisateurs de la phase n°2 (traction avant).

L'observation des Tableaux III.14 et III.15 montre que l'utilisation du retour de force apporte une augmentation du confort dans les zones « couloir » et « espace libre » qui ne présentent pas de difficultés de pilotage. Par contre, dans les zones nécessitant des manœuvres plus délicates (« passage étroit », « passages de portes », « zone encombrée ») l'indice de confort se dégrade globalement avec le retour d'effort, la méthode MVFH semblant offrir de meilleures performances que la méthode VFH. Ceci n'est pas forcément contradictoire avec le fait que les trajectoires sont plus optimales avec le retour d'effort. En effet l'indice de confort est calculé à partir des accélérations angulaires et linéaires du fauteuil. La méthode VFH, et à un degré moindre la méthode MVFH, peuvent provoquer, lors des changements de « vallées » dans l'histogramme polaire, des accélérations ou décélérations brusques du fauteuil. Cette remarque doit induire des améliorations de ces algorithmes.

III.3.4. Conclusion sur les résultats

L'ensemble des résultats expérimentaux valide l'intérêt du retour de force pour le pilotage d'un fauteuil électrique. En effet, la comparaison des performances pour les paramètres temps, distances et collisions, quand elle est significative, est la plupart du temps en faveur du retour d'effort. La tendance générale montre également une amélioration sensible des résultats avec l'algorithme MVFH par rapport au VFH. Pour le paramètre confort, les conclusions sont fonction de la difficulté de manœuvre : le retour de force améliore les performances en terme de confort dans les zones « faciles » et inversement. Qualitativement, on observe toutefois des trajectoires mieux lissées avec les méthodes VFH et MVFH dans les passages difficiles.

Un point important ressort par ailleurs de toutes ces expérimentations : les conclusions générales ne doivent pas masquer les fortes disparités de comportement inter-individus. L'utilisateur n°5, par exemple, qui est une personne habituée à l'utilisation du joystick n'a pas présenté d'améliorations très significatives de ses performances avec le retour de force. On peut remarquer aussi que certains utilisateurs sont plus à l'aise avec une configuration cinématique du fauteuil plutôt que l'autre.

III.4. Conclusion du chapitre 3

Dans ce chapitre nous nous sommes intéressés à la description et aux résultats des essais menés dans le but de prouver l'efficacité de l'utilisation du retour de force pour l'aide à la conduite des fauteuils roulants électriques. Nous avons divisé notre chapitre en deux grandes parties. Nous avons commencé tout d'abord par la description de la méthodologie d'expérimentation. Nous avons ainsi défini le matériel utilisé ainsi que les paramètres de la simulation et les différents critères choisis pour évaluer la performance de pilotage. Nous avons également décrit la méthode ANOVA utilisée pour vérifier la signification statistique des résultats.

La deuxième partie s'est concentrée sur la description du déroulement des expériences et sur la présentation et l'interprétation des résultats. Nous avons effectué deux phases expérimentales sur des panels de personnes valides. La première phase avait pour but d'affiner les paramètres et les caractéristiques du simulateur, l'algorithme de retour d'effort et l'environnement de test notamment. Nous avons effectué trois séries d'essais. Dans la première nous avons utilisé un fauteuil à traction arrière et la méthode des potentiels pour calculer le retour de force. Nous avons constaté dès cette première série que le retour de force peut diminuer le nombre de collisions. Dans la deuxième série nous avons introduit la méthode VFH qui s'est avérée plus performante que la méthode des potentiels. Dans la troisième série nous avons utilisé deux types de fauteuils (traction avant et traction arrière), et deux méthodes VFH et MVFH pour le calcul du retour de force. Les résultats prometteurs obtenus nous ont permis de fixer les paramètres du simulateur pour l'expérimentation finale.
La deuxième phase expérimentale avait pour objectif de démontrer l'intérêt du retour de force. Pour cela nous avons choisi un panel de cinq personnes valides qui ont effectué un nombre d'essais suffisamment important pour pouvoir effectuer le test ANOVA sur des moyennes individuelles. Nous avons déduit des résultats, que le retour d'effort améliore les performances de conduite selon les critères suivants : nombre de collisions, distance parcourue et temps de parcours. Le critère le plus significatif de la difficulté de pilotage est le nombre de collisions. Les résultats obtenus nous ont permis aussi d'effectuer une comparaison entre le fauteuil à traction avant et le fauteuil à traction arrière. Nous avons constaté de fortes différences de conduite entre les deux types de fauteuil, par contre nous ne pouvons conclure que l'un d'entre eux est mieux adapté que l'autre à l'utilisation du retour de force.

Enfin pour étudier le comportement du fauteuil en fonction de l'environnement, nous avons divisé celui-ci en 5 zones différentes. Ceci nous a notamment permis de constater une baisse du nombre de collisions avec le retour d'effort dans la zone la plus difficile en matière de pilotage et une amélioration du confort dans les zones les plus faciles.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Notre travail visait à démontrer l'intérêt de la commande des fauteuils roulants électriques intelligents en mode assisté, c'est à dire en utilisant un joystick à retour de force. L'application d'un tel mode permet de pallier divers problèmes d'ordre technique (sécurité, fiabilité) et psychologique (acceptabilité) qui freinent le transfert technologique des fauteuils intelligents.

Nous avons tout d'abord établi un état de l'art sur les différents aspects d'une commande de fauteuils électriques intelligents en mode assisté. Nous nous sommes pour cela concentrés sur la classification des fauteuils roulants intelligents puis sur les modes de commande en téléopération. Nous avons conclu que l'utilisation d'un mode de commande assisté peut résoudre certains problèmes rencontrés lors de l'utilisation de la commande partagée ou combinée. Nous avons décrit ensuite les deux modèles les plus utilisés de l'opérateur humain dans une tâche de conduite d'un véhicule, le modèle crossover et le modèle OCM. Enfin nous avons cité les quelques études qui se sont intéressées à la conduite d'un fauteuil électrique roulant avec l'utilisation d'un joystick à retour d'effort. Ceci a constitué le premier chapitre de ce mémoire.

Le deuxième chapitre a porté sur la présentation du simulateur que nous avons développé pour pouvoir effectuer des essais de conduite de fauteuil en mode assisté. Nous avons commencé par décrire les prototypes réels du robot VAHM qui seront reproduits en simulation, puis ses modèles cinématique et dynamique. Les différents algorithmes de calcul du retour de force utilisés lors de nos expérimentations ont ensuite été détaillés. Nous avons conclu le chapitre par une description fonctionnelle du simulateur.

Le dernier chapitre s'est intéressé aux résultats expérimentaux. Nous avons tout d'abord décrit les conditions expérimentales et les critères de performances pris en compte pour l'évaluation des résultats. Enfin nous avons présenté les essais et les résultats qui en découlent. Ceux-ci nous ont permis de conclure de façon générale sur l'amélioration des performances obtenues grâce au retour d'effort et sur le choix du meilleur algorithme de calcul, le MVFH. L'étude des résultats par zone permet de constater que le retour d'effort diminue le nombre de collisions dans les zones complexes de l'environnement et augmente le confort dans les zones faciles à traverser. Ceci valide donc l'intérêt de l'utilisation d'un mode

de commande assisté par un retour d'effort pour la conduite d'un fauteuil roulant électrique, du moins pour des personnes valides.

