



**HAL**  
open science

## Commande d'un déambulateur robotisé par la caractérisation posturale

Solenne Page

► **To cite this version:**

Solenne Page. Commande d'un déambulateur robotisé par la caractérisation posturale. Automatique / Robotique. Sorbonne Université, 2018. Français. NNT : 2018SORUS221 . tel-02483128v1

**HAL Id: tel-02483128**

**<https://theses.hal.science/tel-02483128v1>**

Submitted on 18 Feb 2020 (v1), last revised 18 Feb 2020 (v2)

**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.

**THÈSE DE DOCTORAT  
DE SORBONNE UNIVERSITE**

**Spécialité : Robotique**

**École doctorale : « SMAER »**

**réalisée**

**à l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique**

**présentée par**

**Solenne PAGE**

**pour obtenir le grade de :**

**DOCTEUR DE SORBONNE UNIVERSITE**

**Sujet de la thèse :**

**Commande d'un déambulateur robotisé par la caractérisation  
posturale**

**soutenue le 9 juillet 2018**

**devant le jury composé de :**

<b>M<sup>me</sup></b>	<b>Christine Azevedo Coste</b>	<b>Rapporteure</b>
<b>M.</b>	<b>Pierre Blazevic</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>M.</b>	<b>Gérard Poisson</b>	<b>Président du jury</b>
<b>M.</b>	<b>Guillaume Morel</b>	<b>Directeur de thèse</b>
<b>M<sup>me</sup></b>	<b>Viviane Pasqui</b>	<b>Co-encadrante de thèse</b>
<b>M.</b>	<b>Ludovic Saint-Bauzel</b>	<b>Co-encadrant de thèse</b>



# Table des matières

<b>Remerciements</b>	<b>1</b>
<b>Résumé</b>	<b>3</b>
<b>Introduction</b>	<b>5</b>
<b>1 État de l’art des déambulateurs intelligents</b>	<b>9</b>
1.1 Introduction à l’état de l’art . . . . .	9
1.2 Module « Base Mobile » . . . . .	10
1.2.1 Les critères d’évaluation . . . . .	10
1.2.2 Prise en compte des contraintes environnementales . . . . .	11
1.2.3 Les roues . . . . .	12
1.2.4 Les différentes structures . . . . .	15
1.3 Module « Stabilisation » . . . . .	18
1.3.1 La surface de support . . . . .	18
1.3.2 Commande de déambulation du robot . . . . .	21
1.3.3 Méthodes de gestion de déséquilibre . . . . .	21
1.4 Module « Compensation des déficits cognitifs et/ou sensoriels » . . . . .	22
1.4.1 Méthodes pour gérer la présence d’obstacles . . . . .	23
1.4.2 Méthodes d’aide à la navigation . . . . .	23
1.4.3 Moyens de communication entre le robot et l’utilisateur . . . . .	24
1.4.4 Méthodes de suivi des paramètres physiologiques de l’utilisateur . . . . .	25
1.5 Module « Transitions » . . . . .	26
1.5.1 Début et fin d’utilisation du déambulateur . . . . .	26
1.5.2 Assistance au lever . . . . .	26
1.6 Les méthodes d’évaluation pour les déambulateurs robotisés . . . . .	28
1.7 Conclusions sur l’état de l’art . . . . .	30
<b>2 Détection du risque imminent de chute</b>	<b>33</b>
2.1 État de l’art sur la détection de chute et la détection du risque de chute . . . . .	33
2.1.1 Le modèle de pendule inverse . . . . .	34
2.1.2 Les détections de chute . . . . .	35
2.1.3 La prévention des chutes avec des déambulateurs . . . . .	36
2.2 Méthode des expériences menées sur la détection du risque imminent de chute . . . . .	36
2.2.1 Participants et matériel . . . . .	36

2.2.2	Protocole . . . . .	37
2.3	Algorithmes de détection de déséquilibre . . . . .	38
2.3.1	Algorithme basé sur la vitesse d'avance . . . . .	38
2.3.2	Algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse . . . . .	38
2.3.3	Algorithme basé sur le XCOM et les marges de stabilités qui lui sont associées . . . . .	40
2.4	Résultats . . . . .	41
2.4.1	Algorithme basé sur la vitesse d'avance . . . . .	41
2.4.2	Algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse . . . . .	41
2.4.3	Algorithme basé sur le XCoM et les marges de stabilités qui lui sont associées . . . . .	43
2.4.4	Comparaison des résultats des différents algorithmes proposés . .	44
2.5	Discussion . . . . .	45
<b>3</b>	<b>Analyse de la marche</b>	<b>47</b>
3.1	Mesure des paramètres de la marche via des capteurs sans contact . . .	49
3.2	Conception du système d'obtention de cartes de profondeur . . . . .	50
3.2.1	Choix du capteur . . . . .	50
3.2.2	Positionnement de la caméra . . . . .	52
3.3	Algorithme pour la mesure de la position et de l'orientation de chacun des pieds . . . . .	53
3.3.1	Calibration . . . . .	53
3.3.2	Segmentation des pieds . . . . .	55
3.3.3	Calcul de la position et de l'orientation des pieds . . . . .	56
3.4	Validation de la méthode . . . . .	57
3.4.1	Matériel et méthode . . . . .	57
3.4.2	Résultats . . . . .	58
3.5	Validation de la robustesse de la méthode . . . . .	62
3.5.1	Matériel et méthode . . . . .	62
3.5.2	Résultats . . . . .	62
3.6	Mesure des paramètres spatio-temporels de la marche chez le sujet âgé .	64
3.6.1	Matériel et méthode . . . . .	64
3.6.2	Paramètres de la marche . . . . .	66
3.6.3	Résultats . . . . .	68
3.7	Conclusion . . . . .	68
<b>4</b>	<b>Commande basée caméra de profondeur</b>	<b>71</b>
4.1	État de l'art . . . . .	71
4.2	Structure de l'asservissement . . . . .	73
4.3	Asservissement bas-niveau . . . . .	73
4.3.1	Notations . . . . .	74
4.3.2	Asservissement de la vitesse d'orientation des roues . . . . .	74
4.3.3	Asservissement de la vitesse d'avance des roues . . . . .	76
4.4	Commande d'un robot de mobilité 1 et de manœuvrabilité 3 . . . . .	78

4.4.1	Cahier des charges et contraintes . . . . .	78
4.4.2	Analyse du problème . . . . .	80
4.4.3	Méthode de projection sphérique du CIR . . . . .	82
4.5	Asservissement image . . . . .	87
4.5.1	Correction . . . . .	88
4.5.2	Anticipation . . . . .	89
4.5.3	Amélioration de la rapidité de réaction en cas d'arrêt brusque . .	91
4.6	Expériences sur sujets sains . . . . .	92
4.6.1	Méthode . . . . .	92
4.6.2	Traitement des données . . . . .	95
4.6.3	Résultats . . . . .	96
4.7	Discussion . . . . .	102
<b>Conclusion et perspectives</b>		<b>105</b>



# Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de fin de thèse, Guillaume Morel, pour tous ses conseils, en particulier en ce qui concerne la commande. Il m'a aidé à prendre plus de recul même si le chemin est encore long. Je le remercie d'avoir pris du temps cette année pour me relire malgré les nombreuses responsabilités qui lui incombent. Je souhaiterais aussi remercier Viviane Pasqui qui a assuré la direction d'une bonne partie de ma thèse. Sans son soutien et son appui, il m'aurait été très difficile de réaliser des expériences avec des sujets âgés. Elle a aussi été exceptionnellement motrice pour les deux collaborations internationales auxquelles j'ai pris part. Je remercie enfin Ludovic Saint-Bauzel, mon encadrant, qui a toujours été très disponible. Nos discussions m'ont très souvent permis de comprendre où était le problème. Merci de ta patience...

Les expériences menées à l'hôpital n'auraient pas pu exister sans le soutien d'Anthony Mézière. Je remercie également les médecins et internes de son service qui nous ont bien accueillis et aidés. Bien entendu, je remercie tous les sujets qui ont accepté de prendre part à nos expériences.

Je remercie les collègues des laboratoires des universités de Singapour et de Minho, en particulier Maria Martins pour sa générosité et Kyung-Ryoul Mun pour sa gentillesse. Je n'aurais pas autant apprécié Singapour sans lui.

Je remercie le service technique de l'ISIR pour son soutien tout au long de ma thèse. Merci à Sébastien et Florian pour leurs apports à la conception du prototype. Merci à Laurent et encore Florian pour les dépannages. Enfin, merci bien sûr à David qui a passé beaucoup de temps sur mon travail de thèse. Sans lui, on n'aurait certainement jamais atteint le temps-réel et j'aurais dû me faire pousser un troisième bras pour réussir à faire les expériences. Merci de tes conseils pour bien coder qui me serviront pour toute ma carrière et pour ton soutien indéfectible.

Merci aux membres de l'équipe AGATHE pour leur soutien et leurs conseils. Merci à eux également et aux collègues de l'ISIR en général pour leur participation à mes expériences. Je tiens à remercier tout particulièrement les membres successifs des bureaux J05 qui ne pouvaient pas échapper à mes expériences et qui ont dû me supporter. Merci également aux personnes que j'ai pu côtoyer dans mes activités d'enseignement et qui ont partagé leur expérience avec moi. J'ai tellement aimé ça que j'en ai fait mon métier.

En parlant de mon nouveau métier, merci à mes nouveaux collègues qui m'ont encouragée à soutenir ma thèse. Cette année a été compliquée, merci à vous d'avoir tout fait pour que cela se passe au mieux. Je remercie en particulier Hocine, mon binôme d'enseignement. Tes conseils sur les cours m'ont aidé pour la fin de la rédaction

de cette thèse.

Je tiens à remercier ma famille et mes amis qui m'ont écouté expliquer mon sujet de thèse de nombreuses fois. Merci à Loïs pour son soutien depuis 8 ans et pour sa relecture d'une partie de ma thèse. Merci de ta patience, je sais que je ne suis pas toujours facile.

Le plus grand merci revient bien sûr à ma mère sans qui je ne serais rien. Merci de tout ce que tu as fait et ce que tu fais encore pour moi chaque jour. Quoique j'écrive, les mots ne suffiront pas...

J'aimerais terminer ses remerciements par une pensée pour mes grands-parents. Ils ne liront malheureusement pas ses lignes, j'ai mis beaucoup trop longtemps à finir mes études mais eux aussi mériteraient des remerciements, en particulier mon grand-père qui m'a tant appris et tant soutenue dans tout ce que j'ai entrepris.

# Résumé

Le maintien de la mobilité des personnes âgées est un point essentiel pour leur permettre de rester autonome. Pour maintenir, assister ou renforcer la mobilité, plusieurs types d'aides peuvent être proposés. Cette thèse propose de nouvelles approches et solutions pour trois types d'aides pour les personnes utilisant un déambulateur : l'aide à la prévention des chutes, l'aide au diagnostic et au suivi des pathologies associées à la mobilité et l'assistance robotisée aux déplacements.

Dans le cadre de la prévention des chutes, cette thèse présente un algorithme de détection des déséquilibres, la majorité des études existantes portant sur la détection des chutes. Notre problématique est de détecter le déséquilibre assez tôt pour envisager une action stabilisatrice extérieure. Notre algorithme a été testé à l'aide d'expériences de déstabilisation de sujets sains. Le temps de détection d'un déséquilibre est de l'ordre de 600 *ms* et tous les déséquilibres provoqués ont été détectés.

Concernant l'aide au diagnostic et au suivi des pathologies impactant la mobilité, cette thèse présente un outil d'analyse de la marche portatif et de prix relativement faible. Les dispositifs préexistants imposent un choix entre précision et facilité de mise en œuvre. La problématique est de trouver un compromis approprié entre précision et coût pour faciliter le diagnostic et le suivi tout en étant utilisable en autonomie par des patients à mobilité réduite. La précision de notre solution est supérieure à celle des solutions de la littérature n'utilisant pas de marqueurs. Notre algorithme s'appuie sur les données d'un capteur relativement bon marché : une caméra de profondeur (type Kinect). Une analyse de la marche a pu être réalisée à partir des données extraites. En outre, notre algorithme permet des mesures en temps-réel, le point clef étant l'utilisation minimale des données 3D. Des expériences impliquant des sujets sains et âgés ont été mises en place pour valider notre solution.

L'assistance robotisée aux déplacements a été étudiée à travers le développement du prototype RoAM (Robot d'Assistance à la Mobilité) et de sa commande pour la déambulation. La majorité des déambulateurs robotisés utilisent une commande basée sur la mesure des efforts d'interaction entre le robot et l'utilisateur. Cette thèse propose une nouvelle commande, appelée CBP (Commande Basée Position), basée sur les informations de position relative entre l'utilisateur et le déambulateur, obtenues à partir d'une caméra de profondeur. Lors des expériences impliquant des sujets sains, l'intégralité des sujets a réussi à terminer le parcours écologique avec la CBP. Les efforts d'interaction mesurés lors de ces expériences sont nettement moins importants qu'avec la commande en admittance implémentée. Néanmoins, la CBP s'avère peu intuitive et le robot est difficile à manipuler dans les virages. Nous avons montré que les qualités de cette commande peuvent être préservées par une commande fusionnant

les informations issues des capteurs d'effort et de position. Notamment, nous avons proposé une combinaison simple de la CBP et de la commande en admittance. D'après les expériences, cette nouvelle commande offre une bonne manœuvrabilité dans les virages (admittance) et des efforts d'interaction mesurés faibles (CBP).

# Introduction

Les chutes des personnes âgées sont un problème social et économique majeur. Les chutes sont la première cause de mortalité chez les femmes, et la quatrième chez les hommes, de plus de 65 ans. D'un point de vue économique, en France, le coût médical lié aux chutes dépasse le milliard d'euros. Ce problème est lié au vieillissement de la population. D'ici 2060, le nombre de personnes âgées de 70 ans ou plus va doubler et le nombre de personnes âgées de 90 ans ou plus quintupler. Le vieillissement physiologique engendre des troubles de la marche. La vitesse de marche diminue à partir de 70 ans de 15% / décade pour la marche à allure normale et de 20% / décade pour la marche rapide. Le vieillissement s'accompagne d'une augmentation des risques de chute, causée en partie par une modification de la proprioception et une réduction de l'efficacité de l'oreille interne. A cela s'ajoutent les déficiences physiologiques dues aux accidents. En effet, 28 à 35 % des gens de plus de 65 ans tombent chaque année. Ce chiffre monte à 32-42% pour les plus de 70 ans. Suite à une chute, le risque de récurrence est élevé : plus de la moitié des personnes ayant chuté rechutent au moins une fois dans l'année. De plus, les personnes ayant chuté ont peur de retomber. Ce syndrome post-chute entraîne une diminution de l'activité physique, un isolement social, une diminution de la confiance et de l'estime de soi, des troubles dépressifs et anxieux, ...

Des dispositifs existent pour accompagner les personnes dans le maintien ou le recouvrement de leur mobilité, afin de contrecarrer les effets du syndrome post-chute ou prévenir la chute. Pour assister la marche, les médecins préconisent généralement une canne, une ou deux béquilles, un cadre de marche avec ou sans roues ou un déambulateur. Les buts de ces aides sont de soulager les membres inférieurs en transférant une partie du poids de l'utilisateur sur les membres supérieurs et d'augmenter la stabilité de la personne en augmentant le polygone de sustentation.

Les aides non-robotisées disponibles actuellement présentent un certain nombre de limitations. Tout d'abord, toutes ces aides sont passives et entraînent une augmentation de la charge cognitive lors de leur utilisation. La personne doit non seulement marcher, ce qui n'est pas simple pour elle puisqu'elle a besoin d'assistance, et en même temps coordonner ses mouvements pour déplacer correctement son dispositif d'assistance. Ainsi, l'utilisation du cadre de marche perturbe la marche et la posture et nécessite beaucoup d'efforts. Pour utiliser ce dispositif, il faut répéter le cycle suivant : soulever le cadre de marche, poser le cadre, avancer un pied puis l'autre. La marche n'est donc plus continue mais séquentielle. De plus, les utilisateurs adaptent leur posture en se penchant en avant pour assurer leur stabilité, en particulier lors du déplacement du cadre. Enfin, même si les cadres de marche sont légers, cette marche assistée nécessite des efforts qui ne sont pas liés à l'action de marcher. Il risque donc de se fatiguer plus vite et donc

de ralentir sa rééducation. Les cadres de marche à roues diminuent les efforts à fournir mais sont potentiellement plus dangereux car plus complexes à manipuler. Il en est de même pour les déambulateurs. En effet, les déambulateurs permettent non seulement une marche avec moins d'effort à fournir qu'avec le cadre de marche mais aussi une marche continue. Cependant, les freins sont manuels et en cas de déséquilibre, il y a peu de chance que la personne arrive à freiner. Le déambulateur risque donc de se dérober devant elle, entraînant la chute. Les aides actuelles se focalisent uniquement sur la marche et sont parfois inadaptées pour des personnes ayant des déficits cognitifs et sensoriels, comme des problèmes de vue. De plus, les transferts sont souvent difficiles car non-assistés par le dispositif. Par exemple, pour se lever et commencer à marcher avec un cadre de marche, il faut prendre appui sur la chaise, commencer à se lever puis réaliser un transfert d'appui pour attraper le cadre de marche et finir le lever. Ce transfert d'appui dans une situation difficile à tenir en terme d'équilibre peut empêcher l'utilisation autonome des cadres de marche par les utilisateurs.

L'analyse de la posture et la robotique apportent des nouvelles pistes pour résoudre ces problèmes. Cette thèse se focalise sur les déambulateurs robotisés. La robotique ouvre la possibilité de faciliter et d'améliorer le positionnement du déambulateur afin de fournir un meilleur appui à l'utilisateur. Ensuite, à condition que la commande soit intuitive, un déambulateur robotisé peut permettre de diminuer la charge cognitive d'une marche assistée. De plus, un déambulateur robotisé offre, par rapport aux déambulateurs classiques, une piste pour réduire les perturbations de la marche et de la posture ainsi que les efforts nécessaires à la marche. Il permet aussi d'offrir de nouvelles fonctionnalités pour améliorer les transferts et remédier à certains problèmes sensoriels et cognitifs. La perte de mobilité est multifactorielle et les environnements dans lesquels les utilisateurs évoluent sont variés. Ainsi, les recherches dans le développement de déambulateur se spécialisent à une application. Par exemple, Lacey et al. se spécialisent sur la mobilité des personnes souffrant d'arthrite et de problèmes de vue en environnement intérieur. Cette thèse se focalise sur la déambulation assistée d'un déambulateur robotisé. Le cas d'utilisation est celui d'utilisateurs sans déficit cognitif ou sensoriel particulier en EHPAD.

Cette thèse s'est accompagnée du développement d'un prototype de déambulateur robotisé. A cette occasion, nous avons proposé une méthodologie pour orienter les choix de conception en fonction de l'application visée pour le déambulateur robotisé. La plupart des travaux existants proposent uniquement un catalogue des solutions de déambulateurs robotisés existants. Nous proposons un guide de conception pour déambulateur robotisé en quatre modules : le module "base mobile", le module "stabilisation", le module "compensation des déficits cognitifs et/ou sensoriels" et le module "transitions".

Pour pouvoir éviter les chutes, nous cherchons tout d'abord à détecter le déséquilibre et sa direction, pour, à terme, placer le déambulateur de façon à maximiser les chances de rééquilibrage de l'utilisateur. Les travaux existants proposent des méthodes pour détecter les chutes mais peu de travaux s'intéressent aux déséquilibres. Nous proposons trois méthodes inspirées de la détection des chutes et leur comparaison, en particulier selon le critère de rapidité de détection.

Pour améliorer la déambulation avec un déambulateur, on propose d'utiliser l'analyse de la marche notamment via le développement d'un dispositif de mesure peu cher,

embarqué et sans contact. L'analyse de la marche fournit une aide au diagnostic, permet de suivre la rééducation et procure des informations sur la sécurité immédiate de l'utilisateur (mauvaise posture,...). Notre approche vise à faciliter cette analyse de la marche. Le diagnostic ou le suivi de la rééducation sont parfois compliqués pour trois raisons : les médecins ne disposent pas forcément des laboratoires d'analyse de la marche nécessaires, les aides techniques utilisées provoquent des occlusions des marqueurs utilisés pour la mesure et les patients marchent différemment en étant observés que lorsqu'ils sont seuls. Le faible coût de notre dispositif permet de rendre plus accessible l'analyse de la marche. Un système embarqué supprime le problème d'occlusion. Enfin, l'absence de marqueurs permet une utilisation autonome par les utilisateurs.

Pour améliorer les commandes de déambulation existantes, nous proposons d'étudier les avantages d'une commande du déambulateur utilisant les données de position relative entre l'utilisateur et le déambulateur. Les commandes de déambulation développées pour les déambulateurs robotisés sont en général basées sur les efforts d'interaction entre le déambulateur et l'utilisateur. Ces commandes présentent deux limitations. Tout d'abord, il est nécessaire d'exercer un effort sur le déambulateur pour le mettre en mouvement. Cet effort, bien que faible, pourrait être encore diminué en utilisant des données de position relative entre l'utilisateur et le déambulateur. Ensuite, en utilisant exclusivement les efforts, il est difficile de différencier un utilisateur poussant le déambulateur pour avancer et un utilisateur poussant le déambulateur pour se rééquilibrer. Les données de position fournissent des informations complémentaires aux données d'effort qui permettent d'éviter de se dérober devant l'utilisateur. Ainsi, des études ont utilisé les données de position pour valider ou non l'envoi de la commande en effort. Nous proposons, pour aller plus loin, d'étudier une commande uniquement en position pour, à terme, utiliser conjointement les données de position et d'effort. Cette commande à partir de la fusion des données d'effort et de position devrait permettre de placer le déambulateur plus précisément par rapport à l'utilisateur et ainsi de mieux le sécuriser.

Les principales questions de recherche à laquelle cette thèse apporte des éléments de réponse sont donc :

- Peut-on proposer une méthode générique pour accompagner le développement d'un déambulateur robotisé en fonction de l'application ?
- Peut-on détecter le déséquilibre assez tôt pour être capable de rééquilibrer l'utilisateur avant la chute ?
- Peut-on obtenir une précision suffisante pour réaliser une analyse de la marche utile aux médecins à partir d'une caméra de profondeur ?
- Peut-on améliorer les commandes existantes basées sur les efforts d'interaction en utilisant les données de position relatives entre le déambulateur et l'utilisateur ?

Chaque question sera traitée dans un chapitre séparé et dans l'ordre indiqué ci-dessus.



# Chapitre 1

## État de l'art des déambulateurs intelligents

*Ce chapitre a fait l'objet d'une publication dans Robotica [1].*

### 1.1 Introduction à l'état de l'art

Les prototypes de déambulateurs robotisés conçus et utilisés dans cette thèse ne sont que des prototypes parmi beaucoup d'autres. Une cinquantaine de déambulateurs robotisés sont décrits dans la littérature. Ce chapitre a pour objectif d'expliquer les choix qui ont conduit à la réalisation du prototype utilisé dans cette thèse et de contextualiser les principaux axes de recherche qui y sont développés. Pour cela, les déambulateurs robotisés, trouvés dans la littérature, sont considérés comme un assemblage de plusieurs modules. Chaque module correspond à des fonctionnalités définies par les besoins des utilisateurs.

Les besoins des utilisateurs finaux potentiels de déambulateurs robotisés ne sont pas tous les mêmes selon leur état de santé, leur vie quotidienne, leur environnement. A minima, pour tous les utilisateurs, cette aide à la marche vise à apporter une meilleure stabilité posturale et une meilleure mobilité.

Le premier module à être décrit, section 1.2 correspond à la base mobile permettant d'accompagner la marche. Ce premier module peut être évalué par des considérations mécaniques en cherchant le meilleur compromis entre simplicité et manœuvrabilité en fonction de l'application.

La section 1.3 correspond au module permettant de stabiliser l'utilisateur. Ici, une classification des différentes surfaces de support est proposée sur des considérations mécaniques et pathologiques. L'utilisation du déambulateur n'est pas statique et la commande du robot influe beaucoup sur sa capacité à stabiliser l'utilisateur. Tout comme pour les méthodes permettant de gérer les déséquilibres, ce sujet fait partie des axes de recherche de cette thèse.

Certains utilisateurs ont des besoins spécifiques dus à des déficits sensoriels, moteurs ou cognitifs. Les modules destinés à palier ces déficits sont présentés dans la section 1.4. Ils concernent la gestion des obstacles, l'aide à la navigation, la communi-

cation avec l'utilisateur et le suivi des variables physiologiques des utilisateurs.

La section 1.5 décrit le module permettant de gérer les transitions entre différentes activités de l'utilisateur :

- le début d'utilisation du déambulateur robotisé et sa mise en veille
- le passage de la position assise et la position debout et réciproquement.

La dernière section discute les différentes méthodes d'évaluation de ces aides techniques à la marche à différentes étapes de leur réalisation. L'intérêt ici est de définir une ligne de conduite à suivre pour évaluer le déambulateur robotisé développé dans ce travail de thèse.

## 1.2 Module « Base Mobile »

Pour faire un choix raisonné parmi les différentes structures possibles, nous allons tout d'abord définir trois critères qui nous permettront d'évaluer ces différentes structures. Ensuite, les contraintes environnementales seront détaillées avant de choisir les roues et la structure du déambulateur.

### 1.2.1 Les critères d'évaluation

Les trois critères d'évaluation classiques des robots mobiles sont la stabilité, la manœuvrabilité et l'opérabilité.

#### Stabilité

Ce critère est a priori le premier à prendre en compte car il impacte directement la sécurité de l'utilisateur. Il quantifie la capacité du robot à ne pas se renverser quelle que soit la situation d'utilisation. Pour évaluer la stabilité d'un déambulateur, on peut se baser sur le critère utilisé dans [2]. Ce critère est une marge de stabilité, définie comme le produit de trois termes. Le premier terme est sensible à la hauteur du centre de gravité, le deuxième aux efforts extérieurs appliqués et le dernier à la position de la projection du centre de gravité sur le sol par rapport à la position des roues. Les résultats sont donc aisément interprétables physiquement ce qui facilite la prise de décision quant au design du déambulateur.

#### Manœuvrabilité

Le critère de manœuvrabilité quantifie la capacité du robot à bouger dans toutes les directions. Il peut être basé sur le degré de manœuvrabilité  $\delta_M$  défini par Campion et al. [3]. Un degré de manœuvrabilité de 3 correspond à une base mobile omnidirectionnelle. Tous les robots ayant un degré de manœuvrabilité de 2 ne sont pas équivalents en matière de manœuvrabilité : plus le centre instantané de rotation du robot est éloigné de l'utilisateur et plus celui-ci doit tourner autour du robot afin de pouvoir le manœuvrer. C'est pourquoi pour prendre en compte cet aspect, nous proposons une nouvelle échelle de manœuvrabilité à trois niveaux : M1, M2 et M3. Le niveau M1 de notre critère correspond aux déambulateurs robotisés non-omnidirectionnels difficiles à manœuvrer ( $\delta_M = 2$  et centre instantané de rotation toujours éloigné de l'utilisateur) comme pour le robot utilisé dans [4]. Le niveau M2 correspond aux déambulateurs

robotisés non-omnidirectionnels faciles à manœuvrer ( $\delta_M = 2$  et autorisant un centre instantané de rotation proche de l'utilisateur (à environ 20 cm)) comme celui décrit par [5]. Le niveau M3 correspond aux déambulateurs robotisés omnidirectionnels ( $\delta_M = 3$ ).

### Opérabilité

Le critère d'opérabilité quantifie la facilité à commander le déambulateur robotisé. Nous nous sommes basés sur le nombre de moteurs nécessaires pour commander complètement le mouvement du robot, pour une structure donnée.

Pour une roue, la résistance au pivotement est plus importante que la résistance au roulement. Il est donc plus coûteux en énergie d'orienter une roue que de la faire rouler. Ainsi, le plus haut niveau d'opérabilité correspond aux déambulateurs robotisés qui n'orientent pas leurs roues. On définit deux niveaux pour les déambulateurs robotisés qui requièrent une orientation des roues : le niveau O1 (deux moteurs pour l'avance et quatre moteurs pour orienter les roues [6] et le niveau O2 (deux moteurs pour l'avance et deux pour orienter les roues [7]). Les trois niveaux suivants correspondent à des déambulateurs robotisés qui n'orientent pas leurs roues : le niveau O3 (quatre moteurs [8]), le niveau O4 (trois moteurs [9]) et le niveau O5 (deux moteurs [10]). L'opérabilité s'oppose à la manœuvrabilité. Par exemple, un robot non-omnidirectionnel avec une structure Ackerman est facile à commander mais est difficile à manœuvrer. En opposition, un robot omnidirectionnel requiert un système de commande plus complexe (puisque'il faut commander un degré de liberté de plus) bien qu'il soit très facile à manœuvrer.

Un robot qui maximiserait les critères d'opérabilité, de manœuvrabilité et de stabilité pour tous les environnements n'existe pas. C'est pourquoi, dans cette partie, on va d'abord s'intéresser aux différents environnements dans lesquels on utilise des déambulateurs et leurs conséquences sur les besoins en manœuvrabilité et opérabilité. Ensuite, nous considérerons les conséquences que cela peut avoir sur le choix des roues puis des structures de déambulateurs robotisés.

#### 1.2.2 Prise en compte des contraintes environnementales

On définit ici quatre environnements où sont majoritairement utilisés les déambulateurs : en hôpital, en EHPAD<sup>1</sup>, au domicile de l'utilisateur et à l'extérieur.

Considérons tout d'abord les environnements semblables aux hôpitaux. Dans ce type d'environnement, beaucoup d'éléments ont été pensés pour faciliter la mobilité : il n'y a pas de tapis, les portes sont larges, il y a des ascenseurs, les espaces ne sont pas trop encombrés, les obstacles sont de faible hauteur et les pentes ne sont pas trop raides.

Les déambulateurs peuvent aussi être utilisés au domicile. Cet environnement impose beaucoup plus de contraintes. Il est le plus souvent encombré, il y a beaucoup de petits obstacles comme des tapis, les chaises et les lits sont parfois trop bas pour faciliter le lever. Cependant, les pentes restent faibles en général. Si on compare cet environnement au précédent, ici les roues doivent être plus grandes pour passer plus

---

1. Établissement d'Hébergement pour Personnes Âgées Dépendantes

facilement les obstacles, la sécurité devient plus difficile à assurer car plus d'éléments peuvent la remettre en cause.

Les environnements de type EHPAD se situent au niveau difficulté intermédiaire entre l'hôpital et le domicile. Les problèmes d'obstacles sont plus rares qu'à domicile mais l'environnement est plus chargé qu'à l'hôpital.