D'autre part, quelques perspectives à court terme et à plus long terme ressortent de cette étude. Ainsi, bien que l'utilisation de la méthode MVFH permette d'atteindre les objectifs fixés, la force de retour présente quelques discontinuités dans des endroits nécessitant des manœuvres complexes. Un lissage de cette force peut permettre d'obtenir un retour plus lisse et augmente le confort de la conduite. Cette amélioration a été réalisée avec succès mais n'a pour l'instant fait l'objet que de tests informels.

La prochaine étape du projet est le passage sur les fauteuils réels VAHM2 et VAHM3 pour valider le simulateur. Celui-ci servira alors d'outil d'évaluation pour effectuer des expérimentations sur un panel de personnes handicapées. C'est bien sûr là que se situe l'objectif final de ce travail, la conception du simulateur et les expérimentations décrites dans ce mémoire étant une étape intermédiaire indispensable.

Le simulateur que nous avons développé permet de tester plusieurs modes de commande et plusieurs types de fauteuils roulants électriques (intelligents ou non) sans que l'on soit confronté à des problèmes de sécurité, de fiabilité ou de duplication des prototypes. Il pourra donc être utilisé pour d'autres applications que celle traitée dans cette thèse, notamment pour tester, éventuellement améliorer, les capacités de conduite d'une personne handicapée avant la prescription d'un fauteuil électrique. Dans cette optique d'apprentissage et de test, il s'avèrera sans doute intéressant de faire évoluer l'interface graphique 2D du simulateur vers une interface 3D.

BIBLIOGRAPHIE

[ABAS99] J. Abascal, D. Cagigas, N. Garay, L. Gardeazabal. *"Interfacing users with very severe mobility restrictions with a semi-automatically guided wheelchair"*. SIGCAPH Comput Phys Handicap. 1999;63:16–20.

[ADAC98] Y.Adachi, Y. Kuno, N. Shimada, Y. Shirai. *"Intelligent wheelchair using visual information on human faces"*. Proceedings of the 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 1998 Oct 13–17; Victoria, BC, Canada. Piscataway (NJ): IEEE; 1998. p. 354–59.

[ADAC03] Y. Adachi, K. Goto, Y. Matsumoto, T. Ogasawara. *"Development of control assistant system for robotic wheelchair—estimation of user's behavior based on measurements of gaze and environment"*. Proceedings of the 2003 International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation (CIRA); 2003 Jul 16–20; Kobe, Japan. Piscataway (NJ): IEEE; 2003. p. 538–43.

[ARNA00] B. Arnaldi ."*PERF-RV : Plate-forme française de réalité virtuelle"*.

[ARGY02] A. Argyros, P. Georgiadis, P. Trahanias, D. Tsakiris. *"Semi-autonomous navigation of a robotic wheelchair"*. Journal of Intelligent and Robotic Systems, 2002.

[BALC02] AC. Balcells,FD. del Rio, G. Jimenez,JL. Sevillano, C. Amaya, S. Vicente. *"Improving the maneuverability of powered wheelchairs. Control Applications"*. Proceedings of the IEEE International Conference on Control Applications; 2002 Sept 18–20; Glasgow, United Kingdom. Piscataway (NJ):IEEE; 2002. p. 790–95.

[BARA05] H. Baradaran, W. Stuerzlinger. *"Comparison of Real and Virtual 3D Construction Tools with Novice Users"*. CGVR'06, 10-15, Juin 2006.

[BARE03] R. Barea, L. Boquete, LM. Bergasa, E. Lopez, M. Mazo. *"Electro-oculographic guidance of a wheelchair using eye movements codification"*. Int Journal Rob Res. 2003;22(7/8):641–52.

[BARN99] D.P. Barnes, M.S. Counsell. *"Haptic Communication for Remote Mobile Manipulator Robot Operations"*. Proceedings 8th Topical Meetings on Robotics and Remote Systems, Pittsburgh, PA, USA, 1999.

[BEAT95] PD. Beattie. *"SENARIO: Sensor aided intelligent wheelchair navigation"*. IEE Colloquium on New Developments in Electric Vehicles for Disabled Persons; 1995 Mar 17; London, UK. Piscataway (NJ): IEEE; 1995. p. 2/1–4.

[BELL93] D.A. Bell, SP. Levine, Y. Koren, LA. Jaros, J. Borenstein. *"An identification technique for adaptive shared control in human-machine systems"*. Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 1993 Oct 28–31; San Diego, CA. Piscataway (NJ): IEEE; 1993. p. 1299–1300.

[BELL94] D.A. Bell, S.P. Levine, Y. Koren, L.A. Jaros, J. Borenstein. *"Design Criteria for Obstacle Avoidance in a Shared-Control System"*. RESNA'94, p. 581-583, 1994.

[BELL94a] D.A. Bell, J. Borenstein, SP. Levine, Y. Koren, J. Jaros. *"An assistive navigation system for wheelchairs based upon mobile robot obstacle avoidance"*. Robotics and Automation. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 1994 May 8–13; San Diego, CA. Piscataway (NJ): IEEE; 1994. p. 2018–22.

[BLEY04] F. Bley, M. Rous, U. Canzler, K.F. Kraiss. *"Supervised navigation and manipulation for impaired wheelchair users"*. In IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2004.

[BERG99] LM. Bergasa. *"Guidance of a wheelchair for handicapped people by head movements"*. Robotics applications for the next millennium. International Conference on Field and Service Robotics (FSR 1999).

[BLIS] http://blista.de/euprojekte/artforall/reader.pdf

[BOER98] E.R.BOER, R.V.KENYON. *"Estimation of time-varying delay time in non stationary linear systems: an approach to monitor human operator adaptation in manual task"*. IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics, Vol.28, n°1, 1998, pp.89-99.

[BONC05] A. Bonci, S. Longhi, A. Monteriu and M. Vaccarini. *"Navigation system for a smart wheelchair"*. Journal of Zhejiang University Sciences, vol. 6A, n°2, pp 110-117, 2005.

[BORE89] J. Borenstein, and Y. Koren. «*Real-time Obstacle Avoidance for Fast Mobile Robots."*. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics , Vol. 19, No. 5, Sept/Oct 1989, pp. 1179-1187

[BORE91] J. Borenstein, Y. Koren. *"The vector field histogram - Fast obstacle avoidance for mobile robots"*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol.7, n°3, p.278-288., 1991.

[BORE92] J. Borenstein, Y. Koren. *"Noise rejection for ultrasonic sensors in mobile robot applications"*. Dans proceeding of the international Conference on robotics and Automation. Pages 1727- 1732, 1992.

[BORG98] U. Borgolte, H. Hoyer, C. Buehler, H. Heck, R. Hoelper. *"Architectural concepts of a semi-autonomous wheelchair"*. J.Intell Robotic Syst. 1998;22(3/4):233–53.

[BOUR98a] G. Bourhis, Y. Agostini. *"The VAHM robotized wheelchair: System architecture and human-machine interaction"*. J Intell Robotic Syst. 1998;22(1):39–50.

[BOUR98b] G. Bourhis, Y. Agostini. *"Man-machine cooperation for the control of an intelligent powered wheelchair"*. Journal Intell Robotic Syst. 1998;22(3/4):269–87.

[BOUR01] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, A. Pruski. "*An autonomous vehicle for people with motor disabilities*". IEEE Robot Autom Mag. 2001;8(1)20–28.

[BOUR93] G. Bourhis, K. Moumen, P. Pino, S. Rohmer, A Pruski. *" Assisted navigation for a powered wheelchair"*. Systems Engineering in the Service of Humans: Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics; 1993 Oct 17–20; Le Touquet, France. Piscataway (NJ): IEEE; 1993. p. 553–58.

[BOUR94] G. Bourhis, O. Horn, Y. Agostini. *"Location and high level planning for a powered wheelchair"*. Humans, Information and Technology. Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics; 1994 Oct 2–5; San Antonio, TX. Piscataway (NJ): IEEE; 1994. p. 2629–34.

[BOUR96] G. Bourhis, P. Pino. "*Mobile robotics and mobility assistance for people with motor impairments: rational justification for the VAHM project*". IEEE Trans Rehabil Eng. 1996;4(1):7–12.

[BOUR07] G. BOURHIS, M. SAHNOUN. *"Assisted control for a smart wheelchair"*. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07, Noordwjick, Pays-Bas, 13-15 juin 2007.

[BOUZ02] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu, and R. Boian. *"The rutgers master ii{new design force-feedback glove"*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 7(2), June 2002.

[BOYE02] ES. Boy, CL. Teo, E. Burdet. *"Collaborative wheelchair assistant"*. Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2002 Sep 30–Oct 5; Lausanne, Switzerland. Piscataway (NJ): IEEE; 2002. p. 1511–16.

[BRIE96] D. M. Brienza, J. Angelo. *"A force feedback joystick and control algorithm for wheelchair obstacle avoidance"*. Disability and Rehabilitation, vol. 18, no. 3,123–129, 1996.

[BROG98] U. Borgolte, H. Hoyer, C. Buehler, H. Heck, R. Hoelper. *"Architectural concepts of a semi-autonomous wheelchair"*. J Intell Robotic Syst. 1998;22(3/4):233–53.

[BUGM98] G Bugmann, KLKoay, N. Barlow, M. Phillips, D. Rodney. *"Stable encoding of robot trajectories using normalised radial basis functions: application to an autonomous wheelchair"*. Proceedings of the 29th International Symposium on Robotics (ISR'98); 1998 Apr 27–30; Birmingham, UK. Coventry (UK): BARA; 1998.

[CAGI02] D. Cagigas, J.Abascal. *"an efficient robot path planning system for large environments using pre-calculated paths"*. Proceedings of the 10th Mediterranean Conference on Control and Automation - MED2002 Lisbon, Portugal, July 9-12, 2002.

[CAGI04] D. Cagigas, J. Abascal. *"Hierarchical path search with partial materialization of costs for a smart wheelchair"*. J Intell Robotic Sys. 2004;39(4);409–31.

[CARD78] S. Card, W. English, B. Burr . *"Evaluation of mouse, rate-controlled isometric joystick, step keys, and text keys for text selection on a CRT"*. Ergonomics 21: 601-613. (1978).

[CASI04] G. Casiez. *"Interface Contribution à l'étude des interfaces haptiques Le DigiHaptic : un périphérique haptique de bureau µa degrés de liberté séparés"*. Thèse de doctorat, Lille, octobre 2004.

[CHAB05] D. Chablat, F. Bennis, B. Hoessler et M. Guibert. *"Périphériques haptiques et simulation d'objets, de robots et de mannequins dans un environnement de CAO-Robotique : eM-Virtual Desktop"*. Mécanique & Industries 5, 189-197 (2004).

[CHAU00] S. Chauhan, P. Sharma, HR. Singh, A. Mobin, SS. Agrawal. *"Design and development of voice-cum-auto steered robotic wheelchair incorporating reactive fuzzy scheme for anti-collision and auto routing"*. Proceedings of the IEEE Region 10 Conference (TENCON); 2000 Sep 24–27; Kuala Lumpur, Malaysia. Piscataway (NJ): IEEE; 2000. p. 192–95.

[CHOW02] HN. Chow, Y. Xu, SK. Tso. *"Learning human navigational skill for smart wheelchair"*. Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2002 Sep 30–Oct 5; Lausanne, Switzerland. Piscataway (NJ): IEEE; 2002. p. 996–1001.

[COIF93] P. Coiffet, M. Bouzit and G. Burdea. *"The LRP Dextrous Hand Master"*. VR Systems Fall 1993 Conference, Sig Advanced Applications, New York City, October, 1993.

[COOP00] R.A. Cooper and al. *"Analysis of position and isometric joysticks for powered wheelchair driving"*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.47, n°7, 2000, p.902-910.

[CONN90] J. Connell, P. Viola. *"Cooperative control of a semi-autonomous mobile robot"*. Robotics and Automation: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 1990 May 13–18; Cincinnati, OH. Piscataway (NJ): IEEE; 1990. p. 1118–21.

[CNRSa] http://www2.cnrs.fr/presse/communique/290.htm

[CRIS98] JD. Crisman, ME. Cleary, LC. Rojas. *"The deictically controlled wheelchair"*. Image Vis Comput. 1998;16(4):235–49.

[CYGR] http://www.vrlogic.com/html/immersion/cybergrasp.html

[DEAN00] L.K. Dean, S. Xylar. Asay-Davis, M. Evan Finn, T. Foley, Jeremy A. Friesner, Yo Imai, Bret J. Naylor, Sarah R. Wustner. *"Virtual Explorer: Interactive Virtual Environment for Education"*. Presence, Vol. 9, No. 6, December 2000, 505–523 ©2001 by the Massachusetts Institute of Technology.

[DELR01] FD. del Rio, G. Jimenez, J.L. Sevillano, S. Vicente, AC Balcells. *"A path following control for unicycle robots"*. Journal Robot Syst. 2001;18(7):325–42.

[DING03] D. Ding, EF. LoPresti, RC. Simpson, RA. Cooper. *"Interpreting joystick signals for wheelchair navigation"*. Proceedings of the 26th International Annual Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA); 2003 Jun 19–23; Atlanta, GA. Arlington (VA): RESNA Press; 2003.

[FATT04] A. Fattouh, M. Sahnoun, G. Bourhis. *"Force Feedback Joystick Control of a Powered Wheelchair: Preliminary Study"*. IEEE Int. Conf. on SMC, The Hague, The Nederland, 2004.

[FCSH] http://www.fcs-cs.com/robotics/products/hapticmaster

[FEHR00] L. Fehr, WE. Langbein, SB. Skaar. *"Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey"*. JOURNAL Rehabil Res Devel. 2000;37(3):353–60.

[FEIN04] U. Feintuch1, D. Rand2, R. Kizony3, P.L. Weiss4. *"Promoting research and clinical use of haptic feedback in virtual environments"*. Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Oxford, UK, 2004.

[FELZ02] T. Felzer, B. Freisleben. *"Hawcos: The "hands-free" wheelchair control system"*. Proceedings of the 5th International ACM SIGCAPH Conference on Assistive Technologies (ASSETS'02), pages 127–134, 2002.

[FIOR98] S. Fioretti, T. Leo, S. Longhi. *"How to transform a powered wheelchair in a robotic aid for motor-disabled. Control Applications"*. Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Control Applications; 1998 Sep 1–4; Trieste, Italy. Piscataway (NJ): IEEE; 1998. p. 222–26.

[FIOR00] S. Fioretti, T. Leo, S. Longhi. *"A navigation system for increasing the autonomy and the security of powered wheelchairs"*. IEEE Trans Rehabil Eng. 2000;8(4):490–98.