Les déambulateurs sont aussi utilisés à l'extérieur (ville ou campagne). Cet environnement est le plus difficile au niveau des contraintes de conception. L'environnement est peu prédictible, il peut pleuvoir, les obstacles à passer peuvent être grands. En général, l'environnement est moins encombré qu'en intérieur. Les irrégularités du sol et les pentes raides posent problèmes aux robots conçus pour l'intérieur.

Les concessions entre manœuvrabilité et opérabilité sont faites en fonction de l'environnement : en extérieur, l'opérabilité prend le pas sur la manœuvrabilité.

En marge de l'environnement, l'utilisation du déambulateur robotisé doit aussi être prise en compte pour choisir l'opérabilité et la manœuvrabilité du système. En effet, si le déambulateur doit être utilisé au quotidien et en autonomie, il est très important qu'il soit facilement manœuvrable. A l'opposé, si le but de l'utilisation est la rééducation, les exercices peuvent être faits dans un espace vaste et la manœuvrabilité n'est plus le critère prioritaire.

Dans la suite, les choix vont être faits pour l'application visée par le déambulateur robotisé utilisé dans cette thèse, à savoir un usage quotidien en EHPAD. Comme on l'a vu, cet environnement n'est pas le plus exigeant mais il requiert tout de même une assez grande manœuvrabilité.

### 1.2.3 Les roues

On peut distinguer six types de roues (voir figure 1.1) : les roues à axe fixe, les roues orientables sans chasse, les roues orientables avec chasse, les roues suédoises, les roues sphériques [11] [12] et les ASOC (Active Split Offset Caster). La plupart des déambulateurs robotisés utilisent des roues à axe fixe et des roues orientables avec chasse. Seuls deux déambulateurs utilisent des ASOC ou un système similaire ([13] et [14]). La classification qui suit se place dans le cas d'une utilisation quotidienne en EHPAD et varie bien sûr si l'application est différente.

Pour faciliter la lecture de la suite, le classement des roues est représenté sur la figure 1.2.

D'après notre expérience, dans l'application choisie, un déambulateur non omnidirectionnel augmenterait le risque de chute car les personnes ne manœuvrent pas pour atteindre un point difficile mais ont tendance à essayer de changer d'appui quitte à abandonner le déambulateur. Par conséquent, permettre l'omnidirectionnalité dans notre application devient une question de sécurité d'où sa priorité dans ce classement. De plus, dans une utilisation quotidienne, pouvoir pousser son déambulateur sur le côté est appréciable. Si on utilise une roue à axe fixe dans un robot, le CIR doit se trouver sur la perpendiculaire à la direction de cette roue et le robot n'est donc plus omnidirectionnel. Ce type de roue est donc à éviter pour notre application.

Le comportement des roues lors du franchissement de petits obstacles tels que des petites marches ou lors de changement de revêtement de sol est ensuite pris en compte. Certaines roues peuvent générer des vibrations gênantes pour les utilisateurs

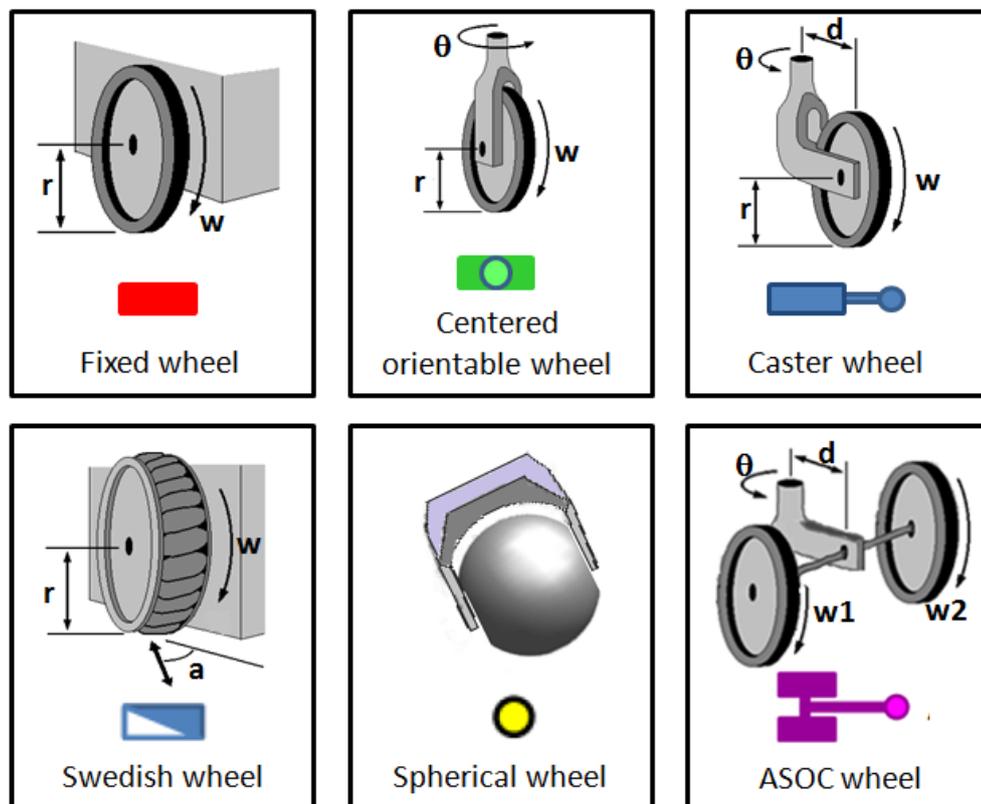


FIGURE 1.1 – Description des roues utilisées dans la conception des déambulateurs robotisés

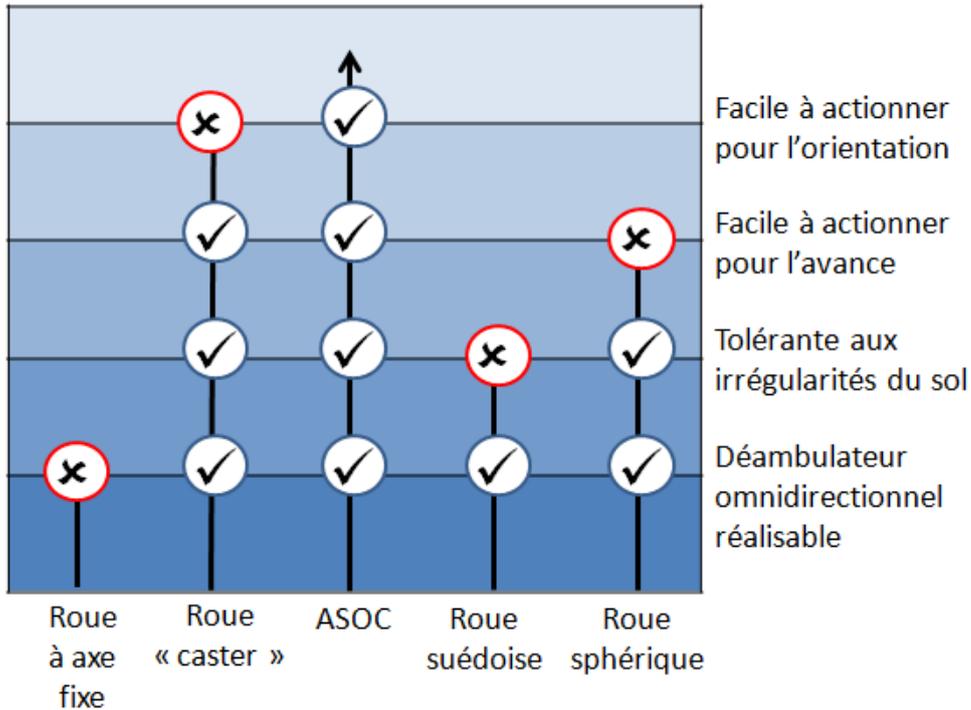


FIGURE 1.2 – Comparaison des différents types de roues pour une utilisation quotidienne en maison de retraite

en réponse aux irrégularités du sol. Les roues suédoises présentent ce type de problème [13] et c'est pourquoi elles ne sont pas recommandables pour notre application.

Le critère suivant pour la sélection est la facilité à actionner les roues. Les roues sphériques, comme celles présentées dans [12], ont une transmission de puissance basée sur la friction. Cette transmission est moins efficace que les transmissions directes utilisées pour la mise en mouvement des autres roues. Les moteurs et les batteries doivent donc être dimensionnés en fonction de cette transmission, alourdissant le déambulateur. Les roues orientables, en particulier avec chasse, sont assez difficiles à orienter si on considère les efforts nécessaires. Les roues ASOC qui ne requièrent que des mouvements d'avance des roues pour changer la direction globale d'avance du robot semblent donc les plus adaptées.

Le choix de roues de type ASOC implique un encombrement des roues presque 3 fois supérieur à celui des roues orientables centrées lors de rotations ou de manœuvres du robot. Ces dernières ont donc été choisies pour le prototype de déambulateur utilisé dans cette thèse.

Le prix et la fiabilité sont également primordiaux dans le choix des roues. Comme certaines des roues étudiées sont encore au stade de développement, un critère de prix est difficile à considérer. De même, les roues qui semblent les moins robustes sont les dernières inventées mais aucun test n'est disponible pour comparer leur fiabilité. Pour ces raisons, ce critère n'a pas été pris en compte dans la sélection des roues.

### 1.2.4 Les différentes structures

La stabilité, le manœuvrabilité et l'opérabilité sont influencées par le choix des roues, comme on vient de le voir, mais également par leur agencement.

Étudions tout d'abord l'influence de la structure du déambulateur sur sa stabilité. La plupart des déambulateurs dits "intelligents" ont au moins quatre roues. En effet, la stabilité d'un déambulateur à deux roues [15] doit être maintenue de façon continue à l'aide d'actionneurs. De plus, de façon à limiter les efforts à fournir pour maintenir l'équilibre du déambulateur en pendule inverse, l'utilisateur ne peut agir sur celui-ci que proche de la ligne passant par les points de contact roues/sol. Ici, c'est donc l'utilisateur qui s'adapte au déambulateur et non l'inverse ce qui peut augmenter le risque de chute. A partir du moment où le déambulateur a trois roues, la stabilité peut être maintenue passivement. Cependant, dans le cas de déambulateurs à trois roues [16], le polygone de sustentation du robot est un triangle et le robot peut se retourner assez facilement autour des arrêtes de ce triangle en virage notamment [2].

Les problèmes de stabilité ne disparaissent pas pour autant lorsque le déambulateur a quatre roues. Certaines études proposent d'ajouter des roues supplémentaires pour assurer la stabilité (cinq roues au total pour le NH walker [17], six pour le SSSA-rollator [18] et l'ARSD [19], sept pour le WCIW [20]). Les déambulateurs les plus récents n'ont en général plus ce problème et les développeurs font attention à mettre le centre de gravité de leur robot au plus bas pour maintenir de bonnes marges de stabilité [21].

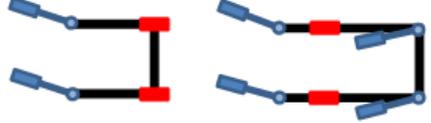
Une solution originale de déambulateur à polygone de sustentation variable a été proposée pour augmenter la stabilité quand cela est requis, notamment en augmentant la longueur du robot quand la personne souhaite se lever c'est-à-dire quand le risque de renversement dans le plan sagittal est le plus important [22], [23]. Le déambulateur WCIW [20] maximise sa largeur pendant la déambulation et ne la minimise que pour passer des portes. La longueur varie aussi automatiquement au moment du lever pour assurer une bonne stabilité.

Afin de comparer les déambulateurs robotisés existants selon les deux derniers critères (manœuvrabilité et opérabilité), nous les avons classés en sept familles présentées figure 1.3.

La structure la plus courante (deux roues orientables avec chasse à l'avant et deux roues à axe fixe motorisées à l'arrière) fait partie de la famille A. Cette structure correspond à la plupart des déambulateurs conventionnels présents sur le marché. C'est une structure très simple. Il ne faut que deux moteurs pour contrôler ce type de déambulateur robotisé, ce qui lui permet d'avoir le meilleur score possible en opérabilité. Le centre de rotation se trouve sur l'axe reliant les deux roues arrières. Cette structure ne permet pas de fixer le centre de rotation n'importe où dans le plan et en particulier, pas à la position de l'utilisateur. Cependant, il est tout de même possible de positionner le centre de rotation proche de l'utilisateur ce qui correspond à un niveau de manœuvrabilité intermédiaire.

Cette analyse est faite pour toutes les différentes familles de déambulateurs robotisés. Afin de plus facilement les comparer entre elles, chaque famille est représentée par un point de coordonnées (niveau de manœuvrabilité, niveau d'opérabilité) dans la figure 1.4.

La famille idéale se situerait en (M3,O5) avec les meilleurs scores pour les deux

Type	Number of SW	Examples of structure	Examples of SWs
A	21		(a) RT Walker [50] (b) MARC SW [16]
B	8		(a) Chugo Walker [4] (b) NH Walker [17]
C	6		(a) PAMM [8] (b) ORTW II [48]
D	5		(a) MOBIL [22] (b) AZIMUT [86]
E	2		(a) JARoW [9] (b) WCIW [20]
F	1		(a) Silbo [78]
G	1		(a) Care-O-Bot II [6]

 Fixed w.     
 Swedish w.     
 Caster w.

 Centered orientable w.     
 Spherical w.     
 ASOC w.

FIGURE 1.3 – Classification des différents déambulateurs robotisés en famille selon leur manœuvrabilité  $(Mx)_{x:1 \rightarrow 3}$  et leur opérabilité  $(Oy)_{y:1 \rightarrow 5}$

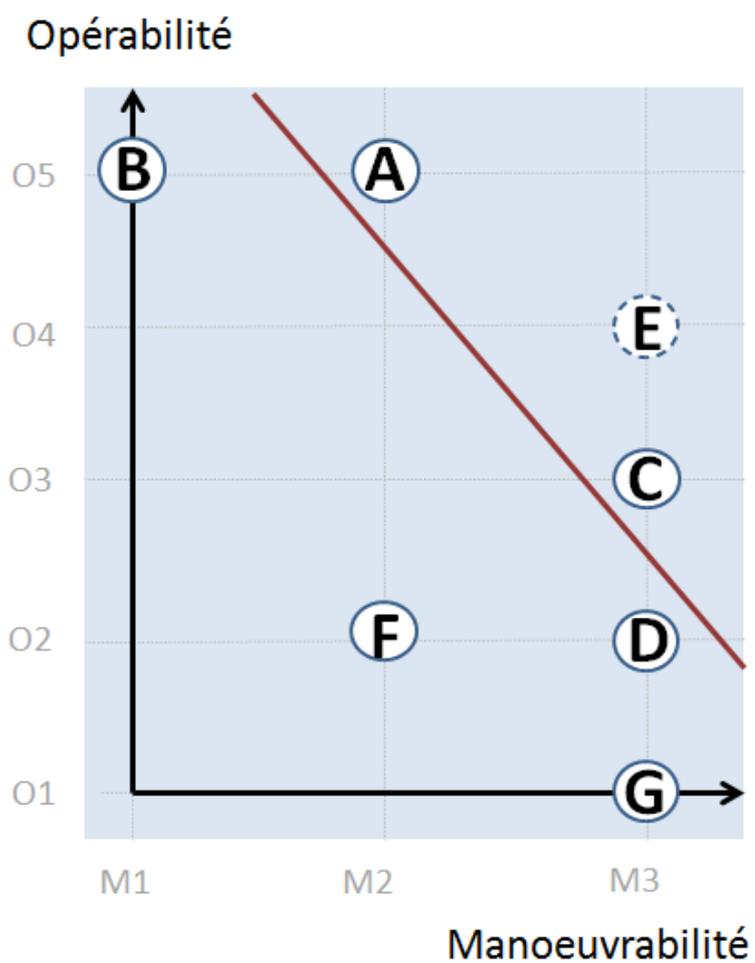


FIGURE 1.4 – Représentation des manoeuvrabilité et opérabilité des différentes familles de déambulateurs robotisés existants

critères. Dans les prototypes existants, trois familles se détachent en proposant un bon compromis entre manœuvrabilité et opérabilité : les familles E, A et C. La famille E semble a priori être le meilleur compromis entre les deux critères mais tous les prototypes de cette famille utilisent des roues suédoises qui posent des problèmes de vibrations (voir la sous-section 1.2.3). La famille A favorise une grande opérabilité au détriment de la manœuvrabilité. Ce type de déambulateur est donc plus adapté à des situations où l'on tourne peu, comme pour une utilisation en rééducation. A l'opposé, la famille C propose une grande manœuvrabilité au détriment de l'opérabilité. Ce type de déambulateur est donc plus adapté pour des utilisations à domicile. Si on exclue les déambulateurs à roues suédoises, on retrouve les déambulateurs utilisant les roues ASOC.

Le prototype utilisé dans cette thèse n'a pas la structure d'un déambulateur existant. Il privilégie la manœuvrabilité à l'opérabilité puisque nous visons une utilisation d'assistance quotidienne en EHPAD. De part sa structure, il se rapproche des familles G et D. Il possède deux roues orientables centrées, motorisées en orientation et en avance. Il a une manœuvrabilité de 3 et une opérabilité plus grande que celle de la famille D car les roues orientables centrées sont moins difficiles à orienter que des roues avec chasse. Il n'atteint pas l'opérabilité de la famille C mais les roues ASOC étant très encombrantes, il présente un compromis intéressant pour un environnement de type EHPAD.

L'analyse à l'aide des trois critères de robotique mobile a mis en évidence qu'un compromis doit être trouvé pour les trois critères. Pour être stable, le déambulateur doit être assez large mais pas trop large afin de ne pas gêner la déambulation. Pour le prototype étudié, la limite en largeur a été fixée pour pouvoir passer largement les portes. La transmission de puissance doit être simple, fiable et facilement opérable mais cette simplicité peut nuire à la manœuvrabilité, menant à un inconfort de l'utilisateur.

## 1.3 Module « Stabilisation »

Ce module permet la gestion de l'interaction physique entre l'utilisateur et le déambulateur robotisé. Il traite à la fois du support physique, de la commande de synchronisation lors de la déambulation et de la gestion des déséquilibres de l'utilisateur.

### 1.3.1 La surface de support

La sélection de la surface de contact entre l'utilisateur et le déambulateur est essentielle pour supporter et stabiliser l'utilisateur. Pas assez contraignante, elle peut laisser trop de liberté à l'utilisateur et ne pas pouvoir le prémunir efficacement des chutes. Trop contraignante, elle va perturber la posture et la marche de l'utilisateur et le ralentir. Différentes surfaces de support ont été proposées. Elles sont classifiées dans la figure 1.5 selon la partie du corps de l'utilisateur en contact et le type de contact.

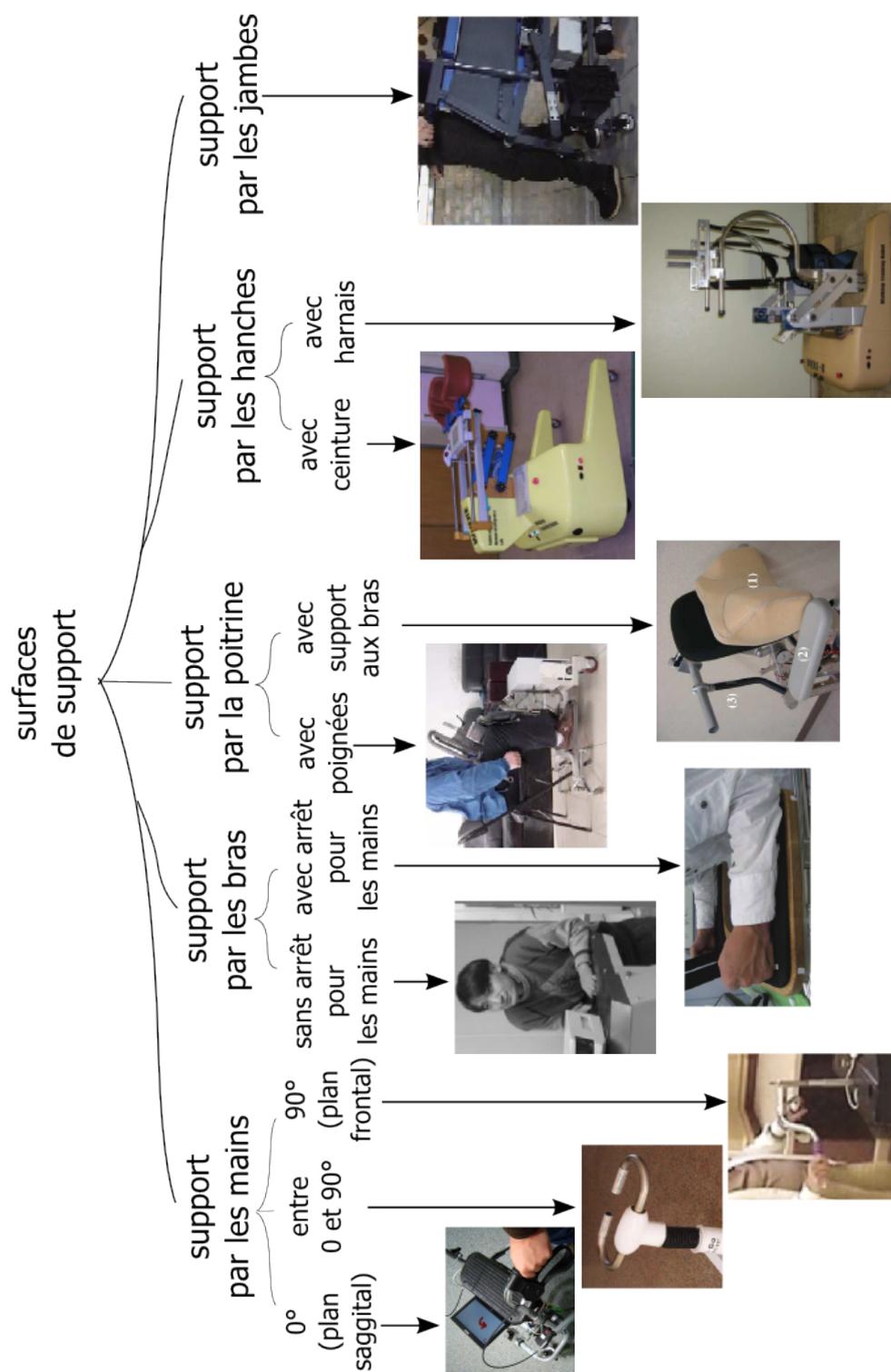


FIGURE 1.5 – Classification des différents types de surface de contact utilisateur / déambulateur avec les images de [24, 25, 26, 27, 28, 19, 29, 30, 31]

## Les poignées

L'utilisation de poignées comme surface de support est la solution avec la plus petite surface de contact, la plus simple et la plus répandue (environ la moitié des déambulateurs robotisés sont pourvus de poignées). Pour se stabiliser à l'aide des poignées, l'utilisateur doit avoir assez de force dans les bras, les avant-bras et les mains pour contrôler le déplacement relatif de son corps par rapport au déambulateur en appliquant des efforts aux poignées.

Les poignées peuvent être orientées de différentes façons. Elles peuvent appartenir au plan médio-latéral, au plan sagittal ou à un plan intermédiaire (voir figure 1.5). Les poignées dans le plan médio-latéral sont les plus adaptées pour pousser le déambulateur [32] alors que les poignées dans le plan sagittal sont plus adaptées pour, d'une part, supporter une partie du poids de l'utilisateur et d'autre part diriger le déambulateur. Dans le cas d'un déambulateur robotisé en avance, comme c'est le cas pour notre prototype, les poignées dans le plan sagittal sont donc les plus adaptées.

## Les supports par les bras et/ou la poitrine

Les deux types de surface de support étudiés dans cette partie (supports par les bras et/ou la poitrine) augmentent la surface de contact entre le déambulateur et l'utilisateur comparée à celle engendrée par les poignées (voir figure 1.5). Bien qu'avec des surfaces de contact plus grandes l'utilisateur soit mieux supporté et stabilisé, il est aussi plus contraint ce qui pose des problèmes de confort et peut donc poser des problèmes d'acceptabilité du dispositif. De ce fait, ces types de support sont à utiliser uniquement pour des personnes ayant des bras trop faibles pour utiliser les poignées ou qui ont des problèmes de préhension, par exemple en cas d'arthrite [33]. Si la personne arrive à saisir les objets, même faiblement, des poignées sont ajoutées aux supports par les bras pour aider l'utilisateur à se stabiliser mais aussi pour augmenter son sentiment de sécurité et de contrôle du dispositif [34]. Dans le même but, des poignées et/ou des supports par les bras sont ajoutés aux supports par la poitrine [28, 29].

## Les supports par les hanches ou les jambes

Les supports au niveau des hanches [30] ou des jambes [31] sont peu nombreux. Ils sont recommandés pour des utilisateurs avec des problèmes musculaires ou de contrôle aux jambes qui ne peuvent pas corriger leur posture en utilisant uniquement la partie haute de leur corps. La surface de support peut être encore plus importante pour la rééducation des personnes paraplégiques par exemple ([35] et [36]). Ces solutions sont très contraignantes et requièrent l'aide d'un assistant pour l'installation. Elles sont utilisées uniquement dans un but de rééducation ou de suppléance et non d'assistance.

Quand le choix de la surface de support est fait (poignées ou support par les bras, la poitrine, les hanches ou les jambes), la surface elle-même peut être étudiée pour maximiser la prise et le confort de l'utilisateur. Par exemple, les poignées en mousse ou ergonomiques [37] peuvent réduire la difficulté de préhension et améliorer le confort de l'utilisateur. De même, les supports par la poitrine peuvent être moulés pour maximiser le confort de l'utilisateur [29].

### 1.3.2 Commande de déambulation du robot

Afin de sécuriser l'utilisateur, le déambulateur doit rester proche de lui. Des commandes de déambulation sont donc implémentées sur les différents déambulateurs robotisés afin de synchroniser les mouvements du dispositif à ceux de l'utilisateur. Dans certains cas, la commande du robot ne se synchronise pas entièrement sur l'humain. Par exemple, la commande peut réguler la position du centre de rotation du déambulateur robotisé afin de suivre un chemin prédéfini tout en se basant sur l'utilisateur pour réguler la vitesse de parcours [38].

Pour récupérer des informations sur le mouvement que l'utilisateur souhaite exécuter, deux solutions sont proposées dans la littérature : l'étude des efforts d'interaction entre le déambulateur et l'utilisateur et l'étude posturale de l'utilisateur. L'utilisation des efforts d'interaction pour commander le robot se fait majoritairement par le biais d'une commande en admittance [16, 39, 40, 41, 42, 30]. Cette commande permet d'adapter le poids apparent du dispositif, par exemple aux conditions de santé de l'utilisateur. Pour les utilisateurs sans difficultés musculaires mais ayant des difficultés à s'orienter, une approche simplifiée de la commande en admittance a été proposée par [14] et [43] avec des déambulateurs robotisés passifs (non motorisés en avance). En se servant uniquement de freins, les auteurs ont présenté un dispositif permettant une aide à la navigation. Les efforts d'interactions sont utilisés pour les déambulateurs à poignées mais aussi pour ceux avec d'autres types de surface de support comme pour ceux avec support par les bras [44, 42, 9, 45] ou par les hanches [30].

L'étude posturale de l'utilisateur pour commander la déambulation du robot se fait généralement uniquement par une estimation des positions des membres inférieurs. Par exemple, Lee et al. [9] se servent de la position des deux pieds pour déterminer la direction à prendre pour le déambulateur robotisé. L'étude posturale peut aussi utiliser la position du buste. Hirata et al. [46] ont, par exemple, proposé une commande utilisant la position relative du buste et des chevilles. Le premier exemple étudie la posture pour extraire des informations discrètes (tout droit, en arrière, gauche ou droite) et le deuxième pour limiter les risques de chute. Aucun exemple de la littérature n'utilise cette donnée pour un contrôle continu mais ce travail est proposé dans ce manuscrit au chapitre 4.

Les deux méthodes d'obtention d'informations relatives au mouvement désiré de l'utilisateur peuvent être fusionnées. Deux travaux [44] [24] sont allés dans ce sens mais le domaine reste encore largement inexploré.

### 1.3.3 Méthodes de gestion de déséquilibre

Les chutes chez les personnes âgées se produisent majoritairement dans le plan sagittal pendant des mouvements volontaires [47]. Par conséquent, la gestion du déséquilibre pour les déambulateurs robotisés se concentre sur cette direction. On peut distinguer trois approches dans la gestion des déséquilibres selon les événements détectés par les algorithmes : les risques contextuels, les risques posturaux (avec des données de position) ou les déséquilibres (avec des données cinématiques).

L'évitement des chutes a tout d'abord consisté à prendre des mesures de prévention sans détecter réellement les instabilités. Bühler et al [22] ont proposé un dispositif qui s'arrête lorsque les forces appliquées sur les supports de bras sont trop importantes dans

la direction d'avance. Cette technique se base sur l'idée que quand l'utilisateur est en déséquilibre, il a le réflexe de pousser plus fort sur le déambulateur. Dans ce cas, arrêter le déambulateur peut prémunir l'utilisateur de la chute. Cependant, il est apparu que les utilisateurs poussent plus fort même dans des situations où l'arrêt du déambulateur est indésirable ce qui réduit l'efficacité du dispositif. Un autre système [48] se base sur le fait que les chutes sont souvent précédées par un mouvement d'accélération. Cette étude suggère de ralentir le déambulateur quand les utilisateurs augmentent brusquement leur vitesse.

Les méthodes précédentes sont basées sur des risques contextuels. Ils détectent les situations dangereuses pour l'utilisateur. D'autres méthodes se basent, elles, sur la détection des postures dangereuses de l'utilisateur. Pour estimer ces postures dangereuses, deux méthodes ([49] et [20]) utilisent la distance entre le déambulateur et les jambes de l'utilisateur. Si cette distance est trop grande, les risques d'une chute vers l'avant sont importants. Par conséquent, le déambulateur est stoppé de manière à éviter la chute. A partir d'un modèle corporel et d'une détection des genoux par laser [46], [50] ou d'une détection du tronc par Kinect [51], une estimation de la position du centre de gravité peut être calculée. Si ce centre de gravité est en dehors de la zone acceptable, le déambulateur est stoppé pour éviter la chute.

Geravand et al. [52] proposent d'utiliser le XCOM (eXtrapolated Center Of Mass) pour prendre en compte la position du centre de gravité, comme les approches détectant les risques posturaux, mais en tenant compte aussi de la vitesse du centre de gravité. Cet indicateur est donc plus proche de la détection du déséquilibre que les méthodes précédentes et devrait permettre des détections plus précoces et plus spécifiques. Il n'a pour l'instant, à notre connaissance, été testé que sur un sujet sain provoquant lui-même ses déséquilibres. De plus, les limites proposées pour le XCOM ne permettent pas une marche fluide, comme on le verra dans le chapitre 2.