[FISH03] A. Fisch, C. Mavroidis, Y. Bar-Cohen, J. Melli-Huber. *"Haptic Devices for Virtual Reality, Telepresence and Human-Assistive Robotics"*. In: Biologically-Inspired Intelligent Robots. SPIE Press (2003)

[FITT54] P.M. Fitts. *"The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movements"*. Journal of experimental psychology, vol.47, n°6, 1954, p. 381-391.

[FRIS04] R. Frisch, S. Guo, R.A. Cooper, E.F. LoPresti, R.C. Simpson, S. Hayashi, W. Ammer. *"Hardware design of the Smart Power Assistance Module for manual wheelchairs"*. Proceedings of the 27th International Annual Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA); 2004 Jun 20–22; Orlando, FL. Arlington (VA): RESNA Press; 2004.

[GELI93] R. Gelin, JM. Detriche, JP. Lambert, P. Malblanc. *"The sprint of COACH. Systems Engineering in the Service of Humans"*. Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics; 1993 Oct 17–20; Le Touquet, France. Piscataway (NJ): IEEE; 1993. p. 547–52.

[GOMI96] T. Gomi, K. Ide. *"The development of an intelligent wheelchair"*. Proceedings of the 1996 IEEE Intelligent Vehicles Symposium; 1996 Sep 19–20; Tokyo, Japan. Piscataway (NJ): IEEE; 1996. p. 70–75.

[GOMI98] T. Gomi, A. Griffith. *"Developing intelligent wheelchairs for the handicapped"*. In: Mittal VO, Yanco HA, Aronis J, Simpson RC, editors. Lecture notes in artificial intelligence: Assistive technology and artificial intelligence: Applications in robotics, user interfaces and natural language processing. Heidelburg (Germany): Springer-Verlag; 1998. p. 150–78.

[GOSS05] F. Gosselin. *"Optimisation des interfaces haptiques : problèmes, méthodes, applications"*. 17éme Congrès Français de Mécanique, Troyes, 29 aout-02 septembre 2005.

[GRFS04] *"GFORCE Research Flight Simulator"*, NLR Air Transport Division, Training, Human Factors & Cockpit Operations Dept. NLR Amsterdam; avril 2004.

[GARR06] P. Carrec, JP. Martins, F. Gravez, Y. Méasson, Y. Perrot *"Une Nouvelle Orthèse Portable A Retour D'effort Inspirée Par La Morphologie"*, handicap 2006, 4eme Conférence Juin 2006.

[HABE97] O. Habert,A. Pruski. *"Cooperative construction and maintenance of maps for autonomous navigation"*. Rob Auton Syst. 1997;21:341–53.

[HAPC] http://www.haptech.com

[HAPT] http://www.haption.com

[HAYW04] V. Hayward, R. Oliver. Astley, C.H. Manuel, G. Danny, G. Robles-De-La-Torre. *"Haptic interfaces and devices"*. Sensor Review, 2004

[HAYA89] S. HAYATI, S.T. VENKATARAMAN. *"Design and implementation of a robot system with traded and shared control capability"*. robotica, Vol.15, 1997, pp.133-151.

[HART88] S.G. HART, L.E.STAVELAND. *"Development of NASA-TLX (Task Load Index) : Results of experimental and theoretical research"*. In P.A. Hancock and N. Meshkati (Eds), Human mental workload, Amsterdam: North-Holland, 1988 pp 139-183.

[HEND84] T. Henderson, E. Shilcrat , *"Logical sensor system"*, Robotic System., vol. 1, pp. 169-193, 1984.

[HESS77] R.A. HESS. *" Dual- loop model of the human controller"*. Journal of guidance and control, 2, PP 254-260.

[HOEN98] T. HOENTGER. *"Dynamically sherd control on human-robot teams through physical interactions"*. IEEE/RSJ, Conference on intelligent robots and systems Victoria, B.C., Canada, 1998.

[HONG99] J.P. Hong, O.S. Kwon and al. *"Shared-control and force reflection joystick algorithm for the door passing of mobile robot or powered wheelchair"*. IEEE TENCON, 1999, p. 1577-1580.

[HORN06] O. Horn, M. Kreutner, G. Bourhis. *"Modes de perception des fauteuils roulants intelligents"*. Handicap 2006, 4ème conférence "nouvelle technologies au service de l'homme", pp.32-39. Paris 2006.

[HOSM99] R. Hosman, H. Stassen. *"Pilote's perception in the control of aircraft motions"*. Control Engineering Practices, Vol. 7, No. 11, 1999, pp. 1421-1428

[HOYE99] H. Hoyer, U. Borgolte, A. Jocheim. *"The OMNI wheelchair—State of the art"*. Proceedings of the 14th Annual California State University Northridge (CSUN) Conference on Technology and Persons with Disabilities.

[HUEB06] K. Huebner, J. Zhang. *"Stable symmetry feature detection and classification in panoramic robot vision systems"*. In IEEE International Conference on Robotics and Systems (IROS'06), Beijing, China, Oct 2006.

[IMCF] http://www.immersion.com/3d/products/cyber_force.php

[IMIE] http://www.immersion.com/industrial/joystick/impulse_engine.php

[IMIS] http://www.immersion.com/gaming/arcade_sim/products/stick.php

[IMMD] http://www.immersion.com/medical/

[IMWG] http://www.immersion.com/developer/technology/devices/index.php

[IEZZ01] L. Iezzoni, E. McCarthy,R. Davis,H. Siebens. *"Mobility difficulties are not only a problem of old age"*. JOURNAL Gen Intern Med. 2001;16(4):235–43.

[JAFF90] D.L. Jaffe, H.L. Harris, S.K. Leung. *"Ultrasonic head controlled wheelchair/interface: A case study in development and technology transfer"*. Proceedings of the 13th Annual International Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA);1990 June 15–20; Washington, DC. Arlington (VA): RESNA Press; 1990. p. 23–24.

[JOHA82] G. Johannsen. *"Man-machine système – Introduction and background"*. IFAC Conf. on analysis, Design and Evolution of Man-Machine systems, Baden-Baden 1982, xiii-xvii.

[JOLL91] D. Jolly, A.M. Desodt, F. Wawak. *"Choix de modes de conduite en téléopération"*. Revue d'Automatique et de productique appliqués, vol.4, n°4, 1991, p. 435-445.

[KATE98] N.L. Katevas, S.G. Tzafestas, C.G. Pnevmatikatos. *"The approximate cell decomposition with local refinement global path planning method: path refinement and curve parametric interpolation"*. JOURNAL Intell Robotic Syst. 1998;22(3/4): 289–314.

[KEAT00] S. Keates, P. Langdon, J. Clarkson, P. Robinson. *"Investigating the use of force feedback for motion impaired users"*. 6th ERCIM Workshop "User Interfaces for all", Florence, Italy, 2000.

[KELL99] D. Kelly. *"the enhancement of mobility for individuals who are both physically and visually disabled"*. Long Beach. CA. RESNA Presse, 1999 pp 227-229.

[KIM02] S.Kim, S.Hasegawa, Y.Koike, M.Sato. *"Tension Based 7-DOF Force Feedback Device: SPIDAR-G"*. Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2002.

[KITA01] H. Kitagawa, T. Kobayashi, T. Beppu, K. Terashima. *"Semi-autonomous obstacle avoidance of omnidirectional wheelchair by joystick impedance control"*. Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2001 Oct 29–Nov 3; Maui, HI. Piscataway (NJ): IEEE; 2001. p. 2148–53.

[KLEI70] KLEINMAN, BARONS, W.H. LEVISON. *"An optimal control model oh human response – Part I: Theory and validation"*, Automatica, Vol. 6, pp.357-369.

[KLUG02] B. Kluge, D. Bank, E. Prassler. *"Motion coordination in dynamic environments: Reaching a moving goal while avoiding moving obstacles"*. Proceedings of the 11th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN); 2002 Sep 25–27; Berlin, Germany. Piscataway (NJ): IEEE; 2002. p. 512–17.

[KREU04] M.KREUTNER. *"Perception multisensorielle pour le positionnement d'un véhicule Autonome dédié aux personnes Handicapés moteurs"*. Thèse de doctorat de l'université de Metz. 21 Septembre 2004.

[KROV94] V. Krovi, P. Wellman, V. Kumar, W. Harwin. *"Design of a walking wheelchair for the motor disabled"*. In Proceedings of the 4th International Conference on Rehabilitation Robots, 1994.

[KUNO03] Y. Kuno, N. Shimada, Y. Shirai. *"Look where you're going [robotic wheelchair]"*. IEEE Robot Autom Mag. 2003;10(1); 26–34.

[LAM04] T.M. Lam, H.W. Boschloo, M. Mulder, M.M. Van Paasen. *"Effect of Haptic Feedback in a Trajectory Following Task with an Unmanned Aerial Vehicle"*. IEEE Int. Conf. on SMC, The Hague, The Nederland, p.2500-2506, 2004

[LANK01] A. Lankenau, T. Röfer. *"A versatile and safe mobility assistant. IEEE Robot Autom Mag"*. 2001;8(1):29–37.

[LANK02] A. Lankenau and T. R¨ofer. *"Mobile robot self-localization in large-scale environments"*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1359–1364, 2002.

[LAW02] CKH. Law, MYY. Leung, Y. Xu, SK. Tso. *"A cap as interface for wheelchair control"*. Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2002 Sep 30–Oct 5; Lausanne, Switzerland. Piscataway (NJ): IEEE; 2002. p. 1439–44.

[LEE93] S. LEE. *"Intelligent sensing and control for advanced teleoperation"*. IEEE Transaction on Control systems, juin 93, pp. 19-28.

[LEE05] S. Lee, G.S. Sukhatme, G.J. Kim, C. Park. *"Haptic Control of a Mobile Robot : a User Study"*. Presence : Teleoperators & Virtual Environments, Vol. 14, n°3, p.345-365, 2005.

[LEVI99] S.P. Levine, D.A. Bell, L.A. Jaros, R.C. Simpson, Y. Koren, J. Borenstein. *"The NavChair assistive wheelchair navigation system"*. IEEE Trans Rehabil Eng. 1999;7(4):443–51.

[LI00] X. Li, X. Zhao, T. Tan. *"A behavior-based architecture for the control of an intelligent powered wheelchair"*. Proceedings of the 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN 2000); 2000 Sep 27–29; Osaka, Japan. Piscataway (NJ): IEEE; 2000. p. 80–83.

[LOGI] http://www.logitech.com/index.cfm/products/productlist/IL/EN,crid=2214

[LOPR03] E.F. LoPresti, R.C. Simpson, S. Hayashi, I.R. Nourbakhsh, D.P. Miller. *"The design of the Smart Wheelchair component system"*. Proceedings of the 26th International Annual Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA); 2003 Jun 19–23; Atlanta, GA. Arlington (VA): RESNA Press; 2003.

[LUO99] R.C. Luo, C.Y. Hu, T.M. Chen, M.H. Lin. *"Force Reflective Feedback Control for Intelligent Wheelchairs"*. Proceedings of IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp 918-923, 1999.

[LUO99a] R.C. Luo, T.M. Chen, M.H. Lin. *"Automatic Guided Intelligent Wheelchair System Using Hierarchical Grey-Fuzzy Motion Decision-Making Algorithms"*. Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems, 1999, pp. 900-905.

[MACE96] W.A. McEachern, J.L. Dallaway. *"Sensor-based shared control of a rehabilitation manipulation system"*. Proceedings of the RESNA 96 Annual Conference. 342-344. 1996.

[MACK89] I.S. MAcKenzie. *"A note on the information-theoretic basis for Fitts' law"*. Journal of Motor Behavior. 21 :323-330, 1989.

[MACK92] I.S. MacKenzie W. Buxton. *"Extending Fitts' law to two-dimensional tasks"*. In ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI'92, pages 219-226. ACM Press, 1992.

[MADA86] R.L. Madarasz, L.C. Heiny, *"Cromp RF, Mazur NM. Design of an autonomous vehicle for the disabled"*. IEEE JOURNAL Robot Autom. 1986;2(3):117–25.

[MAHO94] R.M. MAHONEY, *"Towards a control theory model of human target-directed movements"*, IEEE Int. conf. on Robotics ans Automation, San Diego, California, 1994, pp.30-35.

[MALL02] P. Mallet, G. Sch¨oner. *"Wad project where attractor dynamics aids wheelchair navigation"*. In Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and System, 2002.

[MAND05] C. Mandel, K. Huebner, T. Vierhuff. *"Towards an autonomous wheelchair: Cognitive aspects in service robotics"*. In Proceedings of Towards Autonomous Robotic Systems (TAROS'05), pages 165–172, 2005.

[MATS01] Y. Matsumoto, T. Ino, T. Ogasawara. *"Development of intelligent wheelchair system with face- and gaze-based interface"*. Proceedings of the 10th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN); 2001 Sep 18–21; Bordeaux-Paris, France. Piscataway (NJ): IEEE; 2001. p. 262–67.

[MART01] C. Martens, N. Ruchel, O. Lang, O. Ivlev, A. Graser. *"A friend for assisting handicapped people"*. IEEE Robotics & Automation Magazine, 8(1), March 2001.

[MASA04] O. Masaaki, T. Ryusuke, O. Masaki Okugumo, T. Jun, O. Makoto. *"Travelling control of the autonomous mobile wheel-chair dream-3 considering correlation of the initial position"*. In International Midwest Symposium on Circuits and Systems, 2004.

[MASC97] S. Mascaro, J. Spano, H. Asada. *"A reconfigurable holonomic omnidirectional mobile bed with unified seating (rhombus) for bedridden patients"*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 2, pages 1277–1282, 1997.

[MAZO01] M. Mazo. *"An integral system for assisted mobility"*. IEEE Robot Autom Mag. 2001;8(1):46–56.

[MCRU67] D.T. McRuer, H.R. Jex. *"A review of quasi-linear pilot models"*. IEEE Transactions on Human Factors in Electronics, Vol. HFE-8, n°3, 1967, p. 231-249.

[MICRa] http://www.microsoft.com/mind/0398/flux0398.asp

[MICRb] http://www.microsoft.com

[MILL88] P. MILLOT. *"supervision des procédé automatisé et ergonomie"*. Edition Hermes, 1988.

[MILL91] P. MILLOT, E. ROUSSILLON. *"Man-machine cooperation and teleopération: problematic and methodologies"*. 2nd France-israël Symposium on robotics, Gif sur Yvette, 1991.

[MILL95] D.P. Miller, M.G. Slack. *"Design and testing of a low-cost robotic wheelchair prototype. Auton Robots"*. 1995;2(1): 77–88.