La plupart des études disponibles recommandent d'arrêter le déambulateur quand un risque de chute est détecté. En effet, à la vue des informations disponibles et des multiples possibilités de mouvement de l'utilisateur, essayer de corriger le mouvement de l'utilisateur semble trop dangereux. Cependant, Geravand et al. [52] proposent un déambulateur avec deux bras articulés qui appliquent un effort sur l'utilisateur de manière à l'aider à retrouver son équilibre. Cette méthode est encore en cours de validation. Sur le prototype décrit dans [52], aucun algorithme de prévention de chute n'a à ce jour été mis en place.

Aucune étude n'a, à notre connaissance, étudié l'efficacité des systèmes proposés pour la réduction de la fréquence des chutes.

## 1.4 Module « Compensation des déficits cognitifs et/ou sensoriels »

Les déambulateurs robotisés peuvent avoir pour objectif de palier certains déficits cognitifs et sensoriels. Ainsi, pour palier un déficit visuel [53], le déambulateur robotisé doit déterminer quelles sont les situations dangereuses pour le système qu'il forme avec l'utilisateur quand ce dernier n'est plus capable de les détecter et les éviter. Pour ce faire, un évitement d'obstacle doit être implémenté sur le déambulateur. Avec un

déficit visuel, mais aussi avec un déficit cognitif, les utilisateurs peuvent avoir du mal à s’orienter. Dans ce cas, une aide à la navigation peut être également implémentée sur le déambulateur. Il ne suffit pas alors de savoir comment aller d’un point à un autre mais aussi de pouvoir en informer l’utilisateur. Pour trouver le bon moyen de communication selon l’information à transmettre, il faut prendre en compte des aspects psychologiques mais aussi tout simplement prendre en compte l’état sensoriel de l’utilisateur (capacités visuelles, auditives, ...). En raison de troubles cognitifs, le suivi des patients peut être rendu difficile. Pour faciliter la tâche des médecins dans ce cas, certaines fonctionnalités de suivi de l’état physique des patients ont été proposées et seront présentées à la fin de cette partie. Elles peuvent être utiles dans presque toutes les applications et ne se limitent pas à l’assistance des personnes ayant des déficits cognitifs.

### 1.4.1 Méthodes pour gérer la présence d’obstacles

Pour des raisons de sécurité, le déambulateur robotisé ne doit ni heurter quelqu’un ou quelque chose ni aller dans des directions remettant en cause l’intégrité de l’utilisateur ou de lui-même (par exemple dans les escaliers). A minima, le système doit pouvoir s’arrêter s’il s’approche d’une telle situation. Certains systèmes s’arrêtent quand une situation dangereuse est détectée alors que d’autres évitent cette situation. Les déambulateurs robotisés n’ayant que des capteurs de proximité comme les ultrasons ou les capteurs infrarouges s’arrêtent en général lors d’une situation dangereuse car les technologies de capteurs utilisées ne peuvent détecter les obstacles qu’à faible distance (inférieures à  $1m$ ) avec une précision suffisante. Cependant, malgré cette détection tardive, des méthodes d’évitement ont été imaginées avec ce genre de capteurs [54], uniquement en simulation à notre connaissance.

Les matrices infrarouges longue distance, les capteurs lasers et les capteurs de profondeur permettent de percevoir les obstacles à une distance suffisante pour augmenter les possibilités d’évitement. Les capteurs de proximité sont parfois combinés aux capteurs longue distance [53] pour améliorer les capacités de perception du déambulateur. Les caméras restent la technologie la moins utilisée pour la détection des obstacles, du fait d’une faible fiabilité et d’une grande sensibilité aux changements de luminosité. Cependant, une solution de stéréo-caméra combinée avec une caméra à l’avant a été utilisée pour le prototype “Hitomi” [55] pour une utilisation extérieure.

### 1.4.2 Méthodes d’aide à la navigation

Le but des aides à la navigation est d’assister l’utilisateur pour aller de sa position courante à une position désirée. Pour cela, trois sous-systèmes sont requis : une carte, un système de localisation et un système de planification de trajectoires. Les méthodes d’aide à la navigation ont été développées pour les robots mobiles. Certaines sont transposables aux déambulateurs robotisés.

Dans le cas des déambulateurs robotisés, une carte de l’environnement est calculée au préalable. Suivant le système, elle peut être mise à jour lors des déplacements du déambulateur.

Le système de localisation permet de placer la position courante de l’utilisateur sur la carte établie au préalable. Les capteurs utilisés pour se localiser peuvent être ceux

utilisés pour la détection d'obstacles ou non, par exemple, Inagaki et al. [17] utilisent une caméra omnidirectionnelle en hauteur. Les capteurs purement embarqués peuvent poser des problèmes de précision. De plus, les déambulateurs sur lesquels sont implémentées des aides à la navigation (pour palier des problèmes cognitifs majoritairement) sont en général réservés à des usages en intérieur. Ces environnements sont donc fixes et des systèmes spécifiques peuvent donc être proposés. Par exemple, Spenko et al. [8] ont proposé d'utiliser des amers collés au plafond permettant d'identifier plus facilement la pièce dans laquelle se trouve le déambulateur. Une autre solution consiste à placer des capteurs RFID à des emplacements clefs de l'établissement [56].

Le système de planification de trajectoires permet de définir un chemin entre deux positions sur la carte.

### 1.4.3 Moyens de communication entre le robot et l'utilisateur

La communication entre le robot et l'utilisateur est une communication à double-sens.

#### Transmettre des informations à l'utilisateur

Pour transmettre des informations à l'utilisateur, le robot doit utiliser un sens qui n'est pas trop déficient, s'adapter éventuellement à ces déficiences et essayer de perturber la marche le moins possible sachant que les double-tâches sont connues pour perturber la déambulation des personnes âgées.

De nombreux déambulateurs robotisés utilisent la vision par le biais d'écrans [57, 58, 59, 41, 56, 10, 60, 49] pour fournir des informations de localisation (par exemple la position de l'utilisateur sur une carte). Les différences principales entre les différentes interfaces reposent sur l'ergonomie de l'interface pour s'adapter aux éventuelles déficiences visuelles (par exemple la taille des icônes, l'utilisation d'instructions écrites combinées avec des sigles [56]).

Les informations directionnelles et de position peuvent également être transmises via l'audition avec des voix de synthèse [61, 62, 63, 64]. Ici aussi, il faut s'adapter aux éventuelles déficiences auditives pour ajuster le volume sonore sans pour autant devenir gênant.

Le sens du toucher peut aussi être exploité comme un feedback direct. Le robot peut suivre une trajectoire prédéfinie, forçant l'utilisateur à le suivre [55, 60, 5, 65] ou être un guide modifiant la trajectoire actuelle de l'utilisateur pour l'inciter à aller dans la direction de la cible [6, 60]. Une tentative de retour haptique a été effectuée dans [66] dans le cadre d'une aide à la navigation. Une autre approche utilisant le sens du toucher consiste à donner des informations de direction par le biais de bracelets vibrants [67]. L'utilisation du braille a été suggérée par Kotani et al. [55] mais n'a pas été mise en place à notre connaissance.

Les différents moyens de communication peuvent être combinés. Shi et al. [63] ont montré qu'annoncer la direction prise par le déambulateur améliore l'acceptabilité du dispositif, même si le robot suit une trajectoire prédéfinie.

## Transmettre des informations au robot

Le moyen le plus simple mais aussi le moins intuitif pour transmettre une information au robot est le bouton [68], [7]. Des joysticks [6, 66] et des écrans tactiles [49] sont également utilisés.

De nombreux moyens plus intuitifs ont été développés pour déterminer les intentions de l'utilisateur : par les forces d'interactions avec le déambulateur ou la posture de l'utilisateur (voir partie 1.3.2).

### 1.4.4 Méthodes de suivi des paramètres physiologiques de l'utilisateur

Le suivi des activités de l'utilisateur et de son état de santé peut être utile aux utilisateurs et aux praticiens. Dans cette partie, les différents paramètres pouvant être mesurés et leurs utilisations potentielles sont examinés.

Tout d'abord, la mesure de paramètres physiologiques peut être utilisée pour des applications à court terme, en particulier pour détecter des situations d'urgence. On peut, par exemple, mesurer le rythme cardiaque de l'utilisateur [69] et alerter ce dernier en cas de trouble léger ou directement les services d'aide pour un trouble plus grave. Pour cette mesure, différents capteurs de pouls intégrés aux poignées peuvent être utilisés [69], [70].

Le suivi des paramètres physiologiques peut aussi être utilisé à moyen terme, en particulier pour la rééducation. Le système peut, en suivant les paramètres de la marche, encourager l'utilisateur ou le corriger.

Le suivi des paramètres physiologiques à long terme peut permettre quant à lui d'aider les praticiens à détecter plus tôt certains problèmes, de leur permettre d'évaluer plus facilement un traitement ou de suivre le processus de rééducation [71]. Pour ces applications, les mesures concernent la posture de l'utilisateur et son niveau d'activité.

La posture est évaluée en fonction des paramètres de la marche. Hausdorff et al [72] ont montré que la variabilité des enjambées est un bon paramètre pour évaluer le risque de chute. Spenko et al [8] utilisent le spectre de puissance des événements de la marche pour évaluer sa symétrie. Une asymétrie peut alerter le praticien de l'éventualité d'une attaque cérébrale mineure ou d'une blessure [73].

Le niveau d'activité de l'utilisateur peut être estimé à partir des forces d'interaction entre le dispositif et l'utilisateur et de la vitesse du robot [8]. Des mesures plus précises ont été proposées [59] avec une classification des différentes activités quotidiennes de l'utilisateur. Ces informations peuvent aider le praticien à évaluer l'autonomie de l'utilisateur et les conséquences de certaines médications. Pour compléter l'estimation du niveau d'activité de l'utilisateur, un suivi de l'utilisation du siège du déambulateur a été proposé [70]. Les méthodes de mesure contextuelles et multi-capteurs semblent être les plus adaptées pour avoir une estimation précise du niveau d'activité de l'utilisateur.

Même si toutes les données que l'on peut récolter durant l'utilisation d'un déambulateur ont de multiples applications, les problèmes logistiques et de sécurité des données freinent jusqu'à maintenant leur utilisation en situation réelle.

## 1.5 Module « Transitions »

### 1.5.1 Début et fin d'utilisation du déambulateur

Les utilisateurs peuvent vouloir éloigner le déambulateur de leur environnement immédiat à la fin de la journée pour qu'il puisse se recharger ou tout simplement au cours de la journée pour libérer de l'espace autour d'eux. De même, les utilisateurs doivent pouvoir appeler le déambulateur quand ils en ont à nouveau besoin. Lors de ces déplacements d'approche ou d'éloignement, le déambulateur robotisé est en mode autonome ce qui nécessite des algorithmes d'évitement d'obstacles et de navigation qui ont été présentés dans la section 1.4.

La navigation d'une pièce à l'autre a été implémentée sur les déambulateurs robotisés [49]. Elle n'est pas spécifique à cette application et utilise les mêmes techniques que les robots mobiles autonomes. Pour appeler le déambulateur, les utilisateurs exploitent généralement une télécommande [61, 49]. En effet, utiliser les signaux vocaux est complexe car il peut y avoir beaucoup de bruit et la compréhension automatique des voix âgées est particulièrement délicate [74]. En ce qui concerne le retour à la station de chargement ou à une position d'attente, les algorithmes de navigation classiques suffisent car la zone à atteindre ne bouge pas dans la maison [65], contrairement à l'utilisateur. L'appel du déambulateur est donc plus complexe : il faut être à la bonne distance et bien orienté par rapport à l'utilisateur pour permettre un transfert en toute sécurité. Yoo et al [27] ont proposé une approche multimodale (localisation sonore et repérage du visage) afin de s'approcher au plus près de l'utilisateur. Cette solution pourrait être insuffisante dans les espaces encombrés mais convient dans la plupart des cas d'utilisation.

De nouvelles solutions doivent encore être trouvées pour améliorer les systèmes d'appel et d'éloignement. Cette problématique n'a pas été traitée dans ce travail de thèse.

### 1.5.2 Assistance au lever

L'action de se lever avec un déambulateur conventionnel nécessite concentration et efforts pour l'utilisateur qui a parfois besoin d'assistance. De plus, il doit respecter des consignes de sécurité : il se lève en s'appuyant sur la chaise et doit ensuite transférer ses mains sur le déambulateur. Cela l'oblige à changer de surface de support lorsqu'il a atteint la position verticale. Plusieurs propositions ont été faites pour assister le lever. L'aide la plus classique est de s'assurer que le déambulateur ne puisse pas partir en avant pendant le lever en freinant les roues [75]. L'assistance au lever peut se faire en tirant l'utilisateur dans la direction d'avance [75, 76] ou en proposant des mouvements dans plus d'une direction [77] (mouvement d'avance combiné à un mouvement vertical). Tirer l'utilisateur uniquement dans la direction d'avance n'est pas une solution idéale : le mouvement ne correspond plus à un lever naturel. Cependant, cette solution a le mérite d'être simple. Les prototypes qui utilisent cette solution sont équipés de poignées. En effet, si on utilise des supports par les bras (supports approximativement horizontaux), il est difficile, même pour un sujet sain, de poser ses avant-bras sur la surface d'appui à la hauteur correspondant à la position debout, tout en étant assis.

Le lever peut être étudié uniquement dans le plan sagittal en prenant l'hypothèse de symétrie. Dans cette hypothèse, si le contact entre l'utilisateur et le déambulateur se fait par des poignées, il suffit de commander la position de la droite de contact dans deux directions indépendantes pour réaliser toutes les trajectoires possibles (aucun travail utilisant l'orientation des poignées n'ayant à notre connaissance été publié). Hirata et al. [75] et Miro et al. [76] commandent cette position dans une seule direction : l'avance. En ajoutant un seul moteur dans la partie supérieure du déambulateur et en combinant son mouvement à celui de l'avance, [7] et [78] peuvent produire une infinité de trajectoires pour assister le lever.

Si l'état de santé de l'utilisateur nécessite des supports par les bras ou par la poitrine [67, 22, 42, 19, 77], il ne suffit plus de positionner la droite dans l'espace, il faut aussi l'orienter. Il y a alors trois variables à considérer : les deux paramètres de position d'un point en 2D et l'orientation de la surface de support. Pour pouvoir réaliser n'importe quelle trajectoire, il faut ajouter deux degrés de liberté dans le plan sagittal en plus de l'avance comme on peut le voir dans [77] et [67]. Tomita et al. [79] simplifient le problème en gardant l'orientation du support des bras constante et en n'ajoutant donc qu'un degré de liberté. Cependant, cela diminue le confort de l'utilisateur car cela ne correspond pas au mouvement naturel des bras lors d'un lever aidé comme on peut le voir dans le prochain paragraphe. Pour assister le lever, Jun et al. [42] ajoute trois degrés de liberté et Xiong et al. [19] en ajoute même six. Cela peut avoir pour but de découpler l'avance et le lever mais donne des mécanismes beaucoup plus difficiles à commander. A notre connaissance, rien n'a été publié sur la commande du dispositif proposé dans [19].

Pour trouver la trajectoire optimale pour faciliter le lever de l'utilisateur, deux approches ont été développées. La première approche consiste à évaluer différentes trajectoires sur les sujets et à choisir la meilleure. En général, elle correspond aux premiers travaux sur le lever et vise surtout à tester les méthodes et les critères d'évaluation utilisés pour évaluer les trajectoires. Ces critères sont la surface d'excursion du centre de pression [42], les couples moyens et maximum aux articulations [79, 42] et le ratio entre les couples aux hanches et aux genoux [67]. Les mesures nécessaires pour calculer ces critères sont obtenues avec des plate-formes de force et des systèmes de capture de mouvement. Les objectifs sont de se rapprocher le plus possible des caractéristiques mesurées sur sujet sain lors d'un lever non aidé, de réduire le plus possible les couples aux articulations requis pour se verticaliser et de maximiser la stabilité de l'utilisateur. Ces études se basent sur les résultats d'un ou deux sujets et des règles générales sont donc difficiles à extraire. Cependant, deux études indépendantes [42, 67] ont mis en lumière la même propriété : incliner le support brachial permet un lever plus stable et plus naturel.

La deuxième approche consiste à reproduire au mieux le geste d'aide au lever des soignants. Elle est représentée par deux ensembles de travaux dans la littérature. Les trajectoires utilisées par les kinésithérapeutes sont différentes pour chaque sujet mais Pasqui et al. [80] ont proposé une solution paramétrique facilement adaptable aux différents utilisateurs. S'asseoir est souvent considéré comme « se lever à l'envers » mais Chugo et al. ont étudié les trajectoires d'assise confortable et ont trouvé des différences significatives entre s'asseoir et « se lever à l'envers » [4] (par exemple, pour s'asseoir, on a moins besoin d'incliner les supports de bras). La même équipe a proposé

de ne pas simplement imposer une trajectoire pour le lever mais d'utiliser un contrôle en effort pour éviter de trop grands couples au niveau des genoux [77].

Quand le design mécanique et la commande de lever sont opérationnels, il faut encore déterminer l'instant où l'utilisateur veut se lever. Hirata et al.[75] utilisent la distance entre le déambulateur et le buste de l'utilisateur pour savoir dans quelle phase se trouve l'utilisateur. Les capteurs d'effort peuvent aussi être utilisés pour le même usage [81].

Des fonctionnalités supplémentaires ont été proposées pour assister le lever. En effet, pour les personnes âgées, les mouvements de marche arrière sont difficiles mais sont nécessaires pour bien se positionner par rapport à la chaise avant de s'asseoir. Chugo et al. ont suggéré une assistance pour l'approche des sièges de manière plus sécurisée en automatisant une partie de la tâche [29]. Plus modestement, inclure la possibilité de s'asseoir sur le déambulateur pour faire une pause peut également décroître le risque de chute et est proposé dans quelques déambulateurs robotisés [82, 31, 21, 83, 67].

L'étude du lever a déjà été très poussée sur les précédents prototypes de déambulateurs de l'ISIR [80] et sera bientôt implémentée sur le nouveau prototype. Cette fonctionnalité pourra être intégrée à des scénarios d'utilisation pendant cette thèse comme pour le test Timed Up-and-Go mais l'amélioration de cette fonctionnalité ne sera pas abordée ici.

## 1.6 Les méthodes d'évaluation pour les déambulateurs robotisés

L'évaluation d'un prototype est nécessaire tout au long de son développement. Les premières évaluations se font sur sujets sains en laboratoire et ont pour but de valider :

- le contrôleur [42, 84, 85] ;
- l'algorithme de navigation [18, 48, 76] ;
- le suivi de chemins prédéfinis [86]
- l'assistance au lever, [87] avec des sujets sains et [29] avec des sujets sains portant un équipement spécial visant à limiter leurs mobilités pour se rapprocher du comportement des utilisateurs finaux ;
- des critères d'évaluation comme le critère de stabilité, [2] avec des sujets âgés sains.

Cependant, même si ces tests préliminaires sont requis pour le développement, ils ne peuvent remplacer les essais avec les utilisateurs finaux. Les effets du vieillissement sur les capacités sensorielles, motrices et cognitives et les effets des différentes pathologies ne peuvent être répliqués par un sujet sain quel que soit l'équipement qu'il porte. En effet, il a été montré que les sujets sains équipés pour présenter un handicap ne développent pas les mêmes stratégies d'adaptation [88].

Les utilisateurs finaux potentiels peuvent être intégrés très tôt dans le développement des prototypes de déambulateurs robotisés. Avant même la réalisation du prototype, les utilisateurs peuvent être sondés afin de déterminer et de quantifier les performances que le dispositif devra accomplir. Ces utilisateurs potentiels, ainsi que le personnel soignant, peuvent fournir des informations sur leurs besoins quotidiens et ainsi participer à l'élaboration des scénarios d'utilisation [56], [61]. Les utilisateurs

potentiels et leurs aidants peuvent aussi être mis à contribution dans des expériences visant à quantifier l'aide que le déambulateur doit apporter à l'utilisateur. Par exemple, pour déterminer quelles trajectoires devaient effectuer les poignées d'un déambulateur robotisé pour assister au mieux le lever, des expériences ont été menées avec 17 sujets âgés assistés par un kinésithérapeute dans le Service de Gériatrie l'ORBE de l'Hôpital Charles Foix, AP-HP, Paris [80].

Quand le prototype est réalisé, on utilise des mesures quantitatives pour évaluer l'efficacité du déambulateur robotisé à court-terme. Les déambulateurs robotisés sont alors testés dans le cadre de l'application visée (utilisateurs finaux potentiels, environnement final d'utilisation et scénarios d'utilisation finaux). Par exemple, dans [6], le chemin suivi pour les mesures incluait des ascenseurs, des couloirs étroits et des rampes d'accès pour refléter au mieux l'environnement final d'utilisation. Pour évaluer l'efficacité, on doit se baser sur une référence. Pour cela, les expériences sont en général réalisées avec les différentes aides à la marche disponibles et une analyse de la marche classique (vitesse de marche, fréquence des pas, ...). Graf et al [6] ont par exemple comparé les résultats obtenus par les utilisateurs potentiels avec leurs aides habituelles et avec le prototype de déambulateur robotisé. Mou et al. [5] ont quant à eux comparé les résultats :

- d'utilisateurs atteints de la maladie de Parkinson utilisant le déambulateur CAIROW et leurs aides habituelles ;
- d'utilisateurs potentiels et de personnes âgées saines.

Lacey et al. ont comparé une marche assistée avec GUIDO [53], une marche assistée avec un aide soignant et une marche assistée par l'Assistive Mobility Device développé par l'Atlanta Department of Veterans Affairs Medical Centre.

Ces expériences peuvent permettre de valider différentes fonctionnalités. Ainsi, les expériences sur les capacités de Care-O-Bot à guider les utilisateurs [6] ont mis en évidence des faiblesses de ce prototype. Ces dernières étaient majoritairement dues à la non-omnidirectionnalité du déambulateur et à sa vitesse maximale trop faible. Pour évaluer certaines fonctionnalités, des critères spécifiques doivent être utilisés. Par exemple, dans [5], il s'agissait d'évaluer la capacité de CAIROW à améliorer la marche des utilisateurs atteints de la maladie de Parkinson. Le chemin que l'utilisateur devait suivre avec les différents dispositifs était tracé de manière à favoriser l'enrayage cinétique. Une analyse classique de la marche dans ce cas ne suffit pas à caractériser l'efficacité des différentes aides. Une mesure de la variabilité des pas a donc aussi été réalisée et a permis de mettre en évidence que le déambulateur robotisé permettait aux utilisateurs atteints de la maladie de Parkinson d'obtenir une marche aussi stable, bien que plus lente, que les sujets âgés sains.

Les mesures quantitatives ne peuvent suffire à évaluer les déambulateurs à court-terme car elles ne prennent pas en compte le niveau de satisfaction de l'utilisateur final potentiel alors qu'il est le mieux placé pour savoir si le produit l'aide ou non à court-terme. Pour accéder à cet avis utilisateur, les questionnaires peuvent être informels ou formels. Un questionnaire informel pour une évaluation de la part de l'utilisateur a été présenté dans [58]. Quatre locataires d'une maison de retraite dans l'Oakmont, PA, USA ont pu donner leur niveau de satisfaction sur les différents modes de commande de manière relativement libre. Ce type de questionnaire peut être utilisé dans toutes les phases de développement [61] auprès de groupes de réflexion composés de person-

nels soignants et de personnes âgées. Un questionnaire formel a été utilisé dans [9] par cinq sujets âgés utilisant des déambulateurs conventionnels quotidiennement (donc des utilisateurs finaux potentiels) avec des questions fermées et ouvertes. Ce type de questionnaire a également été utilisé avec trois groupes de sujets (classés selon le Walking Index for Spinal Cord Injury) dans [89] uniquement avec des questions fermées. Les huit patients impliqués dans cette étude devaient marcher 10m en ligne droite, faire demi-tour et retourner au point de départ. L'aisance de déambulation avec le déambulateur robotisé a été évaluée dans quatre situations : initier du mouvement, marcher en ligne droite, tourner et s'arrêter. Deux questions supplémentaires concernant les sentiments de sécurité et de confort de l'utilisateur complétaient le questionnaire.

L'évaluation la plus complète, trouvée dans la littérature, est celle de GUIDO faite tout au long de son développement [53]. Une évaluation du produit commercial a été menée [39] sur 17 utilisateurs finaux potentiels (personnes âgées avec un déficit visuel important). Le déambulateur a été évalué de façon quantitative en mesurant le temps nécessaire pour parcourir un certain chemin avec différentes aides (GUIDO, aide soignant ou Assistive Mobility Device). Le déambulateur robotisé a aussi été évalué qualitativement. Les utilisateurs ont pu remplir des questionnaires subjectifs sur leur mobilité avant et après les expériences.

Aucune étude à notre connaissance n'a pour l'instant été faite sur les effets à long-terme des déambulateurs robotisés. Ce type d'étude requiert deux groupes d'utilisateurs : un groupe qui utilise le déambulateur robotisé et un groupe qui utilise une aide conventionnelle. Le nombre d'utilisateurs nécessaires à ce genre d'étude est sans aucun doute un frein à la réalisation de celles-ci. En effet, les études sont en général menées sur de petits groupes (six personnes utilisant des aides à la marche conventionnelles dans [6] et sept personnes atteintes de la maladie de Parkinson sur deux jours dans [5]). Quoi qu'il en soit, ces études à long-terme sont nécessaires pour prouver l'efficacité des déambulateurs robotisés.

En résumé, pour évaluer le prototype, des tests qualitatifs et quantitatifs standardisés doivent être effectués en impliquant au maximum les utilisateurs potentiels finaux. Ces tests doivent se baser sur des mesures cliniques comme la longueur des pas et des essais cliniques comme le Timed Up-and-Go pour s'insérer le mieux possible dans les routines cliniques et pour permettre une comparaison plus facile entre les différents robots à travers le monde.

## 1.7 Conclusions sur l'état de l'art

Le Robot d'Assistance à la Mobilité (RoAM) conçu et utilisé dans cette thèse (voir figure 1.6) a une structure mobile originale par rapport à la littérature des déambulateurs robotisés. Il favorise la manœuvrabilité par rapport à l'opérabilité pour s'adapter à un environnement de type EHPAD. Il est légèrement sous-optimal par rapport à ces critères mais prend en compte les contraintes liées à l'encombrement.

Le RoAM a pour surface de support des poignées ce qui répond au besoin le plus courant. La commande de déambulation sera développée au chapitre 4. Les recherches sur la gestion du déséquilibre seront présentées dans le chapitre 2. Ce déambulateur n'a pas pour but de palier les déficits cognitifs ou sensoriels à court terme mais les

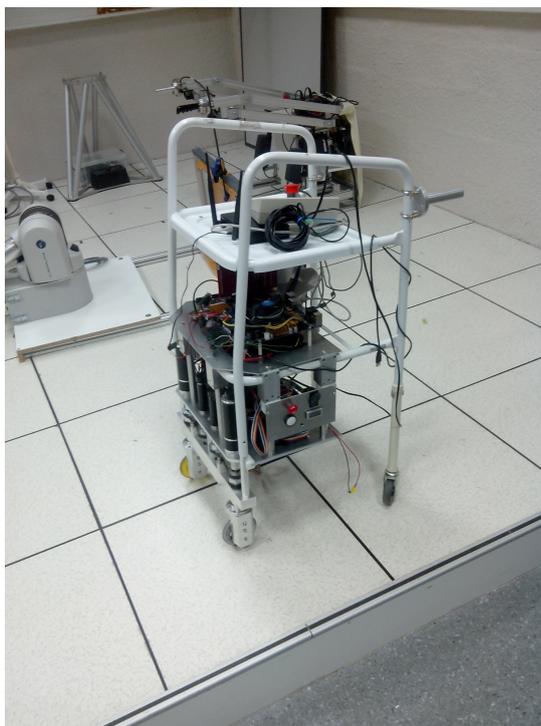


FIGURE 1.6 – Le déambulateur robotisé RoAM

moyens de communication utilisés resteront intuitifs pour prendre en compte le déficit sensoriel et cognitif classique dû uniquement au vieillissement et non à une pathologie particulière. Le monitoring des paramètres classiques de la marche avec une caméra de profondeur sera abordé dans le chapitre 3. Les appels et éloignements du déambulateur ne seront pas traités dans cette thèse et ne sont pas implémentés sur le déambulateur. Une aide au lever a été développée sur les précédents prototypes de l'ISIR. Les évaluations du prototype se baseront le plus possible sur des évaluations cliniques pour faciliter la communication avec les cliniciens et pour pouvoir favoriser les comparaisons entre les différents déambulateurs.



## Chapitre 2

# Détection du risque imminent de chute

Ce travail a été réalisé avec le déambulateur à support pelvien du laboratoire SINAPSE à Singapour (voir figure 2.3 et [90]). Il a fait l'objet d'un poster au 22ème congrès de la Société Francophone Posture Equilibre, Locomotion (SOFPEL) et d'un article à BioRob2016 [91].

Comme on l'a vu dans la partie 1.3.3, les déséquilibres des personnes âgées se produisent majoritairement dans le plan sagittal. Diverses méthodes pour éviter les chutes lors de l'utilisation de déambulateurs ont été proposées. Ces méthodes peuvent se baser sur des risques contextuels, posturaux ou sur des estimations du déséquilibre et ont été détaillées dans la partie 1.3.3. On a alors vu que les méthodes basées sur les risques contextuels présentent une mauvaise spécificité et que les méthodes basées sur les estimations du déséquilibre ont un meilleur temps de réponse que les méthodes basées sur les risques posturaux. Le choix s'est donc porté sur une méthode d'estimation de déséquilibre.

Dans ce chapitre, on cherche à proposer une méthode de détection de déséquilibre basée sur des capteurs sans contact et sans marqueur pour faciliter le transfert vers des applications réelles. Dans la première partie, un état de l'art sur la détection de chute et de déséquilibre est présenté puis la méthode pour évaluer la pertinence des trois indicateurs proposés est détaillée. Enfin les algorithmes, les résultats et la conclusion sont exposés.

### 2.1 État de l'art sur la détection de chute et la détection du risque de chute

L'équilibre humain est étudié dans différents domaines de recherche. Certains chercheurs s'intéressent aux différences entre chuteurs et non-chuteurs, d'autres cherchent des modèles pour étudier la stabilité en vue de commander des robots humanoïdes ou recherchent des actions préventives pour éviter les chutes. Dans cette partie, on ne présentera que les études qui ont inspiré les méthodes mises en place dans l'étude expérimentale.