[MILL96] D.P. Miller. *"Moving in tandem: Automated person pacing for wheelchair users. Developing Assistive Technology for People with Disabilities"*. AAAI Fall Symposium; 1996 Nov 9–11; Cambridge, MA. Menlo Park (CA): AAAI Press; 1996. p. 86–89.

[MILL99] D.P. Miller. *"Semi-autonomous mobility verses semi-mobile autonomy. Agents with Adjustable Autonomy"*. AAAI Spring Symposium; 1999 Mar 22–24; Stanford, CA. Menlo Park (CA): AAAI Press; 1999. p. 79–80.

[MLHD] http://www.msl.ri.cmu.edu/projects/haptic/haptic_device.php

[NIKI96] M.S. Nikitas, T. Panayotis, K.P. George, N. Atevas. *"Qualitative autonomous navigation for wheelchair robots"*. In European Conference on Artificial Intelligence, pages 679–683, 1996.

[MOON02] I. Moon, S. Joung, Y. Kum. *"Safe and reliable intelligent wheelchair robot with human-robot interaction"*. Robotics and Automation. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 2002 May 11–15; Washington DC. Piscataway (NJ): IEEE; 2002. p. 3595–600.

[MOON03] I. Moon, M. Lee, J. Ryu, M. Mun. *"Intelligent robotic wheelchair with EMG-, gesture-, and voice-based interfaces"*. Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2003 Oct 27–31; Las Vegas, NV. Piscataway (NJ): IEEE; 2003. p. 3453–58.

[MORA06] R. Morales, V. Feliu, A. Gonz´alez, P. Pintado. *"Kinematic model of a new staircase climbing wheelchair and its experimental validation"*. International Journal of Robotic Research, 25(9):825–841, Sep 2006.

[MORE04] Y. Morere, A. Pruski. *"Multi-agent control structure for intelligent wheelchair and aide navigation for disabled people"*. Proceedings of the 2004 International Symposium on Robotics (ISR 2004); 2004 Mar 23–26; Paris, France. Paris (France): SYMAP; 2004. p. 64.

[NISB95] P.D. Nisbet, J. Craig, J.P. Odor, S. Aitken. *""Smart" wheelchairs for mobility training"*. Technol Disabil. 1995;5:49–62.

[NISB96] P.D. Nisbet. *"Integrating assistive technologies: current practices and future possibilities"*. Med Eng Phys vol. 1996;18(3):193–202.

[NISB02] P.D. Nisbet. *"Who's intelligent? Wheelchair, driver or both? Control Applications"*. Proceedings of the IEEE 2002 International Conference on Control Applications; 2002 Sep 18–20; Glasgow, United Kingdom. Picataway (NJ): IEEE; 2002. p. 760–65.

[OSAM06] M. Osamu, K. Kiyoshi, H. Tsutomu, H. Nishimura, K. Toda, S. Goto. *"Autonomous traveling control of the "TAO Aicle" intelligent wheelchair"*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Systems (IROS'06), Beijing, China, Oct 2006.

[OUIG96] R. Ouiguini, B. Belloulou. *"Navigation of an autonomous wheelchair in a structured environment"*. Proceedings of the 1996 IEEE IECON 22nd International Conference on Industrial Electronics, Control, and Instrumentation; 1996 Aug 5–10; Taipei, Taiwan. Piscataway (NJ): IEEE; 1996. p. 749–54.

[PARI03] S.P. Parikh, R.S. Rao, S.H. Jung, V. Kumar, J.P. Ostrowski, C.J. Taylor. *"Human robot interaction and usability studies for a smart wheelchair"*. Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS); 2003 Oct 27–31; Las Vegas, NV. Piscataway (NJ): IEEE; 2003. p. 3206–11.

[PIET06] T. Pietrzak, N. Noble, I. Pecci, B. Martin. *"Evaluation d'un logiciel d'exploration de circuits électriques pour déficients visuels"*. Dans RJH-IHM 2006, Anglet, France, 2006.

[PINO95] P. PINO *"robot mobile pour handicapés moteurs : évaluation du système homme-machine"*. thèse de doctorat de l'université de Metz, Metz, juin 1995.

[PIRE97] G. Pires, R. Aradjo, U. Nunes, A.T. de Almeida. *"RobChair—A powered wheelchair using a behaviour-based navigation"*. 1998 5th International Workshop on Advanced Motion Control (AMC '98-Coimbra); 1998 Jun 29–Jul 1; Coimbra, Portugal. Piscataway (NJ): IEEE; 1998. p. 536–41.

[PIRE98] G. Pires, N. Honorio, C. Lopes, U. Nunes, A.T. Almeida. *"Autonomous wheelchair for disabled people"*. Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics (ISIE); 1997 Jul 7–11; Guimaraes, Portugal. Piscataway (NJ): IEEE; 1997. p. 797–801.

[PIRE02] G. Pires, U. Nunes. *"A wheelchair steered through voice commands and assisted by a reactive fuzzy-logic controller"*. Journal Intell Robotic Sys. 2002;34(3):301–14.

[PRAS01] E. Prassler, J. Scholz, P. Fiorini. *"A robotic wheelchair for crowded public environments"*. IEEE Robot Autom Mag. 2001;8(1):38–45.

[PROT00] J. L. Protho, B.S. LoPresti, D.M. Brienza. *"An evaluation of an obstacle avoidance force feedback joystick"*. The Proceedings of the 23th Annual RESNA Conference, 2000, pp. 447–449.

[PRUS92] A. Pruski, G. Bourhis. *"The VAHM project: A cooperation between an autonomous mobile platform and a disabled person"*. Robotics and Automation. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 1992 May 12–14; Nice, France. Piscataway (NJ): IEEE; 1992. p. 268–73.

[PRUS03] A. PRUSKI. *"Assistance technique au handicap (Traité IC2, série Systèmes automatisés)"*. Edition lavoisier, 2003.

[PRUS07] A. PRUSKI, Y. MORERE, O. HORN, G. BOURHIS, R. GRASSE, M. SAHNOUN. *"Approche centrée utilisateur pour la conception d'un fauteuil roulant intelligent"*. Science et Technologie pour le Handicap, Ed. Hermes, 2007.

[RADW90] R. Radwin, G.C. Vanderheiden, M. Lin. *"A method for evaluating head-controlled computer input devices using Fitts' Law"*. Human Factors, vol. 32, no. 4, pp. 423–438, 1990.

[RAO89] S. Rao, R. Kuc. *"INCH: An intelligent wheelchair prototype"*. Bioengineering. Proceedings of the 15th Annual Northeast Conference on Bioengineering; 1989 Mar 27–28; Boston, MA. Piscataway (NJ): IEEE; 1989. p. 35–36.

[RASM83] J. RASMUSSEN. *"skills, rules and knowledge; sign and symbol and other distinctions in human performance models"*. IEEE Trans. Syst.man Cybern., SMC 13, n° 3, pp.257-266, 1983.

[REPP95] D.W. Repperger, C.A. Phillips, T.L. Chelette. *"A study on spatially induced "virtual force" with an information theoretic investigation of human performance"*. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol.25, n°10, 1995, p.1392-1404.

[RENT03] A.J. Rentschler,R.A. Cooper, B. Blasch, M.L. Boninger. *"Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of VA-PAMAID robotic walker"*. Journal Rehabil. Res. Dev. 2003;40(5):423–32.

[RICH00] C. Richard, A. M. Okamura, R. M. Cutkosky, *"Feeling is Believing: Using a Force-Feedback Joystick to Teach Dynamic Systems"*, Center for Design Research, Stanford University (2000).