### 2.1.1 Le modèle de pendule inverse

D.A. Winter [92] a généralisé l'utilisation du modèle de pendule inverse pour étudier l'équilibre du sujet se tenant debout sur une surface plane. Ce modèle considère l'ensemble tête-bras-tronc comme un pendule oscillant autour des chevilles quand la personne essaie de rester droite (voir figure 2.1). Dans cette modélisation, la pression du sol sur le pied est modélisée par une force ponctuelle au CoP (Centre de Pression) et l'action de la gravité par une force ponctuelle au CoM (Centre de Masse). Aucune autre action externe n'est considérée. L'équilibre du pendule dépend alors de la position relative du CoP et du CoM. En prenant un axe  $\vec{y}$  dans la direction sagittale (voir figure 2.1), on a

$$\frac{d^2 y_{CoM'}}{dt^2} = \omega_0^2 (y_{CoM'} - y_{CoP}) \quad (2.1)$$

en notant  $CoM'$  le projeté du CoM sur le sol et  $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$ ,  $g$  étant l'accélération de la gravité et  $l$  la longueur effective du pendule.

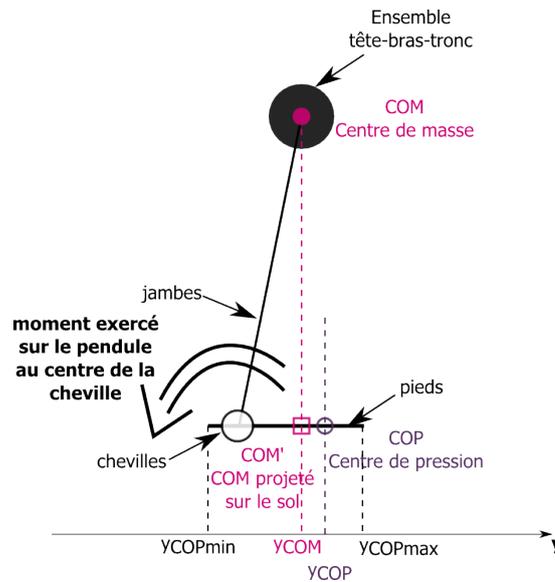


FIGURE 2.1 – Modèle “pendule-inverse”

Les études basées sur ce modèle ne considèrent en général pas l'équilibre au cours de la déambulation mais seulement l'équilibre en position statique. Ces études ont permis de déterminer des marges de stabilité en considérant le polygone de sustentation du sujet. En effet, si  $y_{CoM}$  se retrouve en dehors de l'intervalle  $[y_{CoPmin}; y_{CoPmax}]$ , l'équilibre sagittal ne peut être maintenu sans faire un pas. Pendant la marche, ces marges de stabilité sont différentes. En effet, une marche équilibrée est détectée comme une perte d'équilibre si l'on se base sur les critères obtenus en étudiant l'équilibre statique.

A partir du modèle de pendule inversé, A.L. Hof et al. [93] ont défini le centre de

masse déporté *eXtrapolated Center of Mass* (XCoM)  $\xi$  comme :

$$\xi = y_{CoM} + \frac{v_y}{\omega_0} \quad (2.2)$$

avec  $v_y$  la vitesse du centre de masse projetée selon  $\vec{y}$ .

On a alors :

$$\frac{d\xi}{dt} = \omega_0(\xi - y_{CoP}) \quad (2.3)$$

La marge de stabilité est définie classiquement comme la plus petite distance entre le CoM projeté et la limite du polygone de sustentation. Le XCoM permet d'incorporer la vitesse dans cette marge de stabilité. Les perturbations peuvent ainsi être considérées en vitesse et non plus seulement en position ce qui donne un paramètre plus réactif. Le XCoM a été utilisé pour déterminer une marge de stabilité quantifiant la stabilité à l'arrêt de la marche [93]. Cette marge de stabilité est définie par la distance dans la direction d'avance entre la position du XCoM et la limite supérieure du polygone de sustentation. Plusieurs études ont ensuite utilisé cette marge, en particulier pour étudier la récupération après une perte d'équilibre [94] ou pour étudier la marche perturbée [95]. Cependant, ces analyses utilisent cette marge de stabilité comme un critère de stabilité discret (la marge n'est calculée qu'à chaque attaque du talon). On se propose dans cette partie de généraliser ce concept afin d'obtenir un critère de stabilité continu durant la marche assistée par un déambulateur avec support pelvien.

Les études basées sur le modèle du pendule inverse ont aussi montré que les oscillations de l'ensemble tête-bras-tronc et l'accélération de cet ensemble sont très faibles dans une marche équilibrée [92]. De plus, parmi différents paramètres, la flexion du tronc à l'instant du contact pied-sol après un déséquilibre permet de quantifier la qualité de la récupération après celui-ci [94]. Ces résultats laissent à penser qu'étudier l'orientation du tronc selon l'axe transverse peut permettre d'évaluer le déséquilibre. Une solution basée sur cette idée sera présentée dans la section 2.3.

### 2.1.2 Les détections de chute

Des algorithmes destinés à détecter les chutes ont été développés à partir de données accélérométriques. L'idée générale de ces algorithmes demeure la même bien que certains détails changent de manière à maximiser la spécificité [96]. La détection de chute est basée sur la détection d'une suite d'évènements (voir figure 2.2). Le premier évènement est le début de la « chute libre ». Ensuite, une grande accélération est repérée. Elle correspond à l'impact de la personne avec le sol. Le changement d'orientation de la personne entre avant (approximativement verticale) et après la chute potentielle (approximativement horizontale) sont comparés pour éviter les fausses détections.

Lindeman et al. [97] proposent d'ajouter une vérification sur la vitesse de la personne : la vitesse durant l'initiation de la chute doit dépasser la limite de  $700\text{mm/s}$  pour qu'une chute soit détectée. Ces méthodes détectent les chutes dans le but de déclencher un signal d'alarme. Quand une chute est détectée, il est trop tard pour l'éviter.

Si on se base sur des données accélérométriques, on peut envisager d'utiliser la diminution de la norme du vecteur accélération pour détecter le début de la chute

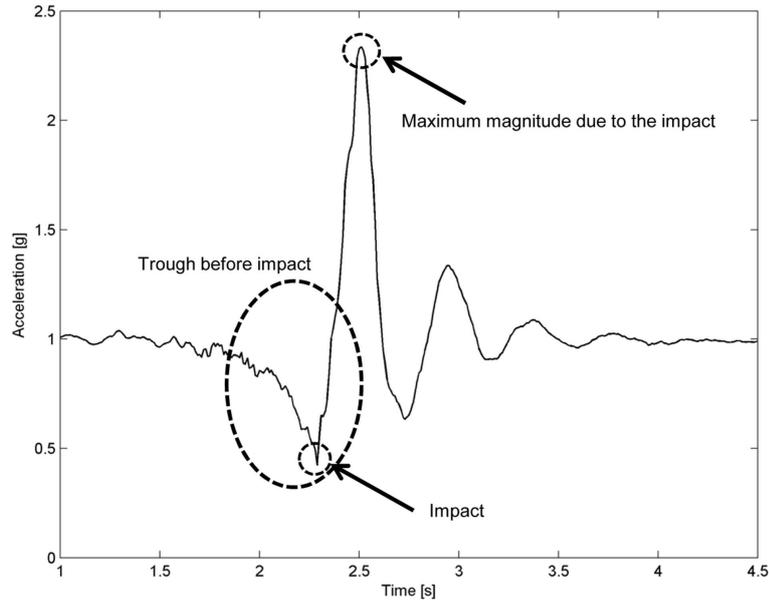


FIGURE 2.2 – Profil d'accélération typique d'une chute, illustration de [96]

(voir figure 2.2). Ici, l'étude a été menée à partir de données de position. On propose donc une méthode basée sur la limite en vitesse de [97].

### 2.1.3 La prévention des chutes avec des déambulateurs

Les méthodes proposées par la littérature pour détecter les risques de chute avec un déambulateur et les prévenir ont été présentées dans la section 1.3.3. On a vu que les méthodes utilisées pour détecter un risque de chute s'appuient généralement sur des risques contextuels ou posturaux. Cependant, une étude propose réellement une estimation du déséquilibre.

Geravand et al. [52] utilisent le XCoM pour détecter le déséquilibre. La méthode proposée n'a été testée que sur un sujet sain provoquant lui-même son déséquilibre. De plus, la limite de stabilité est déterminée par le polygone de sustentation et on a vu précédemment que ce critère n'est applicable qu'à l'attaque du talon puisque le XCoM est toujours en dehors de la base de support pendant les phases d'oscillations d'une des jambes, rendant l'analyse de stabilité discrète. La méthode proposée ici analyse l'état d'équilibre de l'utilisateur de façon continue.

## 2.2 Méthode des expériences menées sur la détection du risque imminent de chute

### 2.2.1 Participants et matériel

Les expériences ont été réalisées avec le déambulateur développé à l'Université Nationale de Singapour dans le cadre collaboratif du projet MERLION. Ce déambulateur

avec support pelvien a été élaboré pour la rééducation [98] (voir figure 2.3).

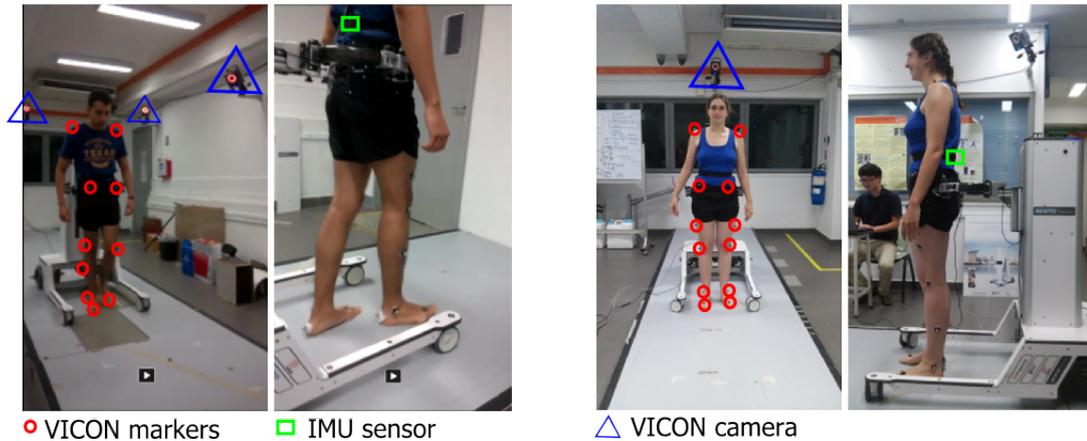


FIGURE 2.3 – Expériences menées avec le déambulateur de Singapour sur le risque imminent de chute

Quatre sujets sains âgés de plus de 20 ans et de moins de 35 ans ont participé à cette étude.

Le système de capture de mouvement VICON (8 caméras avec une fréquence d'échantillonnage de  $100Hz$ ) est utilisé pour obtenir la position des membres inférieurs du sujet et la position de son tronc. Les marqueurs VICON (15 pour le bas du corps) étaient placés comme sur la figure 2.4, exceptés les marqueurs LPSI et RPSI remplacés par un marqueur au niveau du sacrum. On voit sur la figure 2.3 qu'on a ajouté deux marqueurs pour les épaules. La force d'interaction entre le robot et l'utilisateur est également enregistrée.

### 2.2.2 Protocole

Durant l'expérience, on demande au sujet de marcher tout droit sur environ  $6m$ . Trois essais sans provoquer aucun déséquilibre sont réalisés pour que le sujet s'approprie l'usage du déambulateur.

On cherche ensuite à provoquer un déséquilibre auquel le sujet ne s'attend pas. On ne peut donc pas utiliser un élément intégré au sol qui serait toujours au même endroit. Par conséquent, on a choisi de provoquer le déséquilibre avec le déambulateur lui-même. Ainsi, on ne pourra pas utiliser les signaux d'efforts d'interaction entre le robot et l'utilisateur pour détecter le déséquilibre. Pour provoquer le déséquilibre, on impose une force résistive négative au sujet par le biais des supports de hanches (voir le contrôle du robot dans [90]). La force appliquée varie entre  $80$  et  $120N$  en amplitude selon la résistance physique des participants. La poussée du robot peut intervenir à n'importe quel temps du cycle de marche et à n'importe quel endroit.

Pour synchroniser les données, il est demandé au sujet de faire un mouvement marqué vers le haut au début de l'expérience.

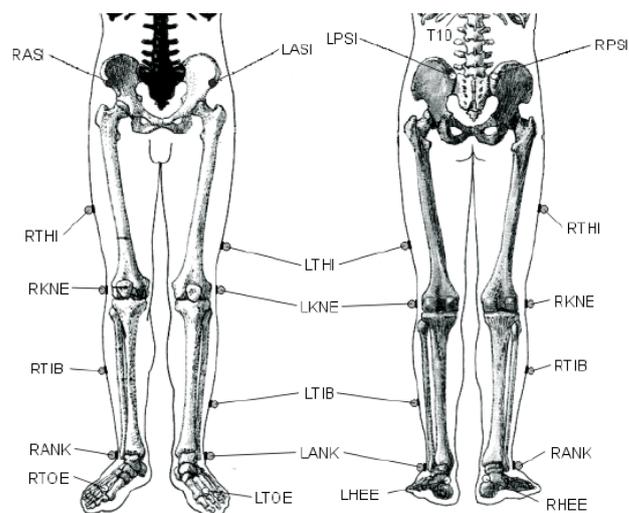


FIGURE 2.4 – Placement de 14 des 17 marqueurs VICON placés sur les sujets (LPSI et RPSI remplacés par un marqueur au sacrum)

## 2.3 Algorithmes de détection de déséquilibre

La position du CoM est utilisée pour les algorithmes basés sur la vitesse et sur le XCoM. Le CoM en position de marche est calculé comme étant le barycentre des marqueurs pelviens (les marqueurs RASI, LASI et le marqueur du sacrum) élevés de 5cm.

### 2.3.1 Algorithme basé sur la vitesse d'avance

Le premier algorithme s'intéresse à la vitesse d'avance du CoM du sujet. Si cette vitesse dépasse une certaine limite, un déséquilibre est détecté. La limite est fixée à 700mm/s comme dans [97].

### 2.3.2 Algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse

Le deuxième algorithme s'intéresse à la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse. Si cette vitesse dépasse une certaine limite, un déséquilibre est détecté.

La vitesse angulaire du tronc a été choisie au détriment de la position angulaire de celui-ci car cette dernière avait une variabilité trop grande parmi les sujets. De plus, comme les données brutes sont des données de position, la vitesse a été préférée à l'accélération. En effet, comme le signal est bruité, pour pouvoir dériver deux fois et garder une bonne qualité de signal, il aurait fallu beaucoup filtrer et donc ajouter un retard incompatible avec notre application.

Pour calculer l'angle de rotation du tronc autour de l'axe transverse, on définit les repères  $R_l$  et  $R_t$  (voir figure 2.5). Le repère  $R_l$  est défini à partir du vecteur de base

$\vec{z}_0$  et du vecteur  $\vec{x}_l$ , avec

$$\vec{x}_l = \frac{\vec{d}_{LASI-RASI}}{\|\vec{d}_{LASI-RASI}\|} \quad (2.4)$$

On a alors  $\vec{y}_l = \vec{z}_0 \wedge \vec{x}_l$ .

Le repère  $Rt$ , attaché au tronc, est défini par :

$$\begin{aligned} \vec{x}_t &= \frac{\vec{d}_{LSHO-RSHO}}{\|\vec{d}_{LSHO-RSHO}\|} \\ \vec{y}_t &= \frac{\vec{n} \wedge \vec{x}_t}{\|\vec{n} \wedge \vec{x}_t\|} \end{aligned} \quad (2.5)$$

avec  $\vec{n} = \vec{d}_{RASI-RSHO}$   
et  $\vec{z}_t = \vec{x}_t \wedge \vec{y}_t$

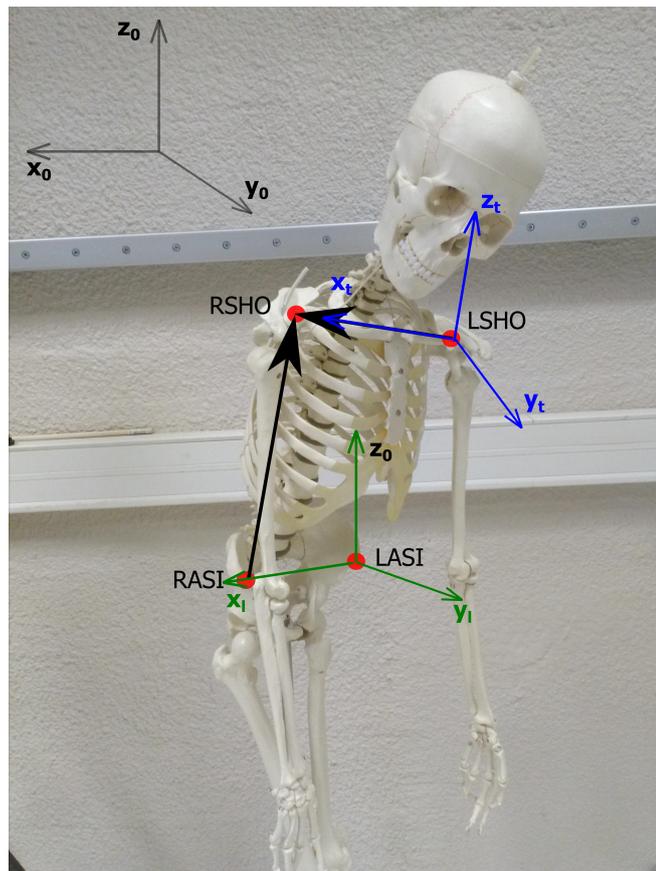


FIGURE 2.5 – Repères utilisés pour le calcul de l'orientation du tronc

L'axe autour duquel tourne le tronc, noté axe transverse dans cette partie, n'est, en réalité, ni celui des hanches ni celui des épaules, le tronc de l'humain n'étant pas

rigide. La mobilité des épaules par rapport à la taille étant bien plus réduite que la mobilité de la taille par rapport aux hanches, on choisit comme axe de rotation estimé l'axe des épaules. On cherche donc l'angle de rotation  $angle_t$  autour de  $\vec{x}_t$ . En notant  $P_t$  et  $P_l$  les matrices de passage de la base  $R_0$  à la base  $R_t$ , respectivement  $R_l$ , on définit la matrice  $P$  telle que  $P = P_t * P_l^{-1}$ . On a alors :

$$angle_t = atan2(P_{23}, P_{33}) \quad (2.6)$$

selon la convention de Tait-Bryan ZY'X". En effet, la dernière rotation effectuée dans cette transformation est celle autour de l'axe considéré comme l'axe transverse. La vitesse de l'angle  $angle_t$  est donc une approximation de la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse.

La limite de vitesse angulaire a été définie expérimentalement à  $-50^\circ/s$ .

### 2.3.3 Algorithme basé sur le XCOM et les marges de stabilités qui lui sont associées

Les notations utilisées pour cette partie sont définies dans le tableau 2.1.

Table 2.1 – Nomenclature

$t$	Temps
$HS$	Attaque du talon
$t_{LHS}$	Temps de l'attaque de talon gauche
$t_{RHS}$	Temps de l'attaque de talon droit
$\Delta t_{LSt}$	Durée de l'enjambée gauche
$d_{LSt}$	Longueur de l'enjambée gauche
$y_{LHS}$	Coordonnée sur $\vec{y}$ de l'avant du pied gauche au dernier HS gauche
$y_{RHS}$	Coordonnée sur $\vec{y}$ de l'avant du pied droit au dernier HS droit
$t_{LHSest}$	Temps estimé du prochain HS gauche
$y_{LHSest}$	Position estimée du bout de pied gauche au prochain HS gauche
$K$	Coefficient linéaire pour le calcul de la limite de stabilité
$y_{max}(t)$	Limite de stabilité au temps $t$

Le XCoM est calculé comme dans [93] à chaque temps  $t$ . La taille effective du pendule inverse est estimée par la taille totale du sujet multipliée par  $1,24 * 0,53$ . Les 1,24 correspondent au ratio entre la hauteur du CoM et la hauteur du grand trochanter (saillie osseuse du fémur près de l'articulation pelvienne) [99]. Les 0,53 correspondent au ratio entre la hauteur du grand trochanter et la taille totale du sujet [100]. Des mesures précises sur les sujets pour estimer plus précisément la hauteur de leurs CoMs ne sont pas utilisées car un changement sur la hauteur totale du sujet de  $20cm$  ne change que d'environ  $20ms$  le temps de détection de cette méthode.

Comme on l'a vu dans l'état de l'art, le critère de stabilité associé au XCoM est discret : il est calculé uniquement aux attaques de talon. On définit alors une limite de stabilité continue  $y_{max}(t)$  en interpolant linéairement la limite de stabilité discrète existante.

Premièrement, les instants des attaques de talon (HS) sont détectés. A chaque HS, la taille et la durée de l'enjambée ainsi que la position du bout de pied sont mémorisées. Le temps et la position de la prochaine enjambée sont alors estimés en supposant que la prochaine enjambée sera semblable à la précédente, pour le côté gauche :

$$y_{LHSest} = y_{LHS} + d_{LSt} \text{ et } t_{LHSest} = t_{LHS} + \Delta t_{LSt} \quad (2.7)$$

Ces calculs sont faits de même pour le côté droit.

On définit  $y_{max}$ , entre une attaque de talon droit et une attaque de talon gauche (respectivement pour l'autre côté), par :

$$y_{max}(t) = K * (t - t_{RHS}) + y_{RHS} \quad (2.8)$$

avec  $K = \frac{y_{LHSest} - y_{RHS}}{t_{LHSest} - t_{RHS}}$

Si  $XCoM(t) > y_{max}(t)$ , un déséquilibre est détecté.

## 2.4 Résultats

Dans cette partie, les résultats de chaque algorithme proposé sont présentés en terme de sensibilité et de temps de détection. Aucun faux positif n'a été détecté avec ou sans poussée du robot donc la spécificité mesurée est de 100% pour tous les algorithmes.

Les déséquilibres sont appréciés visuellement pendant les expériences. La force de poussée a été réglée pour n'avoir aucun essai pour lesquels la limite entre équilibre et déséquilibre n'était pas claire.

Sur toutes les figures de cette section (figures 2.6, 2.7 and ??), la force d'interaction entre l'utilisateur et le robot est représentée en croix vertes. Idéalement, la force de poussée devrait être instantanée mais, dans la réalité, la perturbation s'étend sur environ 500ms. Le début de l'action de poussée est pris comme référence pour le calcul du temps de détection. La précision sur cette mesure est de l'ordre de 50ms.

### 2.4.1 Algorithme basé sur la vitesse d'avance

L'application de l'algorithme basé sur la vitesse d'avance est représentée sur la figure 2.6. La vitesse du CoM est tracée en trait continu bleu et la limite de vitesse (700mm/s) est tracée en pointillés bleus. Le temps de détection moyen calculé pour cet algorithme est de 543ms. Cet algorithme a permis de détecter tous les déséquilibres (sur 28 déséquilibres provoqués).

### 2.4.2 Algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse

L'application de l'algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc autour de l'axe transverse est représentée sur la figure 2.7. La vitesse angulaire du tronc est tracée en trait continu magenta et la limite en vitesse angulaire ( $-50^\circ/s$ ) en pointillés magenta. Le temps de détection moyen calculé est de 883ms. En fait, il correspond au temps nécessaire pour faire un pas. On retrouve bien l'utilisation de l'angle du tronc pour

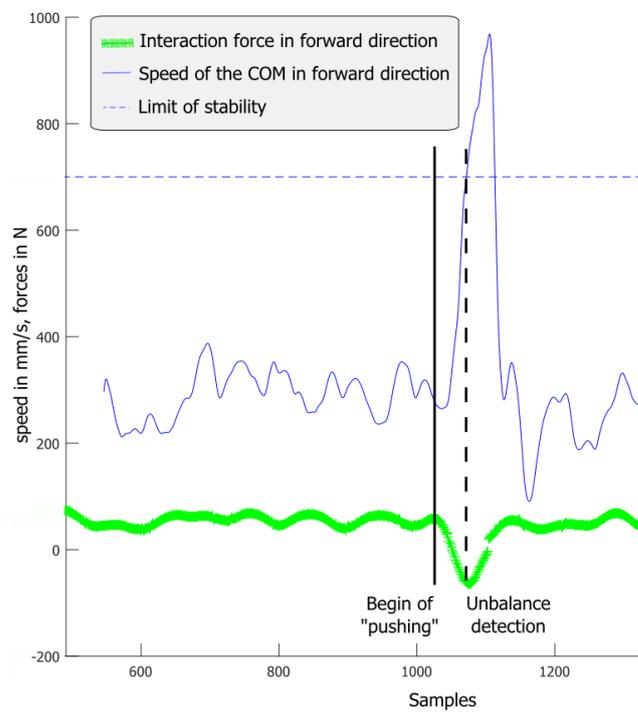


FIGURE 2.6 – Application de l’algorithme basé sur la vitesse d’avance sur le 17ème essai du 3ème sujet

caractériser la récupération après un déséquilibre. Pour les sujets âgés, cette récupération peut ne jamais avoir lieu et le robot doit réagir pour éviter la chute avant ce délai. Par conséquent, cet algorithme ne peut pas permettre de détecter le déséquilibre assez tôt pour notre application.

Cet algorithme a permis de détecter 78% des déséquilibres (sur 28 déséquilibres provoqués). Le taux de détection n'est pas constant parmi les sujets (100% pour le sujet 1, 87.5% pour les sujets 2 et 4, 67% pour le sujet 3). Aucune corrélation n'a été trouvée entre les non-détections et les instants de la marche où le déséquilibre a été provoqué. En fin d'expérience, les ressentis des sujets et des expérimentateurs ont été relevés. Qualitativement, il semble que le taux de détection de cet algorithme soit plus grand pour les personnes les moins tendues. Cela tend à suggérer que l'orientation du tronc peut être maintenue lors d'un déséquilibre en raidissant le corps. Plus d'expériences en demandant à un même sujet de se détendre ou de se raidir seraient nécessaires pour valider cette hypothèse.

Pour améliorer le taux de détection de cette méthode, on peut penser à diminuer l'amplitude de la limite de détection. Cependant, cela conduit à diminuer la spécificité (faux positifs) et contribue donc à diminuer l'acceptabilité du robot.

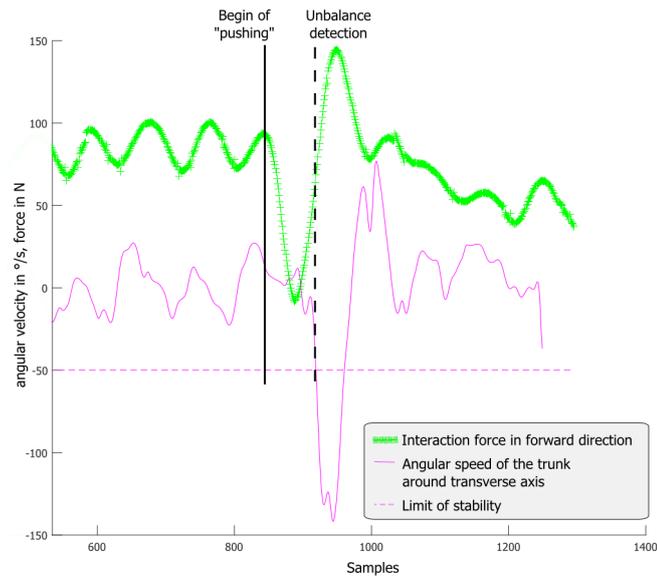


FIGURE 2.7 – Application de l'algorithme basé sur la vitesse angulaire du tronc sur le 4ème essai du 1er sujet

### 2.4.3 Algorithme basé sur le XCoM et les marges de stabilités qui lui sont associées

L'application de l'algorithme basé sur le XCoM est représentée sur la figure 2.8. La coordonnée du XCoM sur la direction d'avance est tracée en pointillés bleus. Les positions dans la direction d'avance de l'avant des pieds droit et gauche sont tracées respectivement en traits plein rouge et magenta. La limite de stabilité calculée est

tracée en noir. Le temps de détection moyen pour cet algorithme est de  $571ms$ . Cet algorithme a détecté tous les déséquilibres (sur les 28 provoqués).

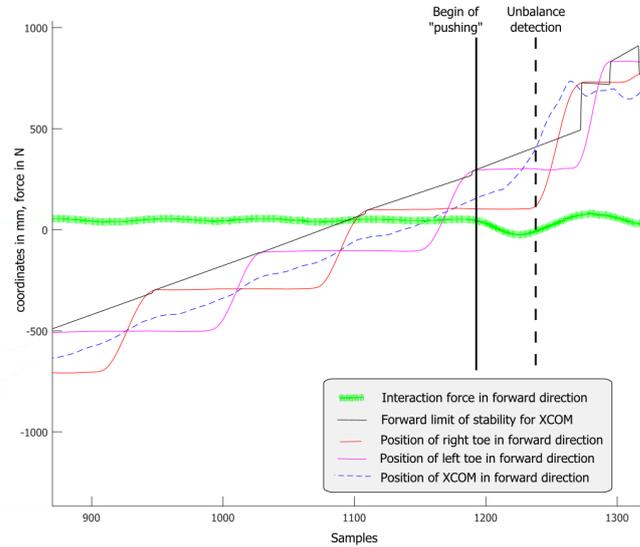


FIGURE 2.8 – Application de l’algorithme basé sur le XCoM sur le 9ème essai du 2nd sujet

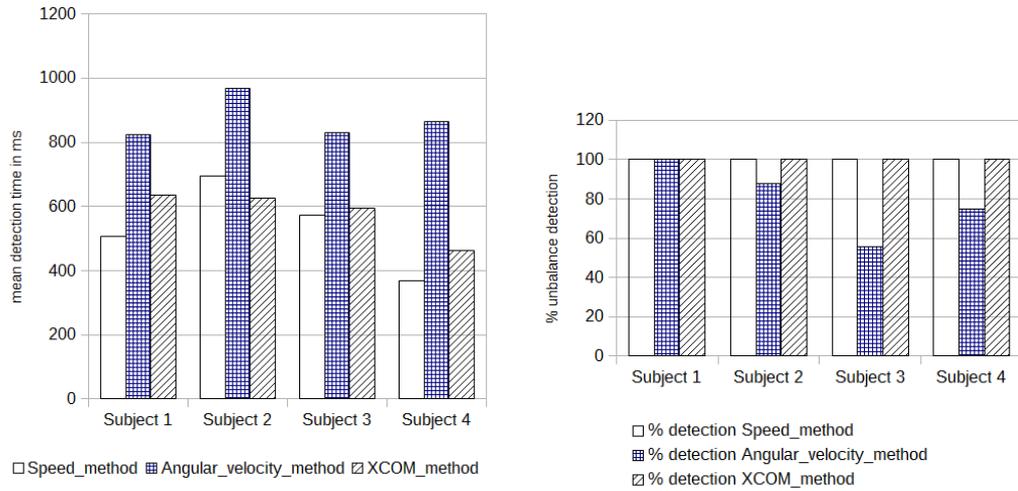
Sur certains essais, le déséquilibre provoqué n’était pas purement sur la direction d’avance. En effet, si le sujet n’est pas parfaitement aligné avec le robot lors de la poussée, le déséquilibre n’est pas purement sagittal. En appliquant l’algorithme basé sur le XCoM sur les données latérales, les déséquilibres latéraux ont aussi pu être détectés.