[RLEG05] A. M. Srinivasan, S. J. Biggs, G. Liu, D.W. Schloerb, L. Zhou, J. Cheong, S. De, J. Hu, O. Lahav, D. Lee, M. Muniyandi, M. Ahn, C. Bolzmacher, D. Daverman, R. Iglesias, H. Kim, S. Kumar, W-C. Wu. *"Human and Machine Haptics"*, RLE Progress Report 147.

[RONN05] S. Rönnbäck, K. Hyyppä, and A. Wernersson. *"On passing a doorway with an internet connected wheelchair using matlab"*. In Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Systems (IROS'05), 2005.

[RONN06] S. Rönnbäck, J. Piekkari, K. Hyyppä, T. Berglund, and S. Koskinen. *"A semi-autonomous wheelchair towards user centered design"*. In Lecture notes of the 10th International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP'06), volume LNCS 4061, pages 701–708, Linz, Austria, July 2006.

[ROSE86] M. J. Rosen and C. Goodenough-Trepagnier. *"Qualitative aspects of Fitts' task performance by motor-disabled individuals"*. In Proc. RESNA 9th Annu. Conf., Minneapolis, MN, 1986, pp. 161–163.

[ROUH88] J.C. ROUHET. *"systèmes Homme Machine"*. Technique de l'ingénieur 4. 1988, R 7-610 p, 1-21.

[RVDL02] R.Q. Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, B. Ruiter. *"The HapticMaster, a new high-performance haptic interface"*. FCS Control Systems, The Netherlands.

[SABA95] A.M. Sabatini, V. Genovese, E. Guglielmelli, A. Mantuano, G. Ratti, P. Dario. *"Low-cost, composite sensor array combining ultrasonic and infrared proximity sensors"*. Human Robot Interaction and Cooperative Robots. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 1995 Aug 5–9; Pittsburgh, PA. Piscataway (NJ): IEEE; 1995. p. 120–26.

[SAHN05] M. Sahnoun , G. Bouris. *"_Assisted control for powered wheelchair with a force feedback joystick" _*, in Association for the Advencement of Assistive Technology in Europe (AAATE 2005), IOS Press, p. 601-605, 2005.

[SAHN06] M. Sahnoun , G. Bouris. *"Retour Haptique pour l'Aide au Pilotage des Fauteuils Roulants Electriques"*. In national conference handicap 2006.

[SAHN06a] M. SAHNOUN, G. BOURHIS. *"Haptic feedback to assist powered wheelchair piloting"*. AMSE Periodicals, vol.67, p. 53-63, 2006.

[SAPO04] *"PHANTOM® OMNI USER'S GUIDE"*. dernière mise à jour le 17 Novembre, 2004 à 11:01.

[SAPD05] *"PHANTOM® DESKTOP USER'S GUIDE"*. dernière mise à jour le 10 février, 2005.

[SAND95] D.A. Sanders, I.J Stott, M.J. Goodwin . *"Assisting a disabled person in navigating an electric vehicle through a doorway"*. IEE Colloquium on New Developments in Electric Vehicles for Disabled Persons; 1995 Mar 17; London, UK. Piscataway (NJ): IEEE; 1995. p. 5/1–6.

[SCHI98] K. Schilling, H. Roth, R. Lieb, H. Stutzle. *"Sensors to improve the safety for wheelchair users"*. In: Placencia Porrero I, Ballabio E, editors. Improving the quality of life for the European Citizen. Technology for inclusive design and equality. Amsterdam (Netherlands): IOS Press; 1998. p. 331–35. (Assistive technology research series; vol 4.).

[SEKI00] H. Seki, S. Kobayashi,Y. Kamiya Y, M. Hikizu, H. Nomura. *"Autonomous/semi-autonomous navigation system of a wheelchair by active ultrasonic beacons"*. Robotics and Automation. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 2000 Apr 24–28; San Francisco, CA. Piscataway (NJ): IEEE; 2000. p. 1366–71.

[SHER04] L. ROSENBERG. *"Virtual Fixtures"*. PhD thesis, Stanford University, 1994.

[SHER92] T.B. SHERIDANE. *"Telerobotics, automation and human supervisory control"*. MIT Press, 1992.

[SIMP97] R.C . Simpson, S.P. Levine. *"Adaptive shared control of a smart wheelchair operated by voice control"*. Intelligent Robots and Systems. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 1997 Sept 7–11; Grenoble, France. Piscataway (NJ): IEEE; 1997. p. 622–26.

[SIMP99a] R.C. Simpson, C.D. Poirot, M.F. Baxter. *"Evaluation of the Hephaestus smart wheelchair system"*. Proceedings of the 6th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); 1999 Jul 1–2; Stanford, CA. Stanford (CA): Rehabilitation Robotics ICORR; 1999. p. 99–105.

[SIMP99b] R.C. Simpson, D. Poirot, M.F. Baxter. *"The Hephaestus smart wheelchair system"*. Proceedings of the 22nd Annual International Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA); 1999 June 25–29; Long Beach, CA. Arlington (VA): RESNA Press; 1999. p. 122–24.

[SIMP03] R.C. Simpson, E.F. LoPresti, S. Hayashi, S. Guo, D. Ding, R.A. Cooper. *"Smart Power Assistance Module for manual wheelchairs"*. Technology and Disability: Research, Design, Practice and Policy: 26th International Annual Conference on Assistive Technology for People with Disabilities (RESNA); 2003 Jun 19–23; Atlanta, GA. Arlington (VA): RESNA Press; 2003.

[SIMP02] R.C. Simpson, D. Poirot, M.F. Baxter. *"The Hephaestus smart wheelchair system"*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2002;10(2):118–22.

[SIMP02a] R.C. Simpson, S.P. Levine. *"Voice control of a powered wheelchair"*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2002;10(2):122–25.

[SIMP04] R.C. Simpson, E.F. LoPresti, S. Hayashi, I.R. Nourbakhsh, D.P. Miller. *"The smart wheelchair component system"*. J Rehabil Res Dev. 2004;41(3B):429–42.

[SIMP04a] R.C. Simpson, E.F. LoPresti, S. Hayashi, S. Guo, R. Frisch, A. Martin, W. Ammer, D. Ding, R.A. Cooper. *"The Smart Power Assistance Module for manual wheelchairs. Designing A More Inclusive World"*. Proceedings of the 2nd Cambridge Workshop on Universal Access and Assistive Technology (CWUAAT); 2004 Mar 22–24; Cambridge, UK. Cambridge, UK: University of Cambridge; 2004. p. 51–54.

[SIMP05] R.C. Simpson, E. LoPresti, S. Hayashi, S. Guo, D. Ding, W. Ammer,V. Sharma, R. Cooper. *"A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments"*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, published October 2005.

[SING99] H.R. Singh, A. Mobin, S. Kumar, S. Chauhan, S.S. Agrawal. *"Design and development of voice/joystick operated microcontroller based intelligent motorised wheelchair"*. Proceedings of the IEEE Region 10 Conference (TENCON); 1999 Sep 15–17; Cheju Island, South Korea. Piscataway (NJ): IEEE; 1999. p. 1573–76.

[SGOU02] N.M. Sgouros. *"Qualitative navigation for autonomous wheelchair robots in indoor environments"*. Auton Robots. 2002;12(3):257–66.

[SPER84] SPERANDIO . *"L'ergonomie du travail mental"*. Masson (Eds), 1984.