#### 2.4.4 Comparaison des résultats des différents algorithmes proposés

Bien que les temps de détection calculés ne soient précis qu’à  $50ms$  près, comme la référence est la même pour l’évaluation des différents algorithmes, on peut proposer une comparaison sur les temps de détection de ces algorithmes à  $10ms$  près. Le temps moyen de détection pour chaque sujet est représenté sur la figure 2.9a et les taux de détection sur la figure 2.9b.

Le deuxième algorithme a déjà été rejeté pour un temps de détection trop long. On remarque de plus que c’était celui qui avait le taux de détection le plus faible.

Les algorithmes 1 et 3 ont des performances proches. Ces deux algorithmes utilisent tous les deux la vitesse du CoM, ce qui peut expliquer cette proximité. En regardant de plus près, on voit que le premier algorithme est plus rapide pour trois des quatre sujets. Cependant, le troisième algorithme peut être généralisé très facilement dans toutes les directions de chute ce qui est moins direct pour le premier. Par conséquent, la meilleure solution semble être de fusionner ces deux algorithmes en utilisant la norme de la vitesse du CoM (pour généraliser à toutes les directions) pour la partie concernant le premier algorithme.



(a) Temps de détection moyen pour les différents algorithmes et pour les quatre sujets (b) Pourcentages de détection pour les différents algorithmes et pour les quatre sujets

## 2.5 Discussion

Dans cette partie, trois algorithmes pour détecter les déséquilibres ont été présentés, évalués et comparés. La meilleure solution pour détecter les déséquilibres semble être la fusion d'une limite en vitesse sur le CoM et d'une limite spatiale sur les positions du XCoM permettant une marche équilibrée.

Cette méthode peut facilement se généraliser dans toutes les directions de chute mais n'a pas été validée pour les chutes arrières et les chutes latérales. Il n'y a pas assez de sujets dans cette étude pour valider cette méthode pour les chutes vers l'avant. De plus, cette étude n'a été réalisée qu'avec des sujets sains. Des tests doivent être effectués sur sujets âgés (les futurs utilisateurs potentiels) afin d'évaluer si cette méthode convient à des marches de personnes âgées et à des marches pathologiques.

Une autre limite apparaît dans cette étude. Afin de créer un déséquilibre, une force de poussée a été utilisée. Or, les causes naturelles de déséquilibres (glissade, prise de pied dans un tapis, ...) sont assez éloignées d'une poussée. Par conséquent, l'algorithme doit aussi être testé avec d'autres types de perturbations pour être validé.

Le système VICON n'est pas portable et ne peut donc être envisagé comme moyen de mesure pour une utilisation quotidienne. Cependant, la position des pieds peut être estimée à partir de mesures laser des jambes [46] ou à partir du travail présenté dans le chapitre 3. Dans le cas présenté, la position du CoM peut directement être obtenue car le robot soutient l'utilisateur par un support pelvique. Pour l'implémentation sur d'autres robots, une méthode pour mesurer la position du CoM doit être développée.



## Chapitre 3

# Analyse de la marche à l'aide d'une caméra de profondeur

*Ce chapitre a fait l'objet d'une publication à ICRA [101] et d'une publication à ICORR [102].*

Comme on l'a vu dans la partie 1.4.4, l'analyse automatique et en continu de la marche permettrait au clinicien de mieux diagnostiquer et d'effectuer un meilleur suivi de ses patients, en retour d'hospitalisation particulièrement. Les freins majeurs actuels à cette analyse sont le prix des capteurs et la facilité d'utilisation. On recherche donc un capteur ou un ensemble de capteurs peu cher dont la mise en place ne nécessite que peu d'actions de la part du sujet et aucune aide extérieure. Pour assurer la facilité d'utilisation, le choix s'est porté sur un capteur embarqué sur un déambulateur (à opposer aux systèmes fixes dans l'environnement de type VICON).

La majorité des systèmes embarqués de mesure des paramètres de marche sont basés sur des accéléromètres ou des capteurs d'efforts placés dans les semelles [72]. Ces types de capteurs ne peuvent généralement pas être installés par les utilisateurs eux-mêmes et requièrent donc une tierce personne au début du suivi. Les semelles en particulier peuvent être inadaptées aux chaussures quelque fois spécifiques utilisées par les personnes âgées. Toutes ces raisons semblent pouvoir expliquer que ces systèmes ne soient pas utilisés quotidiennement.

Ainsi, les capteurs sans contact semblent plus adaptés à une utilisation quotidienne pour les personnes utilisant un déambulateur, robotisé ou non. Un capteur embarqué sans contact, voir figure 3.1, sera donc exploité comme cela a déjà été proposé dans [103, 104, 50, 9, 105, 106, 107, 108], voir partie 3.1. Pour ce type d'application, le système de capteurs doit pouvoir s'adapter aux changements dans l'environnement comme les différents vêtements que peuvent porter les utilisateurs.

Les données à extraire du capteur pour pouvoir effectuer l'analyse de la marche, c'est-à-dire calculer les paramètres spatio-temporels tels que la longueur ou la fréquence des pas, sont a minima les positions des pieds, projetées sur le sol, dans la direction de la marche. Pour savoir si une analyse classique de la marche est possible, on doit extraire l'information fournissant la trajectoire du sujet. En effet, l'analyse de la marche par des méthodes classiques utilise les données d'une marche en ligne droite. Pour accéder à cette information, on se propose d'utiliser l'orientation AA (adduction / abduction) du

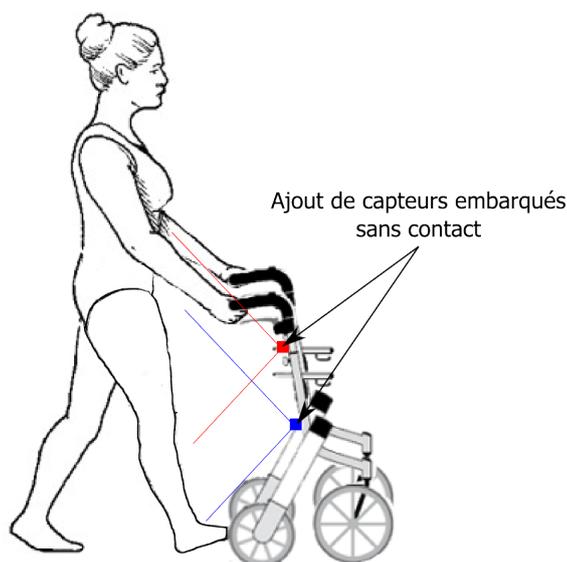


FIGURE 3.1 – Principe de l'analyse de la marche basée sur des capteurs embarqués

ped (voir figure 3.2). De plus, ces orientations peuvent être utilisées pour des analyses de la marche pour des pathologies particulières.

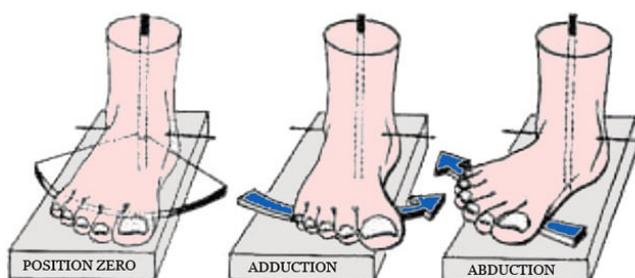


FIGURE 3.2 – Mouvement adduction/ abduction du pied, d'après le site *philippeboulier.fr*

Ce chapitre répond aux questions du choix du type de capteur utilisé puis de la conception du système de mesure. Un algorithme pour extraire les positions et l'orientation AA des pieds est présenté ainsi que son évaluation comparative face à un système de mesure Codamotion (utilisé comme vérité terrain) avec des sujets jeunes sains et âgés pathologiques. Enfin, le calcul des paramètres de marche est présenté avec des essais impliquant des sujets âgés.

Table 3.1 – Comparaison des différents capteurs utilisés dans la détection sans contact des membres inférieurs

Capteurs	Détection de la position des jambes	Détection de la position des pieds	Détection de l'orientation des pieds	Méthode sans contact
Ultrasons		[104]		
Télémètre laser	[50] [9] [105]			[50] [9] [105]
Infrarouges	[103]			[103]
Caméra de profondeur	[107] [108]	[106] [107] [108]	[106] [108]	[107] [108]

### 3.1 Mesure des paramètres de la marche via des capteurs sans contact

Dans la littérature, quatre différents types de capteurs embarqués sur déambulateur ont été utilisés pour mesurer les positions et orientations des membres inférieurs : les ultrasons, les télémètres lasers (laser range finder), les capteurs infrarouges et les caméras de profondeur. Les principales caractéristiques des méthodes associées à ces capteurs sont résumées dans le tableau 3.1. Le capteur choisi pour ces travaux de thèse servira aussi pour la commande du déambulateur et cet aspect est donc pris en compte pour le choix.

En dépit de leurs bonnes performances [104], les capteurs à ultrasons ne peuvent pas être utilisés pour un usage quotidien avec les déambulateurs robotisés. En effet, leurs bonnes performances est liée à leur utilisation couplée avec des marqueurs et on retrouve alors les mêmes difficultés que pour les capteurs avec contact. De plus, si un marqueur tombe, l'utilisateur risque de se retrouver isolé sans assistance (si la commande du déambulateur est basée sur la détection ultrason) ce qui crée un grand risque de chute.

Les infrarouges [103] et les télémètres lasers [50], [9], [105] ont permis de mettre en place des méthodes de détection de positions des jambes relativement simples et efficaces sans utiliser de marqueurs. Lee et al. [9] utilisent des télémètres lasers pour détecter la position des jambes en temps réel. Cependant, dans certains cas, les pieds sont détectés en lieu et place des jambes pendant la marche ce qui provoque des fausses détections [105]. Les fausses détections peuvent aussi être dues aux vêtements larges portés par les utilisateurs [9]. Les méthodes associées aux infrarouges et aux télémètres ne détectent que la position des jambes. Ces méthodes ne permettent donc pas de faire un suivi de l'orientation des pieds durant la marche.

L'utilisation des caméras de profondeur est encore récent. La diminution du prix de ces capteurs a permis leur utilisation pour la détection des membres inférieurs [106], [107], [108]. Paolini et al. [106] ont proposé un suivi en temps réel des positions et orientations pour un usage sur tapis de course. L'erreur en position obtenue est inférieure à 27mm (RMSD) et l'erreur en orientation (azimuth) est inférieure à 10

(%RMSD), en comparaison avec des systèmes optiques de type VICON considérés comme vérité terrain. La méthode proposée permet d'extraire l'orientation du pied dans l'espace mais l'angle AA est a priori suffisant pour le suivi de la posture et la commande d'un déambulateur. Cependant, la précision obtenue suppose l'utilisation de marqueurs placés sur les pieds et par conséquent n'est pas adaptée à des usages quotidiens autonomes.

Deux équipes ont utilisé les caméras de profondeur sans marqueur. Dans [107], un modèle paramétrique des jambes et des pieds est adapté au nuage de points obtenu par la caméra de profondeur. Seules les erreurs en position sont données (moins de  $39mm$ ). Ces erreurs sont supérieures à la méthode proposée dans [106] avec marqueurs. Dans [108], un autre modèle paramétrique est utilisé. Si le principe utilisé reste le même que dans [107], le modèle est plus simple et la correspondance entre le modèle et les données caméra est faite dans la carte de profondeur et non dans le nuage de points ce qui doit permettre à cette méthode d'être plus rapide a priori que celle décrite dans [107]. Seules les erreurs en orientation sont données (moins de  $15^\circ$ ) mais ces données ne sont pas disponibles tout le long du cycle de marche à cause de problèmes d'occlusion. Comme ces deux méthodes utilisent les jambes, elles ont besoin de deux ensembles de points séparés pour les jambes et par conséquent, le port de vêtements amples entraîne de fausses détections. De plus, comme la segmentation est complexe, le traitement des images est long, en particulier pour [106] ( $14s$  par image), et ces méthodes ne peuvent pas, sans modification, être implémentées pour du calcul en temps réel dans les conditions actuelles. Cela rend leur utilisation impossible pour l'analyse en temps réel et donc pour la commande d'un robot.

Notre objectif est donc de reprendre le principe d'utilisation d'une caméra de profondeur, en augmentant la rapidité et la robustesse du traitement.

## 3.2 Conception du système d'obtention de cartes de profondeur

On se propose de détecter des pieds dans une carte de profondeur, c'est-à-dire dans une image dont la valeur des pixels représente la distance entre le capteur et l'objet observé. On peut voir un exemple de carte de profondeur sur la figure 3.3. Les pixels noirs correspondent à une absence de donnée. Pour les autres, plus le gris est foncé et plus l'objet est proche de la caméra. Il y a plusieurs moyens d'obtenir une telle carte. On peut la reconstruire par stéréo-vision, utiliser des projections de lumière structurée ou mesurer la profondeur des différents points par temps de vol.

### 3.2.1 Choix du capteur

#### Stéréovision

Le capteur Leap Motion a été créé pour détecter des mouvements 3D d'une zone réduite du corps (les mains). Comme on cherche également à se concentrer sur une seule zone du corps (les pieds), cette solution d'acquisition a été envisagée. Le Leap Motion est constitué de trois leds infrarouges (lumière non structurée) et de deux caméras infrarouges qui captent la réflexion sur les obstacles rencontrés. La résolution spatiale



FIGURE 3.3 – Exemple de carte de profondeur : le niveau de gris de chaque pixel est une image de la profondeur

annoncée est de  $0.01mm$  et la fréquence d'acquisition de  $200Hz$  ce qui correspond à nos attentes temps réel. Cependant, la zone de détection est de l'ordre de  $25mm$  à  $600mm$ . Nombre de personnes font des enjambées plus grandes que cela ( $800mm$  pour un sujet adulte sain en moyenne). Ainsi, pour la majorité du cycle de marche, on ne verrait donc qu'un pied ce qui rend impossible l'analyse de la marche. De plus, l'image de profondeur n'est pas directement disponible. Elle doit être calculée à partir des deux images des deux caméras du Leap motion à chaque instant d'acquisition. Ce calcul est rendu difficile par la distorsion des deux images. De surcroît, conserver une grande fréquence d'acquisition dans ce cas est problématique car les traitements pour obtenir la carte de profondeur nécessitent beaucoup de temps de calcul. En effet, l'objectif des caméras est hypergone (fisheye). La résolution est faible ( $640 \times 240$ ). Lors des essais menés pour obtenir une carte de profondeur avec la fonction `stereoBM` d'OpenCV, ces caractéristiques et la difficulté pour régler manuellement les paramètres de cette fonction n'ont permis d'obtenir une image correcte que dans une zone très réduite, ce qui nous a conduit à ne pas considérer plus avant cette technologie.

### Temps de vol

Les caméras utilisant le temps de vol sont en plein développement. Les caméras DepthSense de SoftKinetic ont été envisagées mais la résolution est encore trop faible pour notre application. Il en est de même pour la caméra Camboard pico S.

### Lumière structurée

Plusieurs caméras utilisent la projection d'une lumière structurée infrarouge et l'étude de la distorsion du motif sur les objets pour établir une carte de profondeur. Les plus connues sont certainement les caméras Kinect et les caméras Asus. Nous avons fait les premiers tests sur Kinect 1, Kinect 2, Asus Xtion Pro Live et Xtion Primesense. La Kinect 1 et la Asus Xtion Pro Live ont toutes les deux une distance minimale à l'objet étudié de  $60cm$ . Dans cette zone d'utilisation, les images de profondeur obtenues par la Kinect sont plus bruitées que celles obtenues par la Xtion Pro Live (d'après notre

expérience). Afin de limiter l'encombrement du système, le zoom Nyko développé pour les Kinects a été testé sur la Kinect 1 et sur la Xtion Pro Live. Si ce zoom permet de se rapprocher jusqu'à  $20cm$  de la caméra, il crée une forte distorsion qui reste trop importante, même après correction, pour qu'on l'utilise pour la détection des pieds. La Kinect 2 donne des images moins bruitées que la Kinect 1 mais plus bruitées que la Xtion Pro Live (d'après notre expérience). Un mode permettant de mesurer des objets proches (plus proches que les  $60cm$  de la Kinect 1) est disponible mais pas avec l'environnement utilisé pour développer l'algorithme de détection à ce jour.

La caméra Xtion primesense présentant une distance minimale réduite a été comparée à Asus Xtion Pro Live. Elle permet bien de mesurer des objets plus proches et n'ajoute pas beaucoup de bruit. Cependant, cette caméra n'est plus fabriquée et baser notre développement sur un produit qui n'est plus en vente semblait trop risqué. Asus Xtion Pro Live a donc été choisie parmi les caméras disponibles pour les premiers développements. Cependant, une caméra présentant les mêmes caractéristiques mais acceptant une distance minimale plus faible serait préférable.

La caméra Intel F200 a une zone de mesure s'étendant de  $20cm$  à  $1.2m$  ce qui se rapproche de idéal pour notre application. Cependant, certaines matières sont moins bien détectées par la caméra (voir la 2ème image de la figure 3.4), sans que l'on ait pu déterminer les facteurs de matière et de couleur critiques. De plus, à haute vitesse les pieds sont fragmentés et un traitement supplémentaire est donc nécessaire.

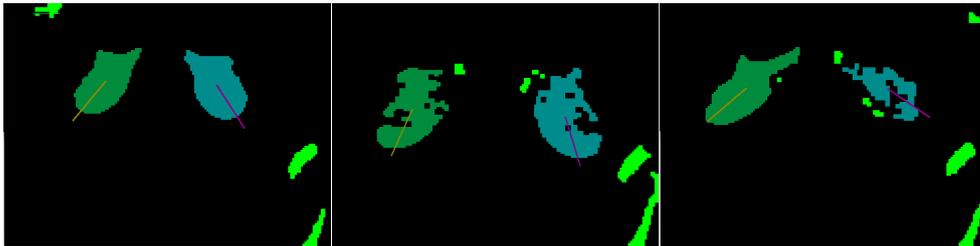


FIGURE 3.4 – Trois images obtenues avec notre algorithme en utilisant la F200 avec, de gauche à droite, une acquisition statique avec une matière compatible avec la caméra, une acquisition statique avec une matière non compatible, une acquisition avec une matière compatible et une grande vitesse sur le pied à droite

Nous présentons dans la section suivante l'algorithme que nous avons utilisé pour la détection des positions et orientations des pieds durant la marche avec déambulateur. Le développement et les tests de cette section ont été réalisés avec Asus Xtion mais la partie commande a été testée avec la Intel F200.

### 3.2.2 Positionnement de la caméra

Pour déterminer la position et l'orientation AA de chacun des pieds, la caméra est orientée vers le sol. Afin d'avoir une bonne vision du pied et pour garder une garde au sol suffisante, la caméra doit être située à au moins  $15cm$  du sol. La caméra ne doit pas être située trop haut car alors les vêtements larges peuvent occulter les pieds. La difficulté pour le positionnement est d'avoir toute l'enjambée dans la zone de visibilité

tout en conservant un bon point de vue. Pour ne pas augmenter l'encombrement du robot, avec une distance minimale de 60cm (Asus Xtion), la hauteur de la caméra a été choisie autour de 50cm alors qu'avec une distance minimale de 20cm (Intel F200), la caméra a été placée à environ 20cm du sol.

### 3.3 Algorithme pour la mesure de la position et de l'orientation de chacun des pieds

On cherche à partir de la carte de profondeur à extraire la position des pieds gauche  $(x_g, y_g, z_g)_{R_w}$  et droit  $(x_d, y_d, z_d)_{R_w}$  dans le repère déambulateur ainsi que leurs orientations  $\alpha_g$ , respectivement  $\alpha_d$ , comme défini dans la figure 3.5.

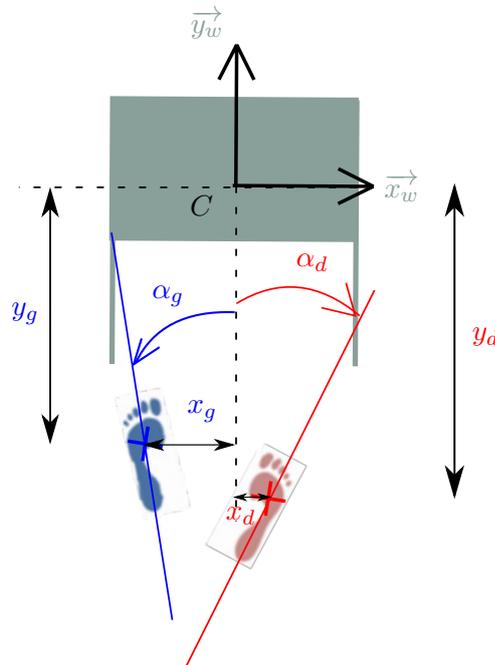


FIGURE 3.5 – Positions et orientations des pieds dans le repère déambulateur  $R_w$  avec  $C$  le point où se situe la caméra

Cet algorithme a été développé en utilisant majoritairement la librairie OpenCV [109]. Il se décompose en trois étapes : calibration, segmentation des pieds et calcul de la position et de l'orientation des pieds (voir figure 3.6).

#### 3.3.1 Calibration

La calibration comporte deux étapes destinées à obtenir les coordonnées des points acquis dans le repère du déambulateur. La première étape consiste à déterminer les paramètres intrinsèques de la caméra et n'a à être effectuée qu'une fois par caméra. La seconde étape est la segmentation du plan, à faire à chaque fois que la caméra a changé de position ou d'orientation par rapport au déambulateur.

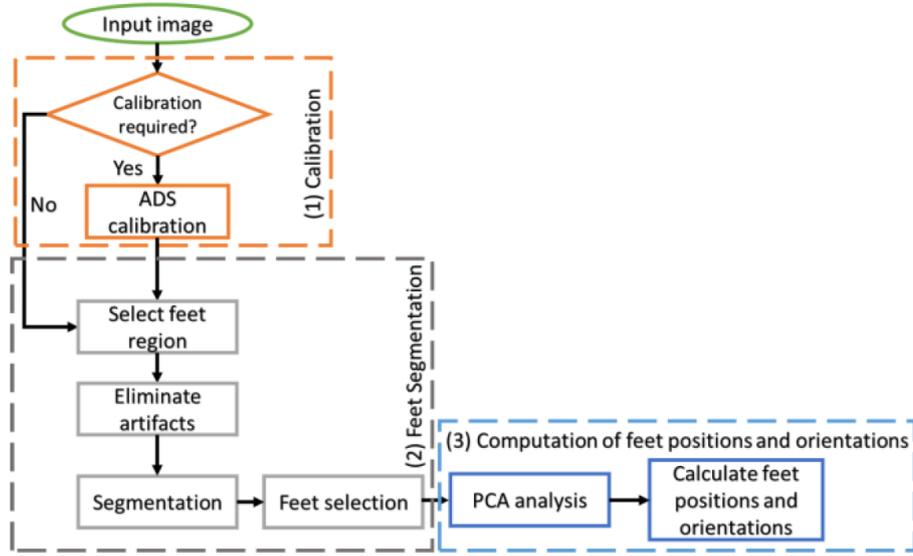


FIGURE 3.6 – Schéma de principe de l’algorithme de détection des pieds

### Détermination des paramètres intrinsèques de la caméra

La détermination des paramètres intrinsèques de la caméra permet d’obtenir, à partir de la carte de profondeur, les coordonnées en mètres en chaque point acquis par la caméra dans son propre repère (repère  $Rc$ ). Ces paramètres intrinsèques sont les distances focales  $f_x$  et  $f_y$  et les coordonnées du centre de l’image  $c_x$  et  $c_y$ . La matrice des paramètres intrinsèques  $\mathbf{F}$  est obtenue en utilisant la méthode de calibration d’OpenCV sur la caméra infrarouge :

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Les coordonnées  $(x, y, z)_{Rc}$  dans le repère caméra  $Rc$  des points acquis sont obtenues en multipliant le vecteur  $(u, v, 1)$  (avec  $u$  et  $v$  les coordonnées du point dans l’image) par la profondeur mesurée  $s$  à ce point et par l’inverse de  $\mathbf{F}$  :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}_{Rc} = \mathbf{F}^{-1} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \cdot s(u, v) \quad (3.2)$$

### Segmentation du sol

Le but de cette étape est de trouver la matrice de rotation permettant de passer du repère caméra  $Rc$  au repère déambulateur  $Rw$ . Pour cela, on segmente le sol en le supposant plan avec la Point Cloud Library (PCL) et la méthode RANSAC (permettant de prendre en compte les inliers et les outliers). La détermination de l’équation du plan correspondant le mieux au sol dans le repère caméra, et plus particulièrement du

vecteur normal au plan ( $\vec{n}$  dans la figure 3.7), permet d'obtenir la matrice de rotation  $\mathbf{R}_{c \rightarrow w}$  pour passer du repère caméra  $R_c$  au repère déambulateur  $R_w$ .

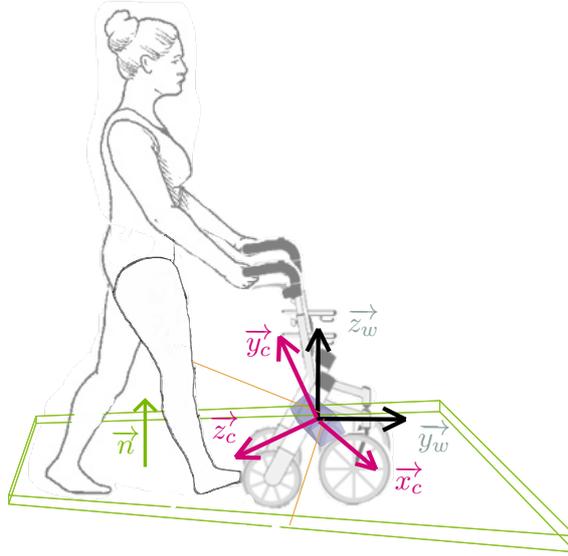


FIGURE 3.7 – Repère caméra  $R_c$  et repère déambulateur  $R_w$

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_{R_w} = \mathbf{R}_{c \rightarrow w}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_{R_c} \quad (3.3)$$

### 3.3.2 Segmentation des pieds

La première étape consiste à trouver les pieds dans l'image.

#### Sélection la zone où les pieds se trouvent probablement

Dans les marches physiologiques et pathologiques que l'on a pu observer, les pieds ne s'éloignent que peu du sol. On sélectionne donc une zone entre quelques millimètres et quelques centimètres du sol (les limites, obtenues expérimentalement, sont  $2mm$  et  $12mm$ ). Les points se trouvant dans cette zone sont représentés par une couleur blanche à leurs coordonnées dans l'image et le reste de l'image est noir (voir images du milieu dans la figure 3.8).

#### Sélectionner les blobs susceptibles d'être des pieds

On étudie l'image binaire 2D obtenue. L'idée est de réduire les calculs 3D au minimum pour gagner en temps de calcul. Un traitement d'ouverture/fermeture est appliqué pour éliminer les petits artefacts. On applique ensuite la méthode des blobs [109] pour trouver tous les candidats pour les pieds.

### Sélectionner le pied droit et le pied gauche

Les centres des blobs candidats sont calculés et les pieds gauches et droits sont sélectionnés en fonction de leur proximité avec les centres des pieds gauche et droit de l'image précédente. Si cette dernière information n'est pas disponible (initialisation, changement d'utilisateur,...), les deux blobs les plus proches du centre sont sélectionnés et labellisés gauche/droite en fonction de leur position relative dans l'image.

Les artefacts apparaissent plutôt en fond d'image, en particulier à cause des problèmes d'estimation du plan du sol à la calibration. Si des blobs « parasites » sont présents sur toutes les images (comme les roues de certains déambulateurs), leurs positions est enregistrée à la calibration et les blobs les plus proches à chaque image ne sont pas considérés comme des bons candidats pour les pieds.

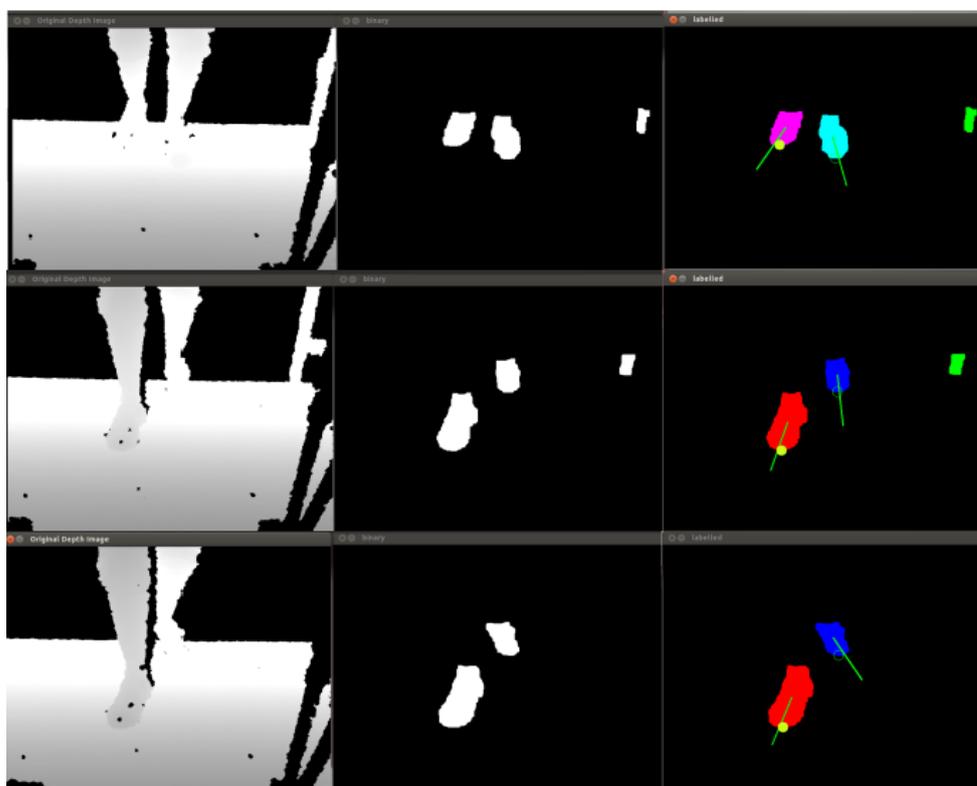


FIGURE 3.8 – Traitement d'images à différents instants de la marche. A gauche, l'image de profondeur originale ; au milieu, l'image 2D obtenue de la sélection de la zone où les pieds doivent se trouver ; à droite, image obtenue après la sélection des pieds gauches et droits et après le calcul des positions et orientations.

#### 3.3.3 Calcul de la position et de l'orientation des pieds

Pour caractériser la position des pieds, deux points d'intérêt ont été envisagés : le centre du blob et la pointe du pied. Ces deux points sont visibles sur la figure 3.8. Pour le bout du pied, on ne peut pas affirmer que c'est le point du pied le plus proche de la caméra car ce n'est plus vrai quand le pied tourne. Aucune méthode d'estimation

n'a permis d'avoir une position précise du bout du pied donnant des trajectoires sans à-coups et ce point d'intérêt a été abandonné. Le centre du blob ne représente pas un point particulier du pied et n'est pas toujours exactement le même point du pied. Cependant, son étude donne des trajectoires sans à-coup et la zone correspondant à ce point sur le pied est assez réduite pour assurer une précision suffisante comme on le verra dans l'évaluation de cette méthode. Les centres des pieds sont calculés en prenant le barycentre en 3D de tous les points du blob pied correspondant.

L'orientation des pieds est calculée en appliquant une analyse en composantes principales sur le blob 3D. Le vecteur principal de la matrice de covariance correspondant à la valeur principale la plus grande donne l'axe principal d'inertie du blob qui est assimilé à l'axe du pied. En ne considérant que la rotation du pied autour de l'axe  $\vec{z}_w$ , la matrice de covariance peut être réduite à 2x2. La matrice de covariance est alors définie par :

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 & \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) & \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \end{bmatrix}$$

avec  $x$  et  $y$  les coordonnées des points du pied et  $\bar{x}$  et  $\bar{y}$  les moyennes de ces coordonnées.

## 3.4 Validation de la méthode

La mise en œuvre de l'algorithme pour la mesure de la position et de l'orientation des pieds a été validée expérimentalement par la comparaison avec des mesures obtenues par un système de capture de mouvement externe, comme les références de la littérature le préconisent.

### 3.4.1 Matériel et méthode

Trois sujets volontaires féminins, d'âge moyen 25 ans, ne présentant aucun historique de problème au niveau des membres inférieurs, ont participé à cette étude. Tous les sujets ont, au préalable, été informés du déroulement du protocole expérimental et ont donné leur consentement. Il leur a été demandé de marcher, à leur vitesse de confort, en poussant un déambulateur conventionnel omnidirectionnel (ayant quatre roues folles). Les trois sujets ont effectué deux trajectoires : marcher tout droit puis tourner à gauche et marcher tout droit puis tourner à droite (voir figure 3.9). Le déambulateur était équipé d'une caméra de profondeur (Asus Xtion ProLive) pour l'acquisition des images des pieds à une fréquence de 30Hz. Le système de capture de mouvement Codamotion [110] a permis d'obtenir des mesures de référence afin de calculer les erreurs obtenues en utilisant une caméra de profondeur et l'algorithme proposé. Codamotion est un « gold standard » de la capture de mouvement et est souvent utilisé comme vérité terrain car la précision de position d'un marqueur est inférieure à  $0,33mm$ . Pour obtenir des mesures de référence, des marqueurs ont été placés sur les pieds des sujets (voir figure 3.9) et sur le déambulateur. La fréquence d'acquisition du Codamotion a été fixée à 100Hz. La comparaison entre les données Codamotion et les données de l'algorithme proposé a été faite avec Matlab. Les données Codamotion

et les données caméra ont été mises dans le même repère (le repère du déambulateur) pour pouvoir être comparées.

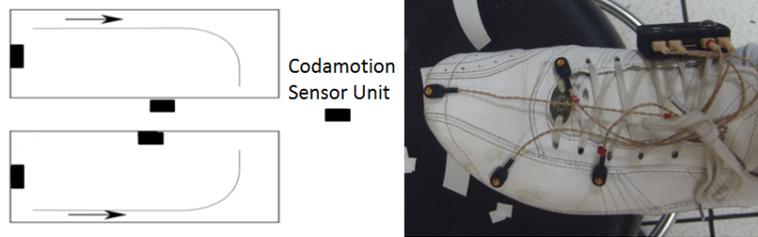


FIGURE 3.9 – Trajectoires utilisées pour l'évaluation de l'algorithme et marqueurs Codamotion sur le pied gauche d'un sujet

### 3.4.2 Résultats

#### Erreurs en position

La figure 3.10 présente les résultats obtenus pour la position des deux pieds dans le repère déambulateur  $Rw$  avec l'algorithme proposé (référéncé caméra de profondeur) et avec le système Codamotion (référéncé CODA). Pour quantifier l'erreur de position faite par notre système de mesure par rapport à la référence, on utilise, tout d'abord, le RMSD (Root Mean Square Deviation) et le %RMSD :

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum(v_{th} - v_m)^2}{n}} \text{ et } \%RMSD = \frac{RMSD}{RoM} \quad (3.4)$$

avec  $v_{th}$  la valeur obtenue avec le système de mesure de référence,  $v_m$  la valeur obtenue avec notre système,  $n$  le nombre d'échantillons pour un cycle de marche et  $RoM$  la variation maximale de la variable étudiée obtenue avec le système de référence. Cet outil a été choisi car il est utilisé dans [106] et facilite donc la comparaison de nos résultats avec ceux de la littérature.

Le tableau 3.2 met en avant que la précision de la méthode proposée est meilleure sur la direction verticale que sur les autres directions et du même ordre pour les directions appartenant au plan horizontal. Sur la figure 3.10c, on peut observer que les erreurs de position les plus grandes correspondent aux instants où le pied est le plus éloigné du sol. Dans ces moments là, le pied n'est plus entièrement vu par la caméra ce qui explique une moins bonne estimation de la position du pied.

Le signal le plus utilisé pour analyser la marche est la coordonnée dans la direction de marche de la position des pieds (ici  $y$ ). On peut voir sur la figure 3.10b que le motif caractéristique de la marche en ligne droite est aussi bien extrait par notre méthode que par l'acquisition Codamotion.

Dans le tableau 3.2, nos résultats sont comparés à ceux obtenus avec une caméra de profondeur et des marqueurs [106]. Notre méthode reste moins précise qu'une méthode avec marqueurs. Dans le tableau 3.3, on compare nos erreurs de position avec celles obtenues dans [107] avec une méthode sans marqueurs. Les erreurs sont exprimées sur

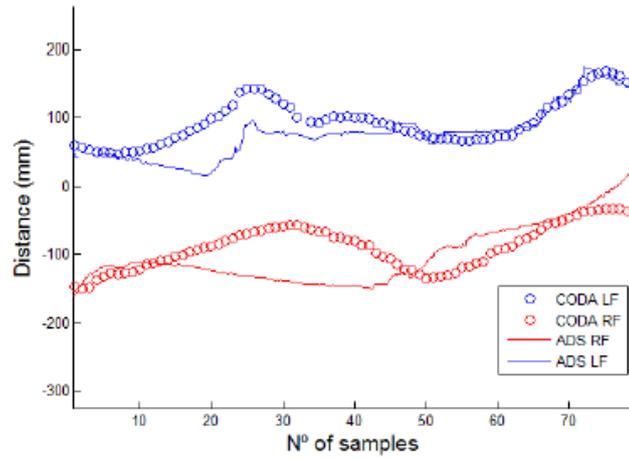
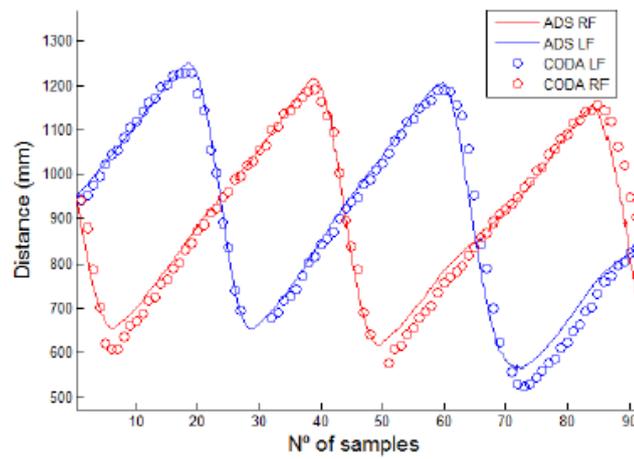
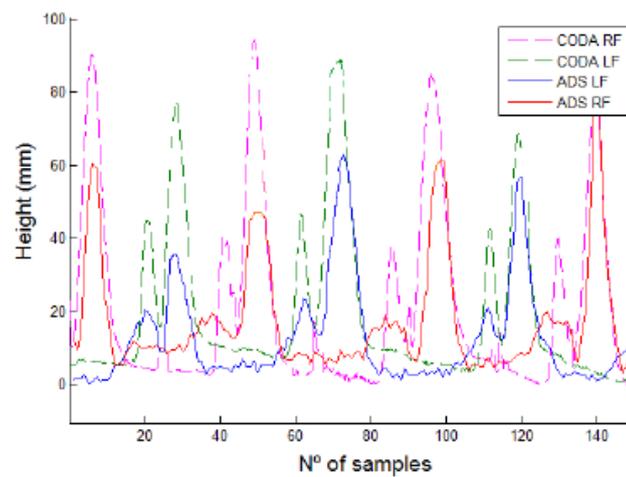
(a) Coordonnée  $x$  dans  $R_w$ (b) Coordonnée  $y$  dans  $R_w$ (c) Coordonnée  $z$  dans  $R_w$ 

FIGURE 3.10 – Exemple de positions 3D des pieds (LF pour pied gauche et RF pour pied droit) obtenues dans notre expérience par le système Codamotion (labellisé CODA dans la légende) et par la caméra de profondeur (labellisée ADS dans la légende)

Table 3.2 – Comparaison entre le travail de Paolini et al. [106] (avec marqueurs) et notre travail sans marqueur sur les erreurs en position et en orientation

	RMSD (mm)			%RMSD (%)
	$X_w$	$Y_w$	$Z_w$	around $Z_w$
Méthode proposée	28.9 $\pm 2.03$	30.8 $\pm 2.82$	13.4 $\pm 3.37$	21.1 $\pm 4.33$
Paolini et al. [106]	4.9 $\pm 1.4$	19.4 $\pm 6.1$	8.4 $\pm 1.7$	7.9 $\pm 2.6$

Table 3.3 – Comparaison entre le travail de Hu et al. [107] et notre travail sur les longueurs et largeurs de pas, en *mm*

	Longueur de pas		Largeur de pas	
	erreur moyenne	écart type	erreur moyenne	écart type
Méthode proposée	28.5	16.7	17.6	8.25
Hu et al. [107]	33.6	22.0	25.5	20.6

la longueur et la largeur de pas car les erreurs en RMSD n'étaient pas disponibles dans [107]. On peut voir que nos erreurs sont plus faibles, d'environ 25%. Comparée à la méthode exposée dans [107], notre méthode est plus rapide (environ 14 secondes par image contre une trentaine de millisecondes pour notre algorithme) car nous n'utilisons pas de modèle 3D. Les erreurs en orientation ne sont pas comparées pour [107] car ce paramètre n'a pas été évalué dans l'étude.

### Erreurs en orientation

Les figures 3.11 et 3.12 présentent les résultats obtenus pour l'orientation des deux pieds dans le repère déambulateur  $Rw$  avec l'algorithme proposé (référéncé caméra de profondeur) et avec le système Codamotion (référéncé CODA) pour un virage à gauche et à droite respectivement. Les phases de ligne droite et de virages sont représentées. La mesure de l'angle de rotation du pied autour de l'axe vertical est continue, contrairement aux résultats de Joly et al. [108]. Cependant, on peut voir qu'elle manque de fiabilité à certains instants. L'information sur l'orientation des pieds n'est, dans les utilisations envisagées, importante que lorsque les pieds sont à terre. Ces instants sont représentés par le signal DSI sur les figures 3.11 et 3.12. On peut voir qu'à ces instants les erreurs sont assez faibles (inférieures à  $10^\circ$ ). Les signaux d'orientation pour un virage à gauche et à droite ont des motifs en opposition ce qui permet d'identifier dans quelle direction le sujet tourne.

Les résultats obtenus par la méthode proposée pour obtenir la position et l'orientation des pieds sont les plus précis, à notre connaissance, des résultats obtenus à l'aide de caméra de profondeur sans marqueurs. La précision de position et d'orientation s'avère suffisante pour procéder à une analyse de la marche sur les sujets sains. Ce-

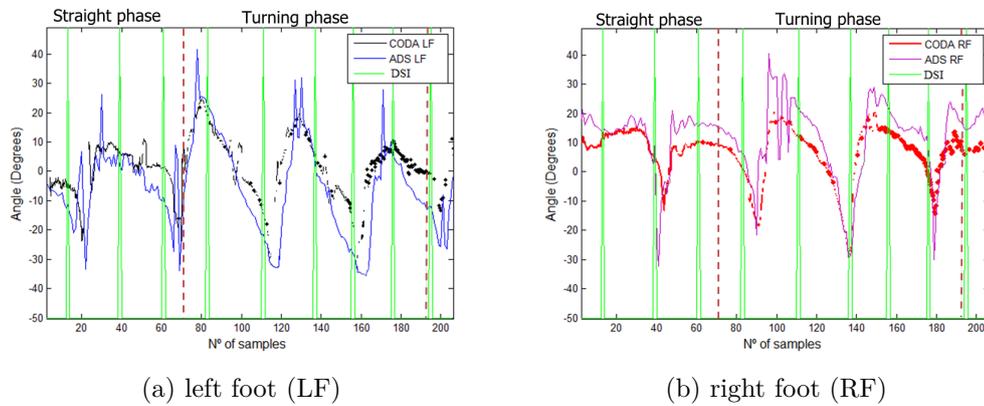


FIGURE 3.11 – Signaux obtenus avec la caméra de profondeur (ADS) et le Codamotion (CODA) pour un virage à gauche avec DSI signal positif quand les deux pieds sont à terre

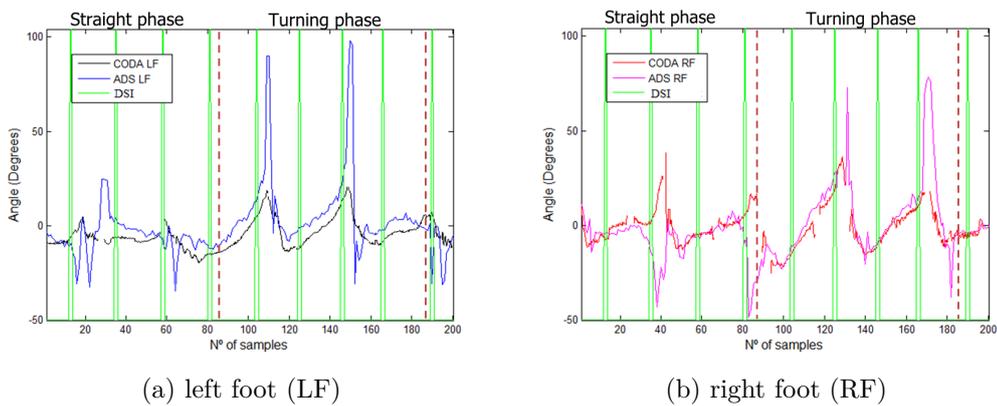


FIGURE 3.12 – Signaux obtenus avec la caméra de profondeur (ADS) et le Codamotion (CODA) pour un virage à droite avec DSI signal positif quand les deux pieds sont à terre

pendant, pour des marches pathologiques, le risque est grand de ne pas obtenir les mêmes résultats car les images à traiter peuvent être très différentes de part la forme des pieds, leur position relative, etc. La section suivante présente les mesures prises avec des sujets âgés.

### 3.5 Validation de la robustesse de la méthode

Les résultats présentés dans cette section correspondent à deux phases de notre travail. Dans un premier temps, les anomalies de la marche ayant mis en évidence des lacunes dans notre algorithme (comme la non-gestion des pieds collés), nous proposons des correctifs. Dans un second temps, nous présentons le calcul des erreurs avec des marches pathologiques afin de valider la robustesse de l'algorithme pour les différents types de marche que nous avons pu observer.

#### 3.5.1 Matériel et méthode

Les expériences ont été menées avec la participation de sujets âgés à l'hôpital Charles Foix sous la direction du Docteur Anthony Mézière et approuvées par le comité de protection des personnes d'Île de France V. Tous les participants ont signé un consentement éclairé. Les 11 participants ayant pu réaliser l'expérience présentaient des diagnostics variés ce qui nous a permis de tester la robustesse de l'algorithme.

Le parcours des sujets sains ne pouvant pas être reproduit à l'hôpital de part les dimensions de la salle, un parcours de type Timed Up and Go a été choisi. La longueur du parcours est supérieure à celle d'un Timed Up and Go classique pour nous permettre d'avoir plus de pas par expérience et donc plus de données. La séquence réalisée au moins 4 fois par chaque sujet correspond donc à un lever, une marche tout droit sur 6m, un demi-tour et un retour en ligne droite à la chaise. Comme dans l'expérience avec les sujets sains, l'acquisition est faite avec la caméra de profondeur (voir figure 3.13) et avec le Codamotion comme mesure de référence. La méthode pour traiter les données reste la même.

#### 3.5.2 Résultats

##### Pour l'extraction des pieds

Les sujets n'avaient pas reçu de consigne particulière au niveau des vêtements. Les pantalons larges et les jupes n'ont pas posé de problème au niveau de la détection des pieds, exception faite d'une jupe très longue qui ne laissait voir une partie des chaussons que lors de l'attaque du talon (et rien le reste du temps). Les formes de chaussons et la présence de bandages n'ont pas empêché la détection (voir figure 3.14) même si les bornes définissant la zone depuis le sol où les pieds peuvent se trouver ont été ajustées.

Certains sujets testés présentaient une aimantation à la marche : le sujet avance en faisant glisser ses pieds qui restent collés au sol comme s'il patinait. Le fait que l'utilisateur ne soulève pas ses pieds n'empêche pas les détections des attaques de talon et des décollements d'orteils puisque celles-ci se basent sur la distance entre les pieds et le déambulateur et n'utilisent pas l'altitude des pieds. Cependant, sur presque tout le



FIGURE 3.13 – Deux sujets âgés utilisant un déambulateur omnidirectionnel passif avec la caméra de profondeur embarquée

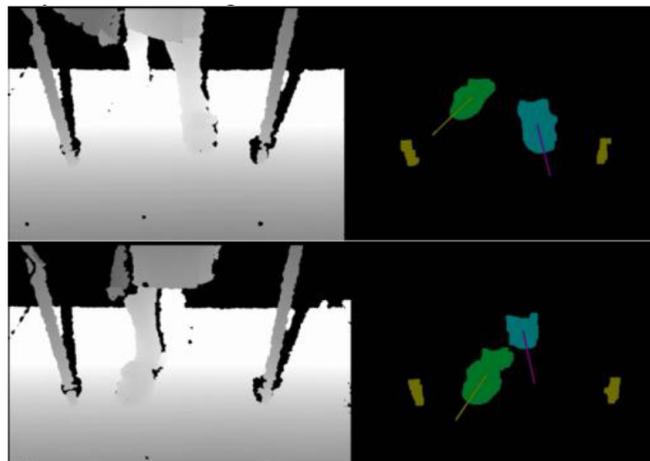


FIGURE 3.14 – Images de la caméra de profondeur à gauche et traitement permettant le calcul de la position et de l'orientation à droite pour deux sujets différents (dont un avec des bandages aux pieds)

cycle de la marche, les pieds sont collés et donc, dans l'image, un seul blob est détecté. L'algorithme original développé sur sujet sain ne convient donc plus. L'initialisation a été conservée car les pieds sont séparés à l'arrêt. Une détection de pieds collés a été ajoutée et dans ce cas, une érosion sur le blob est effectuée afin de séparer les deux pieds. Le traitement est ensuite le même.

Un autre événement n'apparaissant pas avec les sujets sains jeunes s'est produit avec les sujets âgés : les contacts entre un pied et une roue du déambulateur. Le blob correspondant à la roue de l'image avant le contact est alors soustrait au blob comprenant le pied et la roue sur l'image courante pour ne récupérer que le pied. La suite du traitement reste semblable.

### Erreurs en position

Les erreurs en position sont comparées à celles obtenues par la même méthode appliquée aux sujets jeunes (voir tableau 3.4). L'erreur moyenne a augmenté de  $1mm$  et l'erreur RMSD de  $10mm$ . Cette différence peut être due aux images où la position des pieds est obtenue avec un traitement supplémentaire comme on a pu le voir dans la partie précédente (séparation des pieds collés,...).

Table 3.4 – Comparaison des erreurs en positions obtenues avec la méthode proposée avec des sujets jeunes et des sujets âgés

	RMSD (mm)	
	$X_w$	$Y_w$
Avec sujets jeunes	$28.9 \pm 2.03$	$30.8 \pm 2.82$
Avec sujets âgés	$35.2 \pm 2.87$	$40.1 \pm 7.03$

## 3.6 Mesure des paramètres spatio-temporels de la marche chez le sujet âgé

### 3.6.1 Matériel et méthode

Les expériences ont été menées sur sujets âgés à l'hôpital Charles Foix sous la direction du Docteur Anthony Mézière et approuvées par le comité de protection des personnes d'Île de France V. Tous les participants ont signé un consentement éclairé. Les 9 participants ayant pu réaliser l'expérience présentaient des diagnostics variés ce qui nous a permis de tester différents dysfonctionnements de la marche (voir tableau 3.5). Le parcours et le nombre de réalisations est le même que pour la partie 3.5. L'enregistrement a été réalisé uniquement par la caméra de profondeur.

Table 3.5 – Caractéristiques des 9 sujets âgés ayant pris part aux tests

	Age	Poids (kg)	Diagnostic
1	95	56	fractures vertébrales dorsales récentes - cyphose - prothèse hanche droite
2	88	59	fracture col G opérée récemment - troubles cognitifs
3	77	60	fracture col G opérée récemment - troubles visuels
4	87	61	fracture bassin
5	89	61	fracture radius G - épilepsie
6	97	36	fracture bassin - fracture coude D
7	85	64	prothèse hanche G récente sur arthrose
8	88	60	fracture humérus D récente
9	95	46	fracture col G opérée récemment - énucléation oeil D

### 3.6.2 Paramètres de la marche

Les mesures prises pour la commande du déambulateur permettent aussi de calculer les paramètres spatio-temporels de la marche. Le vieillissement physiologique influe sur les paramètres de la marche. La vitesse de marche, dite de confort, diminue de 0,2% par an jusqu'à 63 ans puis de 1,6% par an [111]. Mais tous les paramètres sont affectés par le vieillissement : la longueur des pas diminue ; la largeur des pas augmente afin d'augmenter la surface du polygone de sustentation ; les durées d'appui augmentent. A ce processus normal de vieillissement viennent s'ajouter les pathologies. Les troubles de la marche et de l'équilibre sont fréquents chez les personnes âgées. Dans ce contexte, notamment lorsque la personne utilise un déambulateur, comparer les paramètres spatio-temporels aux normes pour évaluer la qualité de la marche est insuffisant. En effet, la marche est différente de part la présence de l'aide technique. La comparaison s'effectue donc entre les données à l'instant courant et les données du même patient à un instant de référence. Cette évaluation est intrinsèque et permet un suivi de l'évolution de la qualité de la marche, notamment dans un contexte de rééducation.

Pour déterminer ces paramètres, il faut détecter deux événements sur chaque pied : l'attaque du talon (*heel strike*) et le décollage des orteils (*toe off*). Ces événements correspondent respectivement au maximum et au minimum de la distance entre le déambulateur et l'utilisateur dans la direction d'avance (voir figure 3.15) soit à la coordonnée  $y$  des pieds dans le repère  $Rw$ . On rappelle ici les définitions des paramètres de la marche d'après [112] qui sont définis graphiquement dans la figure 3.15.

#### *Paramètres temporels*

- Durée du cycle de marche ou durée de l'enjambée : temps entre deux attaques du talon du même pied.
- Durée du pas gauche (respectivement droit) : temps entre l'attaque du talon du pied droit (respectivement gauche) et l'attaque suivante du talon du pied gauche (respectivement droit).
- Durée de la phase d'appui d'un pied : temps entre l'attaque du talon d'un pied et le décollement des orteils du même pied.
- Durée de la phase oscillante d'un pied : temps entre le décollement des orteils d'un pied et la prochaine attaque du talon du même pied.
- Durée de double support : temps entre l'attaque du talon d'un pied et le décollement des orteils de l'autre pied.

#### *Paramètres spatiaux*

- Longueur du pas gauche (respectivement droit) : distance séparant les deux talons à l'instant de l'attaque du talon du pied gauche (respectivement droit) dans la direction d'avance.
- Longueur d'enjambée : somme des longueurs de deux pas successifs.
- Largeur d'enjambée : distance séparant les deux talons à l'instant de l'attaque d'un talon sur la direction perpendiculaire à la direction d'avance.

#### *Autres paramètres*

- Cadence : Nombre de pas par minute.
- Vitesse de marche : Longueur d'enjambée divisée par la durée du cycle.

### 3.6. MESURE DES PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS DE LA MARCHÉ CHEZ LE SUJET ÂGÉ67

Comme on a défini les événements d'attaque de talon et de décollage des orteils à partir de la courbe des coordonnées  $y$  des pieds dans le repère  $R_w$  en fonction du temps, on peut directement calculer tous les paramètres temporels. Comme le déambulateur avance durant la marche, même pendant la durée du double support, on ne peut mesurer des distances entre les pieds qu'à un instant donné. C'est bien le cas pour la mesure des longueurs de pas (instants des attaques de talon) et la largeur d'enjambée. La longueur d'enjambée est calculée comme la somme de deux longueurs de pas. On peut donc calculer tous les paramètres spatiaux de la marche même si le repère d'acquisition est mobile.

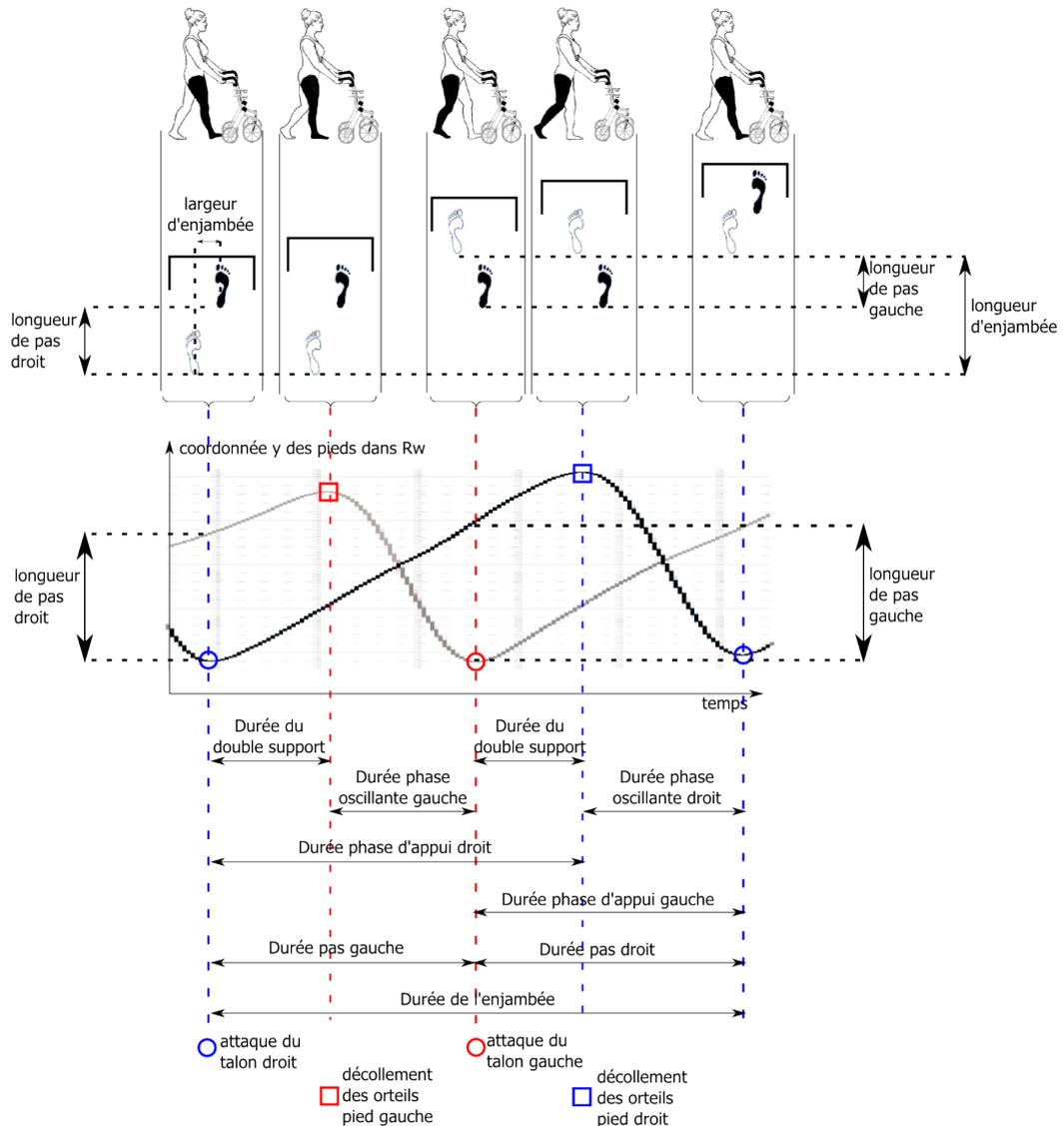


FIGURE 3.15 – Description des paramètres de la marche sur les courbes de distance pieds-déambulateur

### 3.6.3 Résultats

Les paramètres de la marche des sujets sont regroupés dans le tableau 3.6. On peut d'abord remarquer que toutes les vitesses de marche sont inférieures à la vitesse modérée d'une personne saine ( $1m/s$ ). Pour la majorité, la marche est lente (de l'ordre de  $0,4m/s$  voire  $0,2m/s$ ). Tous les sujets, excepté le sujet 6, sont donc considérés comme fragiles d'après les critères cliniques de Fried [111]. Pour tous les sujets, la phase d'appui représente plus de 65% du temps de cycle, jusqu'à 74% pour le sujet 3. Cette réduction de la phase de balancement au profit du temps de double support est une des caractéristiques de la marche des aînés [111]. La largeur d'enjambée, contrairement à ce que l'on pourrait attendre, n'est pas plus grande que celle des sujets sains (de l'ordre de  $12 - 20cm$ ). Avec une marche sans déambulateur, on observe un élargissement du polygone de sustentation dans la marche des aînés [111]. Cependant, lors de l'utilisation d'un déambulateur, la largeur du pas se réduit [111]. Nos résultats restent donc cohérents.