[STOT00] I.J. Stott, D.A. Sanders, G.E. Tewkesbury. *"Low cost ultrasonic sensors for tele-operated vehicles"*. Sens Rev. 2000;20(3):227–35.

[SUTT90] R. SUTTON, D.R. TOWILL. *" Modelling human operators in control system design"*. Research studies press, Itd John Wiley& sons Inc, 1990, ISBN O 86380 109 9, 212p.

[TARN95] T. TARN, N. XI, C. GUO, Y. WU. *"Task-oriented human and machine cooperation in teleoperation in telerobotic systems"*. DARS'95, Vienne, Autriche, 1995, pp. 13-18.

[TRAH97] P.E. Trahanias, M.I.A. Lourakis, A.A. Argyros, S.C. Orphanoudakis. *"Navigational support for robotic wheelchair platforms: An approach that combines vision and range sensors"*. Robotics and Automation. Proceedings 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 1997 Apr 20–25; Albuquerque, NM. Piscataway (NJ): IEEE; 1997. p. 1265–70.

[TRON04] B. Tornil, N. Baptiste-Jessel. *"Présentation de l'Harmonie Musicale par une Notation Spatiale et une Souris à Retour de Force"*. Rencontre des jeunes chercheurs interaction Hommes-Machine, Lacanau 2004.

[TZAF01] S.G. TZAFESTAS, E.S. TZAFESTAS. *"Human–Machine Interaction in Intelligent Robotic Systems: A Unifying Consideration with Implementation Examples"*. Journal of Intelligent and Robotic Systems 32: 119–141, 2001.

[VERT85] J. Vertut, C. Coiffet. *"Téléoperation – Evolution des technologies. Les Robots"*. Volume 3A, Hermès Publishing, Paris, 1985.

[WAKA92] H. Wakaumi, K. Nakamura, T. Matsumura. *"Development of an automated wheelchair guided by a magnetic ferrite marker lane"*. Journal Rehabil Res Dev. 1992;29(1):27–34.

[WALA99] S. Walairacht, K. Yamada, Y. Koike et M. Sato, *"Modeling Virtual Hands with Haptic Interface Device"*. International Conference on Artificial Reality and Telexistence 1999, Japan.

[WALT87] S. WALTER : *"The sonar ring : Obstacle detection for a mobile robot"*. Dans proceeding of the international Conference on robotics and Automation, Volume 3, Pages 1574-1579, 1987.

[WELF68] A.T. Welford. *"The fundamentals of skill"*. London : Methuen, 1968.

[WIKIa] http://fr.wikipedia.org/wiki/Simulateur_de_vol

[WILL98a] S.G. William, L.B Robert, H. Micheal, R. Emilio, J.K Benjamin. *"Integrating vision and spatial reasoning for assistive navigation"*,In: Mittal VO, Yanco HA, Aronis J, Simpson RC, editors. Lecture notes in artificial intelligence: Assistive technology and artificial intelligence: Applications in robotics, user interfaces and natural language processing. Heidelburg (Germany): Springer-Verlag; 1998. p. 179–93. (Lecture notes in computer science; vol 1458.)

[WILL98] Robert L. Williams, Mark A. Murphy, Debra North, James Berlin, Michael Krier. *"Kinesthetic force/moment feedback via active exoskeleton"*. 1998 IMAGE Conference Scottsdale, Arizona, 2-7 August 1998.

[WILL00] R.L. Williams II, M.Y. Chen, J.M. Seaton. *"Haptics-Augmented High School Physics Tutorials"*. International Journal of Virtual Reality October, 2000.

[YANC98] H.A. Yanco, *"Wheelesley, a robotic wheelchair system: indoor navigation and user interface"*. In: Mittal VO, Yanco HA, Aronis J, Simpson RC, editors. Lecture notes in artificial intelligence: Assistive technology and artificial intelligence: Applications in robotics, user interfaces and natural language processing. Heidelburg (Germany): Springer-Verlag; 1998. p. 256–68.

[YANC02] H.A. Yanco. *"Evaluating the performance of assistive robotic systems"*. Proceedings of the 2002 Workshop on Performance Metrics for Intelligent Systems (PerMIS); 2002 Aug 13–15; Gaithersburg, MD. Gaithersburg (MD): NIST; 2002. NIST Special Publication 990: Session 1M1.

[YODE96] J.D. Yoder, E.T. Baumgartner, S.B. Skaar. *"Initial Results in the Development of a Guidance System for a Powered Wheelchair"*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering,1996 4 (3): 143-151.

[YOKO93] Y. YOKOKOHJI., A. OGAWA., H. HASUNUMA, T. YOCHIKAWA. *"Operation modes for cooperating with autonomous functions in intelligent*

teleopertation systems". IEEE International Conference on robotics and Automation, 1993,pp 510-515.

[ZHAO00] X. Zhao, X. Li, T. Tan. *"A novel landmark tree based self-localization and path-planning method for an intelligent wheelchair"*. Proceedings of the 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN 2000); 2000 Sep 27–29; Osaka, Japan. Piscataway (NJ): IEEE; 2000. p. 84–89.

Résumé

L'objectif de cette thèse est d'évaluer l'intérêt d'une nouvelle interface de commande pour fauteuil roulant électrique, un joystick à retour d'effort, destinée à des personnes handicapés moteurs ayant des difficultés à contrôler classiquement leur fauteuil. Ce joystick devra être implémenté sur un fauteuil « intelligent » muni de capteurs télémétriques. Le retour d'effort est calculé en fonction de la proximité des obstacles et aide l'utilisateur sans le contraindre à se diriger vers la direction libre. Le premier chapitre du mémoire est une étude bibliographique portant sur les fauteuils « intelligents », sur les modes de commande en téléopération, sur les interfaces haptiques en robotique et sur la modélisation des tâches de pilotage. Le second chapitre décrit la conception d'un simulateur de pilotage de fauteuil destiné à tester des fonctionnalités nouvelles. Le troisième et dernier chapitre porte sur un ensemble de résultats expérimentaux visant à conclure sur l'intérêt du retour d'effort pour le pilotage de fauteuils électriques et sur le choix de son algorithme de calcul. Les paramètres testés sont notamment la configuration de l'environnement (couloir, passage de porte, espace libre, …) et la cinématique du fauteuil (traction avant, traction arrière).

Mots clés : fauteuils intelligents, aide technique, joystick à retour d'effort, simulateur de conduite.

Abstract

The objective of this thesis is to evaluate the interest of a new control interface for powered wheelchairs, a force feedback joystick, intended for people with severe motor disabilities which have difficulties to pilot their wheelchair in an usual way. This joystick will have to be implemented on a "smart" wheelchair provided with telemetric sensors. The force feedback is calculated according to the proximity of the obstacles and assists the user, without forcing him, to move towards the free direction. The first chapter of the report is a state of the art on the smart wheelchairs, on the control modes in teleoperation, on the haptic interfaces in robotics and on the modelling of piloting tasks. The second chapter describes the design of a simulator of wheelchair piloting intended to test new functionalities. The third and final chapter relates to a set of experimental results aiming at concluding on the interest of the force feedback for wheelchair piloting and on the choice of its calculation algorithm. The parameters tested are in particular the configuration of the environment (corridor, doors passages, free space …) and the kinematics of the wheelchair (front-wheel drive, rear-wheel drive).

Keywords : smart wheelchair, assistive technology, force feedback joystick, driving simulator.