Si l'on s'intéresse à la symétrie des paramètres de marche, en particulier du temps de double support droit ou gauche et les longueurs de pas droit ou gauche, on peut observer des différences significatives entre les sujets correspondant à leurs pathologies. Pour évaluer la symétrie, les différences entre les temps de double support gauche et droit divisés par le temps total de double support et les différences de longueur de pas sur l'enjambée ont été calculées. Le pourcentage de différence en longueur n'est supérieur à 10% que pour les patients 2, 3 et 7. Le pourcentage de différence en temps de support n'est supérieur à 10% que pour les patients 1, 2 et 7. Les patients 4, 5, 6 et 8 ont des pathologies liées au bassin et aux membres supérieurs et ne doivent donc pas présenter d'asymétrie particulière, ce qui est confirmé par les données. Les patients 2 (fracture col gauche) et 7 (prothèse hanche récente côté gauche) présentent tous les deux des asymétries particulières avec une longueur de pas gauche plus courte et un temps de double support gauche plus long. Ils projettent donc moins leur membre atteint vers l'avant et mettent plus longtemps à initier la phase d'appui unipodal sur leur membre atteint. Ces observations sont donc cohérentes avec leurs pathologies. Les patients 1 et 3 ne présentent qu'une seule des deux asymétries et le patient 9 aucune. Ces résultats surprenants peuvent être expliqués par différents facteurs. Un des facteurs peut être la durée entre leurs opérations et le jour de l'expérience. Ainsi, elle est de 69 jours pour le sujet 9, 32 jours pour le sujet 3 et 21 jours pour le sujet 2. On retrouve donc des asymétries moins présentes lorsque l'opération est plus ancienne.

## 3.7 Conclusion

Nous avons montré dans cette partie que la précision de l'algorithme de mesure de la position et de l'orientation des pieds d'une personne marchant avec déambulateur était supérieure à celle de la littérature dans les mêmes conditions (sans marqueur). Cette précision est suffisante pour envisager la commande du déambulateur robotisée à partir de ces mesures. Par ailleurs, des expérimentations sur sujets âgés avec une marche détériorée a permis de robustifier l'algorithme. Enfin, la mesure de la position et de l'orientation des pieds durant la marche avec déambulateur a été utilisée pour calculer les paramètres spatio-temporels. Cette mesure permet une évaluation de la

qualité de la marche pendant un processus de rééducation ou au quotidien, permettant au thérapeute d'avoir une tendance de l'état du patient.

Cet algorithme n'a été testé qu'avec un petit échantillon des divers types de marche que peuvent présenter les utilisateurs potentiels finaux. Il faut donc réaliser des expériences avec plus de personnes âgées pour valider plus avant la robustesse de cet algorithme.

Table 3.6 – Moyennes sur le total de leurs essais des paramètres de la marche des 9 sujets âgés ayant pris part aux tests

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Sujet 8	Sujet 9	
Paramètres Temporels	Durée cycle (s)	1.55	1.79	2.04	1.86	1.54	0.952	1.85	1.34	1.59
	Durée pas G (s)	0.741	0.836	1.03	0.941	0.807	0.488	0.760	0.675	0.822
	Durée pas D (s)	0.796	0.952	1.01	0.925	0.734	0.463	1.09	0.664	0.768
	Durée appui G (s)	1.12	1.26	1.49	1.30	1.13	0.600	1.37	0.923	1.11
	Durée appui D (s)	1.12	1.32	1.53	1.39	1.13	0.633	1.31	0.920	1.17
	Durée oscillation G (s)	0.423	0.541	0.547	0.529	0.413	0.350	0.487	0.421	0.483
	Durée oscillation D (s)	0.412	0.461	0.508	0.463	0.410	0.322	0.540	0.410	0.424
	Durée double support G (s)	0.297	0.499	0.509	0.408	0.310	0.140	0.571	0.266	0.309
	Durée double support D (s)	0.436	0.299	0.468	0.470	0.370	0.157	0.308	0.256	0.377
Paramètres Spatiaux	Longueur enjambée (m)	0.629	0.687	0.414	0.762	0.702	0.822	0.628	0.600	0.670
	Longueur pas G (m)	0.300	0.305	0.186	0.358	0.341	0.393	0.244	0.329	0.319
	Longueur pas D (m)	0.330	0.382	0.229	0.404	0.360	0.430	0.384	0.271	0.351
Autres Paramètres	Largeur d'enjambée (m)	0.177	0.212	0.153	0.148	0.181	0.155	0.120	0.148	0.182
	Cadence (pas/min)	76.9	66.9	58.7	64.1	79.4	125	65.1	89.7	75.8
	Vitesse (m/s)	0.398	0.380	0.202	0.424	0.477	0.855	0.343	0.440	0.429

## Chapitre 4

# Commande basée caméra de profondeur pour déambulateur intelligent

Le chapitre précédent a montré comment récupérer la position et l'orientation des pieds des utilisateurs et comment utiliser ces données pour l'analyse de la marche, que les utilisateurs soient jeunes ou âgés, avec des marches physiologiques ou pathologiques. Dans ce chapitre, nous montrons comment utiliser ces données pour commander le RoAM.

L'état de l'art suggère généralement qu'une commande de déambulation doit :

- sécuriser l'utilisateur [113];
- permettre à l'utilisateur de se déplacer librement [114];
- donner à l'utilisateur des sentiments de sécurité et de contrôle [115];
- être utilisable par une grande variété d'utilisateurs (les pathologies associées au vieillissement étant nombreuses et variées) [115].

Pour sécuriser l'utilisateur, le déambulateur doit toujours rester proche de l'utilisateur et ne pas exercer d'efforts qui le déstabiliseraient. Pour permettre à l'utilisateur de se déplacer librement, les efforts d'interaction entre l'utilisateur et le déambulateur sont à minimiser. En effet, les ressources de l'utilisateur sont à mobiliser pour la marche et non pour le maniement du déambulateur. Pour augmenter les sentiments de contrôle et de sécurité, la commande doit être aussi simple et intuitive que possible.

Le choix de la commande, comme tous les choix de conception pour un déambulateur, sont définis par rapport au contexte d'utilisation. On se place, comme défini au chapitre 1, dans le cas d'une utilisation en EHPAD. Le déambulateur doit donc être utilisable par plusieurs utilisateurs, de préférence sans reconfiguration. L'environnement est relativement fixe (surtout dans les parties communes) avec des obstacles dont la position est variable (surtout dans les parties privées) [26].

### 4.1 État de l'art

La majorité des commandes de déambulateurs sont basées sur les efforts d'interaction entre l'utilisateur et le déambulateur. En effet, dans la vie courante, pour imposer un mouvement à un objet, les êtres humains interagissent avec ces objets principalement en les touchant, c'est-à-dire en utilisant les efforts d'interaction entre eux et

l'objet qu'ils manipulent. Commander à partir des efforts d'interaction entre l'utilisateur et le déambulateur facilite donc la mise en place d'une commande intuitive. De plus, maîtriser les efforts d'interaction permet un contrôle de la non-déstabilisation de l'utilisateur. La majorité des travaux basés sur la mesure des efforts d'interaction entre l'utilisateur et le déambulateur utilisent une commande en admittance via des matrices d'inertie et de viscosité apparentes. Pour garantir la stabilité à la majorité des utilisateurs, la masse apparente du déambulateur ne peut pas être trop petite [116]. Ainsi, d'autres commandes ont été proposées pour essayer de diminuer les efforts nécessaires à la commande des déambulateurs robotisés comme [117]. La commande en admittance a l'avantage d'être simple et continue, ce qui la place en commande de référence pour les déambulateurs. Afin de proposer des améliorations pour cette commande, nous utiliserons les mesures de position développées au chapitre 3 pour calculer la commande à imposer au RoAM dans le but, à terme, de fusionner ces deux commandes.

D'autres travaux utilisent la position relative de l'utilisateur par rapport au robot pour commander des déambulateurs robotisés. Ces approches mesurent les positions et orientations de l'utilisateur à partir :

- de potentiomètres mesurant le débattement de fils reliant l'utilisateur et le robot [30] ;
- d'un système de deux accéléromètres, un magnétomètre et des capteurs ultrasons [30] ;
- de capteurs ultrasons avec une partie attachée aux chevilles [118] ;
- de données d'un Laser Range Finder (LRF) au niveau des chevilles [9].

Pour faciliter l'usage autonome et quotidien des déambulateurs robotisés, les méthodes sans contact et sans équipement à porter sont préférables.

Les travaux utilisant les données de position et d'orientation proposent majoritairement d'imposer au robot des vitesses proportionnelles aux erreurs entre la position et l'orientation réelles et idéales de l'utilisateur [30], [118]. Pour avancer avec un robot dont la vitesse est uniquement proportionnelle à une erreur de position, il faut obligatoirement que cette erreur soit non nulle. Ainsi, pour obtenir une vitesse constante du robot, il faut une erreur permanente qui peut correspondre à une position inconfortable pour l'utilisateur. Plus la vitesse d'avance est faible et moins ce phénomène est visible. Sabatini et al. [18] signalent ainsi que leur commande fonctionne bien pour une vitesse inférieure à  $0,4 \text{ m/s}$ . Pour réduire ce phénomène, les approches existantes proposent d'implémenter un correcteur PID [9] ou d'estimer la vitesse de l'utilisateur par rapport au sol, ce qui donne de meilleurs résultats [9], [119] et sera utilisé dans ce chapitre.

En outre, déterminer la vitesse d'orientation à envoyer au robot reste un problème ouvert pour les approches à base de position. La commande proposée par [18] ne s'applique que pour les marches fluides, car elle s'appuie sur les mesures d'orientation d'une ceinture infrarouge-ultrasons, qui sont très bruitées et nécessitent un fort filtrage. Les mesures LRF ne donnent pas de mesures directes de l'orientation de l'utilisateur. Ainsi, Lee et al. [9] proposent de n'autoriser qu'un seul centre instantané de rotation et imposent une vitesse de rotation constante, indépendante du mouvement de l'utilisateur. La décision de tourner repose alors sur la position des pieds relativement à une distribution statistique calculée au préalable. Ce type de commande fait perdre l'omnidirectionnalité de la structure et nécessite un apprentissage sur des données du

sujet pour être mis en place. La vitesse de l'utilisateur est réduite car, comme la vitesse de rotation est constante, elle ne peut qu'être faible. L'approche de [119] interdit les pas chassés qui sont pourtant très utilisés pour les petites adaptations en fin de mouvement lors de l'utilisation d'un déambulateur. Cette approche repose sur une hypothèse forte pour estimer l'orientation : l'orientation de l'utilisateur est supposée colinéaire au vecteur vitesse du centre de l'utilisateur. Sur le prototype utilisé pour cette étude, les appuis sont brachiaux ce qui permet une plus grande zone de validité de cette hypothèse que sur les prototypes à poignées. Même si ces commandes se basent uniquement sur la position et l'orientation mesurées ou estimées de l'utilisateur, [119] proposent une vérification de la cohérence entre les valeurs de commande et les mesures d'efforts d'interaction entre l'utilisateur et le robot avant l'envoi de la commande pour assurer la sécurité de l'utilisateur.

Les mesures de position ont été utilisées sur le RT-walker pour estimer la position du centre de gravité de l'utilisateur et ainsi déterminer si celui-ci s'arrête ou s'il risque de tomber. Ces mesures de position ont d'abord été réalisées par des LRF [43] puis, plus récemment, à l'aide d'une caméra de profondeur [51].

A notre connaissance, aucune commande basée sur des données issues d'une caméra de profondeur ou utilisant l'orientation des pieds n'a été réalisée.

## 4.2 Structure de l'asservissement

L'asservissement présenté dans ce chapitre est découpé en 5 blocs comme illustré par la figure 4.1. Le premier bloc "traitement des images" permet, à partir de l'image acquise par la caméra de profondeur d'obtenir la position relative entre le RoAM et l'utilisateur. Le bloc "estimation vitesse RoAM/sol" permet, à l'aide du modèle inverse d'estimer la vitesse du RoAM par rapport au sol. A partir de ces deux informations, le bloc "calcul vitesse RoAM/sol" calcule la vitesse désirée à imposer au RoAM par rapport au sol. Ces étapes sont détaillées dans la partie 4.5. Le bloc "calcul vitesses articulaires" détermine les vitesses articulaires atteignables. Cette étape, spécifique à l'architecture mécanique du RoAM, est détaillée dans la partie 4.4. Enfin, le bloc "calcul des vitesses moteurs" correspond à un asservissement bas-niveau et est détaillé dans la partie 4.3.

## 4.3 Asservissement bas-niveau

Cette partie concerne l'asservissement en vitesse des moteurs. Les variateurs utilisés pour commander les moteurs proposent déjà un asservissement de vitesse et l'on peut donc se poser la question de l'intérêt de faire notre propre asservissement. L'intérêt est double. Il s'agit non seulement de maîtriser la dynamique de l'asservissement bas-niveau mais aussi de résister aux perturbations environnementales. On va proposer ici une boucle de position afin de réaliser l'asservissement en vitesse. Ainsi, si la mesure de position change alors que la consigne est nulle, le robot reviendra à sa position initiale.

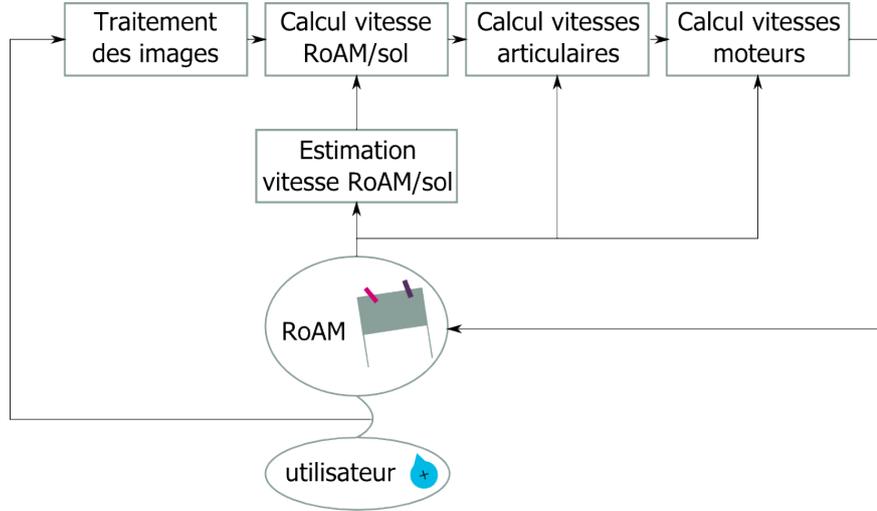


FIGURE 4.1 – Principe et structure de l'asservissement

### 4.3.1 Notations

Les repères et variables associés au mouvement des roues par rapport au robot sont définis dans la figure 4.2. On désigne par roue 1 la roue bâbord et roue 2 la roue tribord. On note 0 le sol et  $w$  le RoAM (“walker”). On définit les repères :

- $R_0 = (O; \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$  lié au sol, avec  $\vec{z}$  vertical ascendant ;
- $R_w = (C; \vec{x}_w, \vec{y}_w, \vec{z})$  lié au RoAM ;
- $R_1 = (L; \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z})$ , respectivement  $R_2 = (R; \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z})$ , liés à l’arche de la roue 1, respectivement à l’arche de la roue 2 ;
- $R_{11} = (L; \vec{x}_1, \vec{y}_{11}, \vec{z}_{11})$ , respectivement  $R_{21} = (R; \vec{x}_2, \vec{y}_{21}, \vec{z}_{21})$ , liés à la roue 1, respectivement à la roue 2.

On définit de plus les angles :

- $\beta_1$  et  $\beta_2$  tels que  $\beta_1 = \widehat{(\vec{x}_w, \vec{x}_1)}$  et  $\beta_2 = \widehat{(\vec{x}_w, \vec{x}_2)}$  ;
- $\gamma_1$  et  $\gamma_2$  tels que  $\gamma_1 = \widehat{(\vec{y}_1, \vec{y}_{11})}$  et  $\gamma_2 = \widehat{(\vec{y}_2, \vec{y}_{21})}$ .

On écrit donc  $\dot{\beta}_i$  la vitesse d’orientation de la roue  $i$  par rapport au robot et  $\dot{\gamma}_i$  la vitesse d’avance de la roue par rapport à l’arche de la roue  $i$ .

### 4.3.2 Asservissement de la vitesse d’orientation des roues

Les variateurs des moteurs d’orientation sont réglés en compensation RxI (seule possibilité disponible sur ces variateurs). Cet asservissement ne se base pas sur une mesure réelle de l’orientation. Un asservissement extérieur au variateur permet alors d’utiliser une mesure et non une estimation de la vitesse de rotation du moteur.

On met en place un asservissement de position comme illustré dans la figure 4.3, avec  $\beta_d$  la consigne de position,  $\dot{\beta}_c$  la commande de vitesse et  $i_\beta$  le courant moteur. On propose tout d’abord un correcteur proportionnel. On a alors, avec  $\beta_m$  l’angle mesuré,

$$\dot{\beta}_c = \lambda_\beta(\beta_d - \beta_m) \quad (4.1)$$

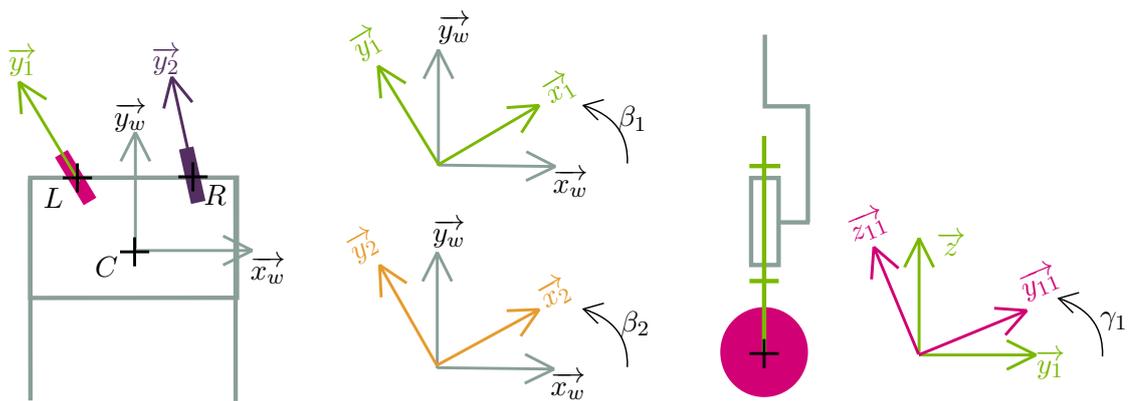


FIGURE 4.2 – Définition des repères et variables associés au mouvement des roues par rapport au déambulateur

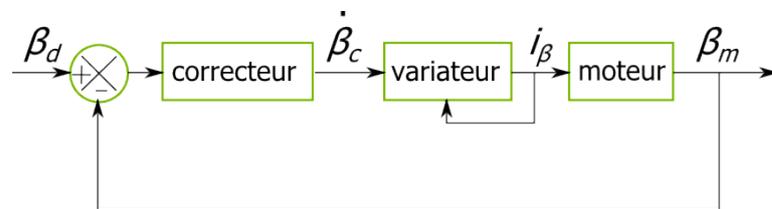


FIGURE 4.3 – Schéma de l'asservissement en position de l'orientation

L'offset d'entrée des variateurs est réglé à la main et peut être susceptible de changer avec des variations environnementales. Cet offset constitue donc une perturbation pour notre système. Afin de la rejeter, on ajoute un intégrateur à notre asservissement. De plus, dans notre cas, on connaît parfaitement la vitesse de consigne. Pour améliorer la rapidité, on ajoute donc une anticipation à notre asservissement. On a alors :

$$\dot{\beta}_c = \lambda_\beta(\beta_d - \beta_m) + \dot{\beta}_d + \lambda_{\beta_i} \int (\beta_d - \beta_m) \quad (4.2)$$

L'effet le plus visible sur la réponse à une rampe est celui de l'anticipation. On peut l'observer sur la figure 4.5 pour le même type d'asservissement sur l'avance des roues. Sur une réponse à un échelon, on mesure un temps de réponse de l'ordre de 20ms en vitesse. L'action intégrale sur la correction de position ne permet pas de supprimer l'erreur permanente sur la rampe de vitesse, cependant elle permet de s'assurer d'avoir une vitesse nulle (angle constant) quand la consigne est nulle. Cet intérêt justifie qu'on conserve ce terme même si on voit qu'il a tendance à déstabiliser la réponse.

### 4.3.3 Asservissement de la vitesse d'avance des roues

Les variateurs des moteurs d'avance sont réglés en asservissement de vitesse avec le retour des codeurs moteurs. Le même asservissement que pour l'asservissement de la vitesse d'orientation est mis en place. La seule différence est la nécessité d'un découplage entre les vitesses d'avance et d'orientation. En effet, pour une vitesse du moteur d'avance nulle, si on a une vitesse d'orientation non nulle, on mesure une vitesse d'avance de la roue non nulle. Ce couplage résulte de la pignonerie utilisée entre les deux moteurs et les deux mouvements (voir figure 4.6). La figure 4.4 présente un schéma de l'asservissement bas-niveau complet.

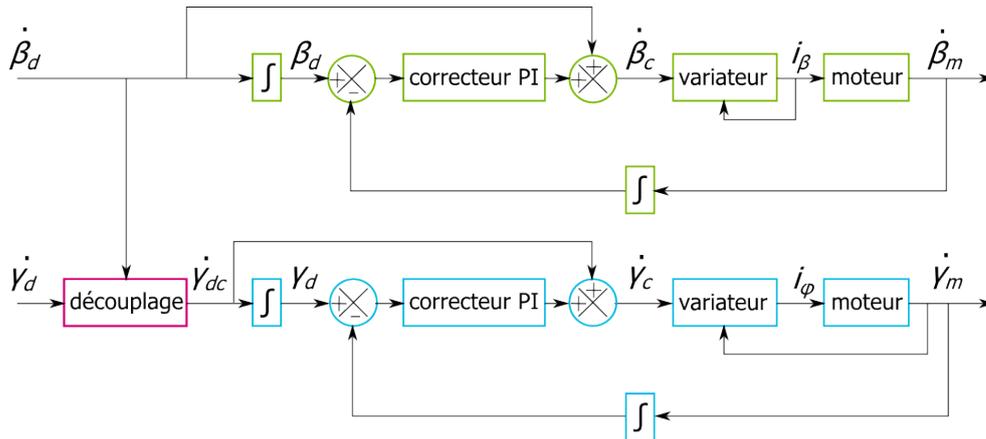


FIGURE 4.4 – Schéma de l'asservissement bas-niveau

Pour calculer la relation de couplage entre les vitesses d'avance et d'orientation de la roue, on étudie le schéma cinématique représenté figure 4.6. La liaison pivot entre le robot et l'arche est motorisée par le moteur d'orientation. La liaison pivot entre le robot et le pignon conique 1 est motorisée par le moteur d'avance. La roue 4 est

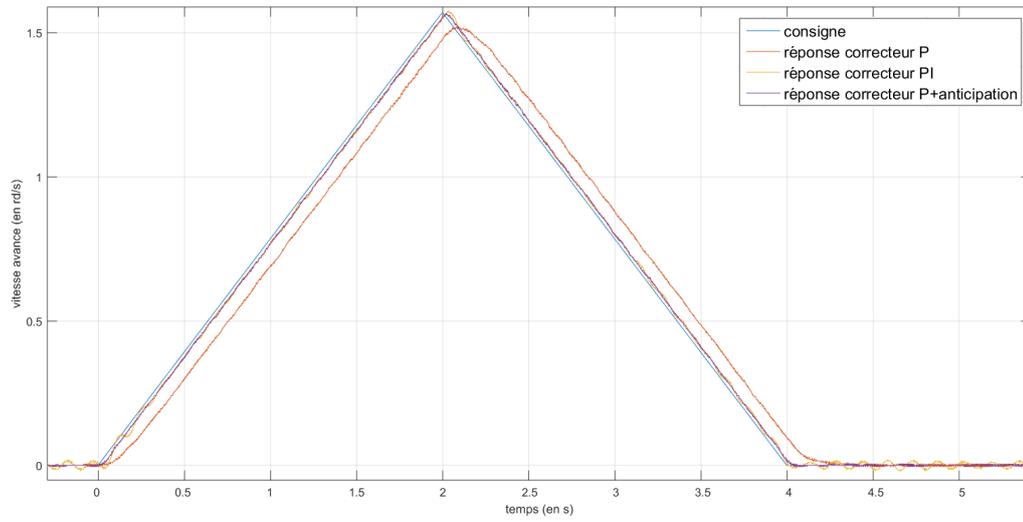


FIGURE 4.5 – Réponse à une rampe de la vitesse d’avance avec des correcteurs proportionnel, proportionnel-intégral et proportionnel-anticipation

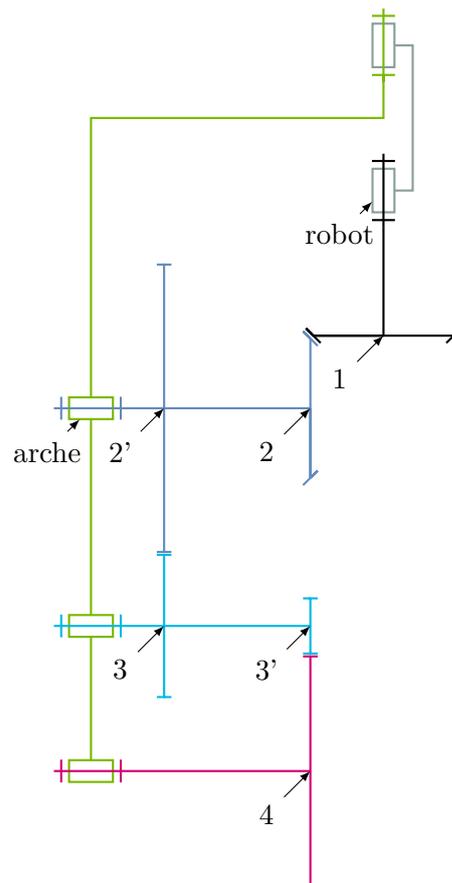


FIGURE 4.6 – Modèle cinématique du bloc roue

directement relié à la roue. En posant  $Z_i$  le nombre de dents de la roue  $i$ , on a les relations suivantes :

$$\frac{\omega_{2/arche}}{\omega_{3/arche}} = -\frac{Z_3}{Z_{2'}}, \quad (4.3)$$

$$\frac{\omega_{3/arche}}{\omega_{4/arche}} = -\frac{Z_4}{Z_{3'}} \quad (4.4)$$

et

$$\omega_{2/arche} = -\frac{Z_1}{Z_2}(\omega_{1/robot} + \omega_{robot/arche}). \quad (4.5)$$

Cela permet d'obtenir :

$$\omega_{4/arche} = \frac{Z_1 \cdot Z_{2'} \cdot Z_{3'}}{Z_2 \cdot Z_3 \cdot Z_4}(\omega_{1/robot} - \omega_{arche/robot}), \quad (4.6)$$

avec  $\frac{Z_1 \cdot Z_{2'} \cdot Z_{3'}}{Z_2 \cdot Z_3 \cdot Z_4} = \frac{1}{3}$  dans notre cas.

La consigne de vitesse d'avance à envoyer est donc égale à la consigne de vitesse d'avance sans couplage à laquelle on ajoute  $\frac{1}{3}$  de la vitesse de rotation de la roue.

## 4.4 Commande d'un robot de mobilité 1 et de manœuvrabilité 3

### 4.4.1 Cahier des charges et contraintes

#### Commandabilité

Avant de proposer une commande, on doit d'abord vérifier la commandabilité du robot. Pour cela, on détermine le modèle cinématique en écrivant les contraintes de roulement sans glissement au contact roue/sol projetées sur les directions principales des roues et leurs perpendiculaires.

La distance entre le point de commande (point  $C$  de la figure 4.2) du robot et la roue gauche est noté  $\overrightarrow{CL} = -\delta_x \overrightarrow{x_w} + \delta_y \overrightarrow{y_w} - \delta_z \overrightarrow{z}$  (respectivement  $\overrightarrow{CR} = \delta_x \overrightarrow{x_w} + \delta_y \overrightarrow{y_w} - \delta_z \overrightarrow{z}$  pour la roue droite).

On note  $V_x^C$ ,  $V_y^C$  et  $\Omega$  tels que :

$$\{\mathcal{V}_{w/R_0}\} = \left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{\Omega}_{w/R_0} \\ \overrightarrow{V}_{C \in w/R_0} \end{array} \right\}_C = \left\{ \begin{array}{c} \Omega \overrightarrow{z} \\ V_x^C \overrightarrow{x_w} + V_y^C \overrightarrow{y_w} \end{array} \right\}_C. \quad (4.7)$$

Avec ces notations, les conditions de roulement sans glissement s'écrivent :

$$\begin{cases} 0 = (V_x^C - \delta_y \Omega) \cos \beta_1 + (V_y^C - \delta_x \Omega) \sin \beta_1 \\ -R * \dot{\gamma}_1 = -(V_x^C - \delta_y \Omega) \sin \beta_1 + (V_y^C - \delta_x \Omega) \cos \beta_1 \\ 0 = (V_x^C - \delta_y \Omega) \cos \beta_2 + (V_y^C + \delta_x \Omega) \sin \beta_2 \\ -R * \dot{\gamma}_2 = -(V_x^C - \delta_y \Omega) \sin \beta_2 + (V_y^C + \delta_x \Omega) \cos \beta_2 \end{cases} \quad (4.8)$$

Le système étudié peut être modélisé sans dérive et mis sous la forme :

$$\vec{\zeta} = B(\zeta)\vec{u}. \quad (4.9)$$

En posant :

$$\vec{\zeta} = (V_x^C, V_y^C, \Omega, \dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2)^T \text{ et } \vec{u} = (\dot{\gamma}_1, \dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2)^T, \quad (4.10)$$

si  $\beta_2 \neq 0$ , on a bien l'équation 4.9 avec

$$B(\zeta) = \begin{pmatrix} \frac{R\delta_y}{2\delta_x}(\cos\beta_1 - \frac{\sin\beta_1}{\tan\beta_2}) + R\sin\beta_1 & 0 & 0 \\ \frac{R}{2}(\cos\beta_1 - \frac{\sin\beta_1}{\tan\beta_2}) - R\cos\beta_1 & 0 & 0 \\ \frac{R}{2\delta_x}(\cos\beta_1 - \frac{\sin\beta_1}{\tan\beta_2}) & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (4.11)$$

D'après le théorème de Chow [120], un système  $\dot{X} = G(X)U$  est commandable si et seulement si les colonnes de  $G(X)$  et leurs crochets de Lie successifs forment un ensemble de  $n$  vecteurs linéairement indépendants, avec  $X$  le vecteur d'état du système de dimension  $n$  et  $U$  le vecteur des entrées de commande du système.

En nommant  $b_1, b_2, b_3$  les trois colonnes de  $B$ , on calcule les crochets de Lie associés. En posant

$$Jbm = \frac{\partial bm_i}{\partial \zeta_j} \text{ pour } (i,j) \in \{1,2,3,4,5\}^2 \text{ et } m \in \mathbb{N} \quad (4.12)$$

on peut calculer les crochets de Lie avec

$$[bm \quad bn] = Jbn * bm - Jbm * bn. \quad (4.13)$$

Les crochets de Lie non nuls sont :

$$\begin{cases} b_4 = [b_1 \quad b_2] \\ b_5 = [b_1 \quad b_3] \\ b_7 = [b_2 \quad b_4] \\ b_8 = [b_3 \quad b_4] \\ b_{10} = [b_2 \quad b_5] \\ b_{11} = [b_3 \quad b_5] \end{cases} \quad (4.14)$$

Le déterminant de la matrice formée de  $b_1, b_2, b_3, b_4$  et  $b_5$  est

$$\frac{R^3 \sin\beta_1 (\tan^2\beta_2 + 1)}{2\delta_x \tan^2\beta_2}. \quad (4.15)$$

Lorsque ce déterminant est non nul, la commandabilité est assurée d'après le théorème de Chow. On voit que cette commandabilité est assurée pour  $\zeta \in \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R}^* \times \mathbb{R}^*$ . Pour  $\beta_1 = 0$  et  $\beta_2 \neq 0$ , en réécrivant  $B$ , on obtient la compatibilité avec le même vecteur de commande. Si  $\beta_2 = 0$  et  $\beta_1 \neq 0$ , on peut choisir  $\vec{u} = (\dot{\varphi}_2, \dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2)^T$  pour

obtenir la commandabilité. Si  $\beta_1 = 0$  et  $\beta_2 = 0$ , on gagne un degré de mobilité et on obtient donc la commandabilité en ajoutant une dimension à notre vecteur de commande  $\vec{u} = (\dot{\varphi}_1, \dot{\varphi}_2, \dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2)^T$ . Physiquement, cela signifie que si les deux orientations des roues ne sont pas à 0, le CIR est défini. Le seul degré de mobilité restant est alors la vitesse de rotation autour de ce point. Lorsque les deux orientations des roues sont à 0, le CIR doit être sur la droite reliant les deux centres des roues mais n'est pas défini sur celle-ci. On a donc un degré de mobilité pour définir complètement ce point et toujours un degré de mobilité pour la vitesse de rotation autour du CIR.

Le robot est donc commandable sur son espace de travail mais par morceaux. On voit qu'on a une configuration singulière due à la structure ( $\beta_1 = 0$  et  $\beta_2 = 0$ ) et deux configurations singulières dues au paramétrage.

### Problème

On a vu que la mobilité du RoAM est de 1 dans la majorité des configurations et de 2 quand  $\beta_1 = \beta_2 = 0$ . Ainsi, dans une configuration quelconque, le vecteur de commande a pour taille 3 ce qui suggère qu'il faut équiper le RoAM de 3 moteurs. A cause du cas  $\beta_1 = \beta_2 = 0$  pour lequel le vecteur de commande a pour taille 4, on est dans l'obligation de mettre au moins 4 moteurs sous peine de perdre la commandabilité pour cette configuration.

Il faut 2 moteurs d'orientation des roues et 2 moteurs d'avance pour assurer la commandabilité sur l'ensemble des configurations. On a ainsi deux roues motorisées. On peut motoriser soit les deux roues avant, soit les deux roues bâbords, soit les deux roues tribords, soit les deux roues arrières. Si on motorise deux roues latérales, lors du démarrage, les effets inertiels vont avoir tendance à faire chasser le RoAM sur le côté. Cette solution n'est donc pas retenue. Pour préserver le confort de marche et l'angle de vue de la caméra, il a été décidé de minimiser les éléments à l'arrière du RoAM. Ainsi, la solution choisie est de motoriser les deux roues avant. Les effets inertiels risquent de faire chasser le robot lors d'un démarrage pour un mouvement latéral. Dans l'idéal, il faudrait donc motoriser toutes les roues. Cependant, les mouvements latéraux n'étant pas à grande vitesse dans un fonctionnement normal et pour limiter le coût du prototype, on ne motorise que les deux roues avant.

Avec 4 moteurs, trois difficultés se posent pour la commande du RoAM :

- on doit assurer la compatibilité de la quatrième commande dans toutes les configurations différentes de  $\beta_1 = \beta_2 = 0$  ;
- on doit gérer le changement de vecteur de commande ;
- on doit gérer les mouvements intermédiaires du robot car son mouvement doit rester cohérent par rapport à la position de l'utilisateur.

#### 4.4.2 Analyse du problème

##### Compatibilité

Pour assurer la compatibilité des mouvements créés par les quatre moteurs, quand  $\beta_1 \neq 0$  ou  $\beta_2 \neq 0$ , on peut utiliser le modèle inverse du robot pour calculer trois des

commandes et déterminer la quatrième commande moteur à l'aide de la relation de compatibilité :

$$\dot{\gamma}_1 \sin \beta_1 = \dot{\gamma}_2 \sin \beta_2 \quad (4.16)$$

En prenant comme point de commande le point  $L$ , défini sur la figure 4.2, on a alors :

$$\begin{cases} \beta_1 = \text{atan}_2(-V_x^L, V_y^L) \\ \beta_2 = \text{atan}_2(-V_x^L, V_y^L - 2\delta_x \Omega) \\ \dot{\gamma}_1 = -\frac{\sqrt{V_x^{L^2} + V_y^{L^2}}}{R} \\ \dot{\gamma}_2 = \dot{\gamma}_1 \frac{\sin \beta_1}{\sin \beta_2} \end{cases} \quad (4.17)$$

Si le Centre Instantané de Rotation (CIR) du robot est sur la roue droite, on a  $\beta_1 = 0$  et  $\beta_2 \neq 0$ . La relation de compatibilité, dernière relation de 4.17, permet bien de trouver  $\dot{\gamma}_2 = 0$ . Cependant, si le CIR est sur la roue gauche, on a  $\beta_1 \neq 0$  et  $\beta_2 = 0$ . Cette relation donne un résultat indéterminé qui ne permet pas d'obtenir  $\dot{\gamma}_2$ .

Pour éviter les difficultés pour les situations proches de ces deux configurations, on prend deux points de commande et on utilise la relation de compatibilité pour calculer la vitesse de la roue pour laquelle l'angle  $\beta$  est le plus grand (on prend donc comme point de commande le point le plus éloigné du CIR entre  $L$  et  $R$ ).

### Mouvements intermédiaires

Le modèle inverse nous donne deux possibilités pour chaque roue :  $(\beta, \dot{\gamma})$  ou  $(\beta + \pi, -\dot{\gamma})$ . On a donc quatre possibilités pour la commande du robot. Si, en régime permanent, ces quatre possibilités donnent le même mouvement du robot, le choix de la solution change le régime transitoire. En l'absence de gestion des mouvements transitoires, la commande d'orientation des roues est réalisée pour aller au plus près en orientation.

Prenons un exemple. Supposons qu'après une translation latérale, l'utilisateur s'est arrêté et on est dans la configuration :  $\beta_1 = \beta_2 = \frac{\pi}{2}$  et  $\dot{\gamma}_1 = \dot{\gamma}_2 = 0$ . L'utilisateur recule, on attend donc une translation longitudinale du robot vers l'arrière. Les quatre solutions en régime permanent sont :

$$\begin{cases} \beta_1 = \pi, \dot{\gamma}_1 < 0 \text{ et } \beta_2 = \pi \\ \beta_1 = 0, \dot{\gamma}_1 > 0 \text{ et } \beta_2 = 0 \\ \beta_1 = \pi, \dot{\gamma}_1 < 0 \text{ et } \beta_2 = 0 \\ \beta_1 = 0, \dot{\gamma}_1 > 0 \text{ et } \beta_2 = \pi \end{cases} \quad (4.18)$$

Ces solutions et les mouvements transitoires qu'elles engendrent sont représentés sur la figure 4.7. Pour passer d'une translation latérale à une translation longitudinale, les solutions 1 et 2 restent des translations et, à vitesse modérée, le mouvement des bras peut suffire à l'adaptation entre les mouvements du RoAM et de l'utilisateur. Le mouvement transitoire de la solution 3 est une rotation qui éloigne le déambulateur de l'utilisateur. Si l'asservissement n'est pas assez réactif, les pieds peuvent ne plus être vus par la caméra. Dans le cas contraire, on risque des oscillations entre rapprochement et éloignement de l'utilisateur. La solution 4 est également une rotation mais comme le CIR est proche de l'utilisateur, le mouvement devrait permettre le recul de l'utilisateur et du déambulateur. L'utilisateur peut cependant être perturbé par un mouvement transitoire de rotation entre deux mouvements de translation.

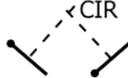
	<i>Positions initiales des roues</i>	<i>Positions finales des roues</i>	<i>Positions intermédiaires des roues</i>	<i>Type de mouvement</i>
<i>Solution 1</i>				<i>Translation (décalage à gauche)</i>
<i>Solution 2</i>				<i>Translation (décalage à droite)</i>
<i>Solution 3</i>				<i>Rotation (CIR éloigné utilisateur)</i>
<i>Solution 4</i>				<i>Rotation (CIR proche utilisateur)</i>

FIGURE 4.7 – Représentation des quatre possibilités de commande lors d’une demande de translation arrière alors que les roues sont toutes les deux à  $\frac{\pi}{2}$

### Gestion des mouvements intermédiaires

Pour éviter ces difficultés, il a été envisagé de ne tourner les roues qu’à vitesse nulle. Dans notre cas, la consigne de vitesse change en permanence. Le RoAM reste alors immobile avec ses roues qui se réorientent en permanence. Cette solution n’est donc pas envisageable.

En maîtrisant le chemin parcouru par le CIR du robot, on peut contraindre les mouvements transitoires du robot et ainsi sélectionner la solution permettant le mouvement du déambulateur le plus cohérent relativement à celui de l’utilisateur. La position du CIR est une grandeur difficile à utiliser car elle peut tendre vers l’infini et une faible erreur sur la mesure des angles d’orientation des axes des roues entraîne une grande erreur sur la position du CIR. Par exemple, si les deux roues sont droites et que les deux vitesses sont les mêmes, le CIR est à l’infini mais si une des deux roues a une orientation d’axe non nulle, le CIR est alors au point de contact entre l’autre roue et le sol. Par conséquent, on va effectuer un changement de coordonnées pour maîtriser le chemin du CIR.

### 4.4.3 Méthode de projection sphérique du CIR

On s’intéresse à une représentation des vitesses proposée par [121].

#### État de l’art

Pour n’importe quel point  $P$  du robot par rapport au sol, Connette et al. [121] proposent la représentation suivante :

$$\begin{pmatrix} \rho^P \\ \phi^P \\ \theta^P \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{V_x^{P^2} + V_y^{P^2} + (d * \Omega)^2} \\ \text{atan}_2\left(\frac{V_y^P}{V_x^P}\right) \\ \text{atan}\left(\frac{d * \Omega}{\sqrt{V_x^{P^2} + V_y^{P^2}}}\right) \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

avec  $\Omega$  la vitesse de rotation du robot par rapport au sol,  $V_x^P$  et  $V_y^P$  les coordonnées du vecteur vitesse du point  $P$  du robot par rapport au sol et  $d$  une distance déterminée à partir de l'inertie du robot.

On note  $I$  le CIR du RoAM dans son mouvement par rapport au sol. Les coordonnées du CIR dans le plan sont :

$$\vec{PI} = -\frac{V_y^P}{\Omega} \vec{x}_w + \frac{V_x^P}{\Omega} \vec{y}_w \quad (4.20)$$

On remarque bien qu'une petite erreur sur l'orientation de la roue faisant brutalement changer la vitesse de rotation, les coordonnées cartésiennes du CIR peuvent varier brusquement vers l'infini. En posant  $(\vec{e}_r, \vec{e}_\theta)$  et  $\theta = \widehat{(\vec{x}_w, \vec{e}_r)}$  la base polaire associée au RoAM, les coordonnées du CIR dans cette base s'écrivent :

$$\rho = \frac{\sqrt{V_x^{P2} + V_y^{P2}}}{|\Omega|} \quad (4.21)$$

$$\text{avec } \theta = \text{atan2}(\text{signe}(\Omega)V_x^P, -\text{signe}(\Omega)V_y^P)$$

On voit alors que les paramètres  $\phi^P$  et  $\theta^P$  proposés par [121] contiennent l'information de la position du CIR.  $\phi^P$  correspond, avec quelques opérations trigonométriques, à l'angle de coordonnée polaire du CIR.  $\theta^P$  correspond au rapport inversé du rayon de la coordonnée sphérique. L'intérêt de la représentation  $(\rho^P, \phi^P, \theta^P)$  est que les deux angles définissant la position du CIR sont bornés, on n'a plus de passage brusque à l'infini.

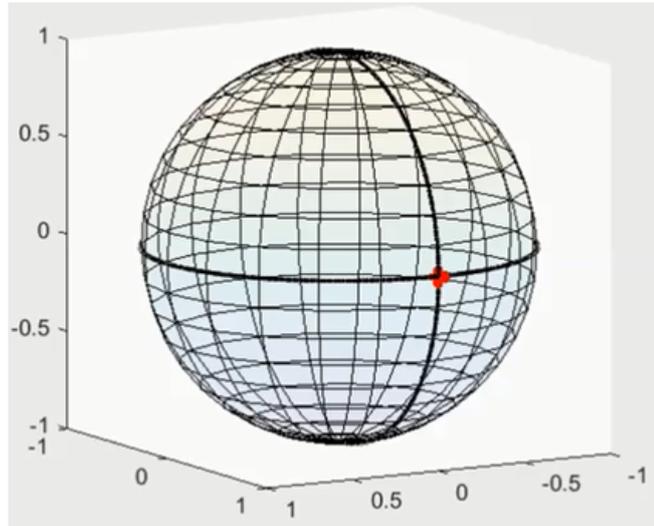


FIGURE 4.8 – Représentation sur la sphère unité de  $\phi$  et  $\theta$  pour un vecteur vitesse correspondant à une translation vers l'avant

A chaque instant, pour le robot, on a un torseur de vitesse mesuré et un torseur de vitesse désiré. Le chemin entre le CIR mesuré et le CIR désiré correspond au chemin de  $(\phi^P, \theta^P)_{mesure}$  à  $(\phi^P, \theta^P)_{desire}$  et donc à un chemin sur la sphère unité (voir

représentation figure 4.8). Si on reprend l'exemple de la partie 4.4.2, on veut passer de  $\phi^L = 0, \theta^L = 0$  à  $\phi^L = -\pi/2, \theta^L = 0$ . Les mouvements acceptables sont ceux qui ne créent pas de rotation ce qui se traduit par rester sur l'équateur pour le chemin sur la sphère. Ils sont facilement différenciables de ceux avec rotation où sur la sphère, on remonte vers le pôle avant de retourner sur l'équateur. Plusieurs chemins sont possibles, comme le chemin le plus court (géodésique sur la sphère), ou changer  $\theta$  puis  $\phi, \dots$  Connette et al. ne privilégient pas un chemin particulier dans leurs simulations.

### Adaptation

Tout d'abord, on peut remarquer que la paramétrisation sphérique présente une singularité pour  $\theta^P = \pi/2$  ou  $\theta^P = -\pi/2$ , c'est-à-dire pour les pôles de la sphère unité ce qui correspond à un CIR au point  $P$ . Pour éviter ce problème, on propose d'utiliser deux sphères. On retrouve les deux points de commande définis dans la partie 4.4.2. Les points  $L$  et  $R$  sont choisis car en ces points, on a directement accès aux mesures des vitesses sans avoir besoin de faire un changement de point qui ferait intervenir la vitesse de rotation. La précision des mesures est donc meilleure qu'avec un autre choix de points.

Pour choisir le point utilisé pour la paramétrisation, on calcule le paramètre  $\theta$  pour les deux points et on choisit le point qui a le  $\theta$  le plus faible, c'est-à-dire le point le plus éloigné du CIR (voir figure 4.9). En cas d'égalité ou de demande de torseur nul, le point  $L$  est choisi par défaut.

Le paramétrage défini précédemment donne des points de projection sur la demi-sphère unité supérieure pour une vitesse de rotation  $\Omega$  positive ( $\theta^P > 0$ ) et des points sur la demi-sphère inférieure dans l'autre cas. Cependant, passer d'une rotation positive à une rotation négative autour du même point ne nécessite pas de réorienter les roues. Les points diamétralement opposés sur la boule correspondent donc à une même orientation des roues. Ainsi, lorsque l'on veut passer d'une vitesse à une autre, donc passer d'un point  $(\theta^P, \phi^P)_{mesure} = (\theta_m^P, \phi_m^P)$  à un autre  $(\theta^P, \phi^P)_{desire} = (\theta_d^P, \phi_d^P)$  sur la sphère unité, on peut aller au point le plus près entre le point calculé  $(\theta_d^P, \phi_d^P)$  et le point diamétralement opposé à celui-ci  $(\theta_d^{P*}, \phi_d^{P*})$ . Calculer la longueur des deux chemins possibles et les comparer paraît le plus simple. Cependant, le calcul n'est pas si aisé et on a donc opté pour une distance euclidienne  $dist$  :

$$dist = \left( \cos(\theta_d^P) \cos(\phi_d^P) - \cos(\theta_m^P) \cos(\phi_m^P) \right)^2 + \left( \cos(\theta_d^P) \sin(\phi_d^P) - \cos(\theta_m^P) \sin(\phi_m^P) \right)^2 + \left( \sin(\theta_d^P) - \sin(\theta_m^P) \right)^2 \quad (4.22)$$

Si  $dist < \sqrt{2}$  alors  $(\theta_m^P, \phi_m^P)$  est plus proche de  $(\theta_d^P, \phi_d^P)$  que  $(\theta_d^{P*}, \phi_d^{P*})$ . On prend donc  $(\rho_d^P, \theta_d^P, \phi_d^P)$  comme commande. Si  $dist > \sqrt{2}$ , on choisit  $(\rho_d^{P*}, \theta_d^{P*}, \phi_d^{P*})$  comme commande, avec :

$$\begin{cases} \rho_d^{P*} = -\rho_d^P \\ \phi_d^{P*} = \phi_d^P + \pi \\ \theta_d^{P*} = -\theta_d^P \end{cases} \quad (4.23)$$

A cette étape, il s'agit de déterminer s'il est nécessaire de prendre en compte la limitation de vitesse et donc de calculer un point  $(\phi^P, \theta^P)$  intermédiaire ou si le torseur

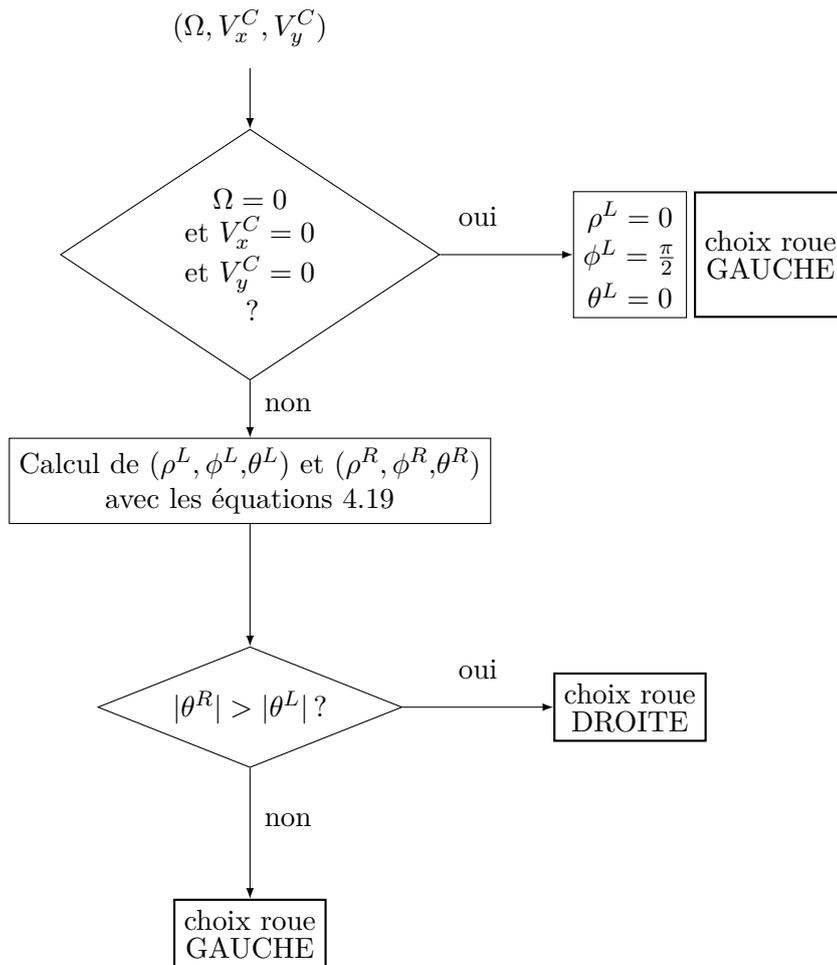


FIGURE 4.9 – Arbre de décision pour choisir le point de commande du robot

de vitesse désiré est accessible sans limitation. On note  $\dot{\beta}_{lim}$  la vitesse d'orientation maximale des axes des roues. On calcule les distances angulaires minimales à parcourir pour les deux roues. Pour cela, on calcule donc, pour la roue opposée au point de calcul, avec  $\beta_{des}$  l'angle désiré de l'axe de la roue et  $\beta_{ini}$  l'angle initial de la roue :

$$\delta\beta = \text{mod}(\beta_{des} - \beta_{ini} + 3\pi/2) - \pi/2 \quad (4.24)$$

L'angle  $\phi^P$  avec  $P = L$  ou  $P = R$  correspond à  $\pi/2$  à l'angle d'orientation de l'axe de la roue choisie pour la paramétrisation sphérique. On calcule donc  $\delta\phi$  de la même manière.

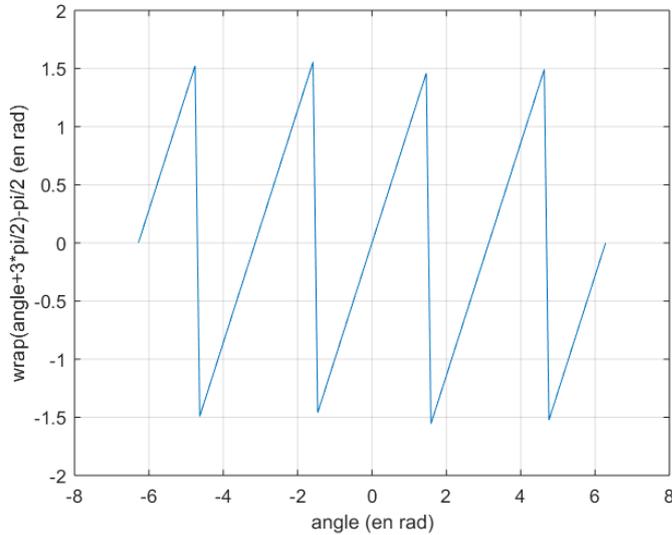


FIGURE 4.10 – Tracé de la fonction servant à représenter des orientations entre  $-\pi/2$  et  $\pi/2$  pour des orientations de départ comprises entre  $-\pi$  et  $\pi$

Si les deux distances angulaires peuvent être parcourues en moins de  $50ms$ , c'est-à-dire si

$$\max(\delta\beta, \delta\phi) < \dot{\beta}_{lim} * 50dt \quad (4.25)$$

on demande directement le torseur cinématique désiré. Dans ce cas, la vitesse la plus grande est demandée pour la roue pour laquelle la distance angulaire à parcourir est la plus grande. Pour l'autre roue, on impose une vitesse moindre, proportionnellement au rapport des deux distances angulaires à parcourir. Si on note  $\dot{\beta}_{max}$  la plus grande vitesse imposée aux roues, on a :

$$\dot{\beta}_{max} = \frac{\max(\delta\beta, \delta\phi)}{50dt} \quad (4.26)$$

On impose alors :

du côté de la paramétrisation,

$$\dot{\beta} = k_{spj} \delta\phi$$

et du côté opposé,

$$\dot{\beta} = k_{spj} \delta\beta$$

(4.27)

$$\text{avec } k_{spj} = \min\left(\frac{\dot{\beta}_{max}}{|\delta\phi|}, \frac{\dot{\beta}_{max}}{|\delta\beta|}\right)$$

Dans le cas où l'on doit trouver un torseur de vitesse intermédiaire, c'est-à-dire un point  $(\phi, \theta)$  intermédiaire, on se propose de trouver ce point par une rotation autour du vecteur  $\vec{n}$  défini par :

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_m)\cos(\phi_m) \\ \cos(\theta_m)\sin(\phi_m) \\ \sin(\theta_m) \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} \cos(\theta_d)\cos(\phi_d) \\ \cos(\theta_d)\sin(\phi_d) \\ \sin(\theta_d) \end{pmatrix} \quad (4.28)$$

Avec la matrice de rotation  $R$  définie par

$$R = \begin{bmatrix} nx^2(1-c) + c & nx * ny(1-c) - nz * s & nx * nz(1-c) + ny * s \\ nx * ny(1-c) + nz * s & ny^2(1-c) + c & ny * nz(1-c) - nx * s \\ nx * nz(1-c) - ny * s & ny * nz(1-c) + nx * s & nz^2(1-c) + c \end{bmatrix}$$

avec  $c = \cos(0.1)$  et  $s = \sin(0.1)$

(4.29)

L'angle de  $0.1rd$  est défini arbitrairement. Il doit être assez petit pour que le vecteur résultant conserve l'information du sens de rotation.

La vitesse à imposer aux roues est alors calculée avec les équations 4.27 en prenant  $\dot{\beta}_{max} = \dot{\beta}_{lim}$ . L'axe de la roue qui est le plus éloigné de l'angle désiré a donc une vitesse de rotation égale à la limite acceptable de vitesse de rotation et l'autre axe a une vitesse moindre proportionnellement au rapport de leurs différences entre angle désiré et angle mesuré.

## 4.5 Asservissement image

Le calcul des vitesses articulaires accessibles et l'asservissement bas-niveau nous permettent de commander le robot si on connaît le torseur  $\{\mathcal{V}_{w/R_0}\}$  désiré en C. Avec un changement de point, il suffit de connaître le torseur cinématique désiré en n'importe quel point H du robot par rapport au sol.

$$\{\mathcal{V}_{w/R_0}\}_C = \left\{ \vec{V}_{H \in w/R_0} + \frac{\vec{\Omega}_{w/R_0}}{CH} \wedge \vec{\Omega}_{w/R_0} \right\}_C \quad (4.30)$$

Dans cette partie, on cherche à maintenir la position et l'orientation du RoAM les plus constantes possibles par rapport à l'utilisateur. La position et l'orientation idéales sont définies en début d'usage par une courte calibration.

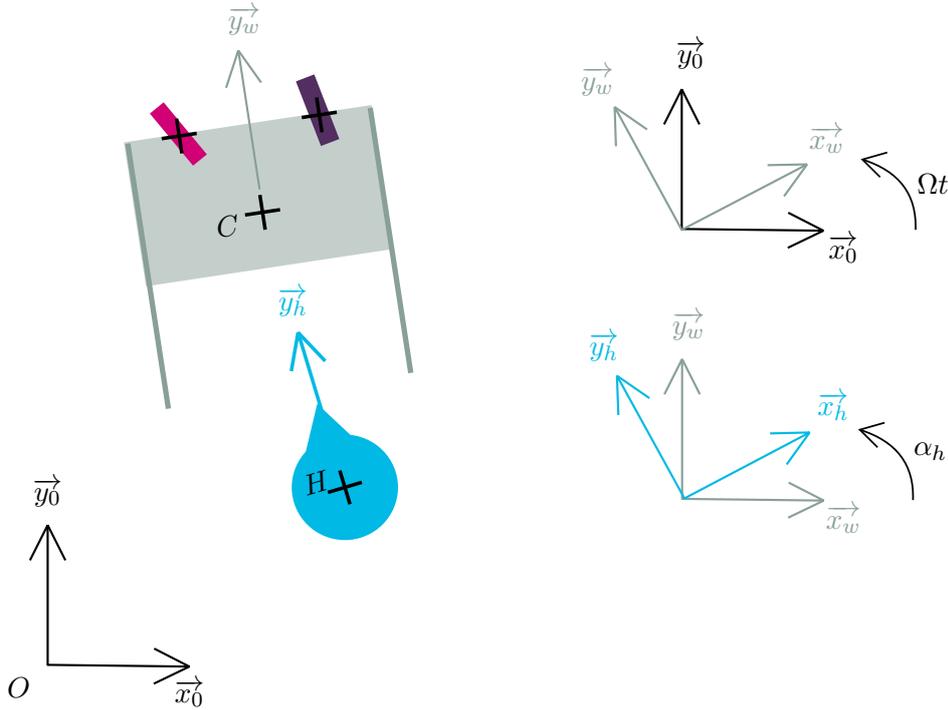


FIGURE 4.11 – Repères et notations pour le positionnement du RoAM et de l'utilisateur

On note  $h$  (“humain”) le solide associé à l'utilisateur,  $H$  le centre de gravité de l'utilisateur et  $\alpha_h$  l'orientation de l'utilisateur par rapport au RoAM (voir figure 4.11).

Comme on le voit sur le schéma d'asservissement de la figure 4.12, deux parties sont nécessaires pour obtenir ce torseur désiré : une partie corrective et une partie anticipative. La partie corrective est basée uniquement sur l'image et donne donc une information sur le torseur cinématique désiré du RoAM par rapport à l'utilisateur. Pour commander le RoAM, il nous faut le torseur cinématique désiré du RoAM par rapport au sol d'où la nécessité de l'anticipation.

Les acquisitions d'images pour ce chapitre ont été réalisées avec la caméra Asus Xtion puis avec la caméra Intel F200 pour les expériences les plus récentes.

#### 4.5.1 Correction

Le traitement d'image détaillé dans le chapitre 3 nous permet d'obtenir la position et l'orientation des pieds dans le repère du RoAM. On note  $(x_g, y_g)_{R_w}$  la position du pied gauche dans le repère du RoAM, respectivement  $(x_d, y_d)_{R_w}$  pour le pied droit, et  $\alpha_g$  son orientation, respectivement  $\alpha_d$  (voir figure 4.13). On définit la position  $\overrightarrow{CH}$  et l'orientation  $\alpha_H$  de l'humain par rapport au RoAM comme la moyenne des positions et orientations des deux pieds :

$$\overrightarrow{CH} = \begin{pmatrix} x_h \\ y_h \end{pmatrix}_{R_w} = \begin{pmatrix} \frac{x_g + x_d}{2} \\ \frac{y_g + y_d}{2} \end{pmatrix}_{R_w} \quad \text{et} \quad \alpha_h = \frac{\alpha_g + \alpha_d}{2}. \quad (4.31)$$

Lorsque l'utilisateur s'est placé confortablement par rapport au déambulateur et

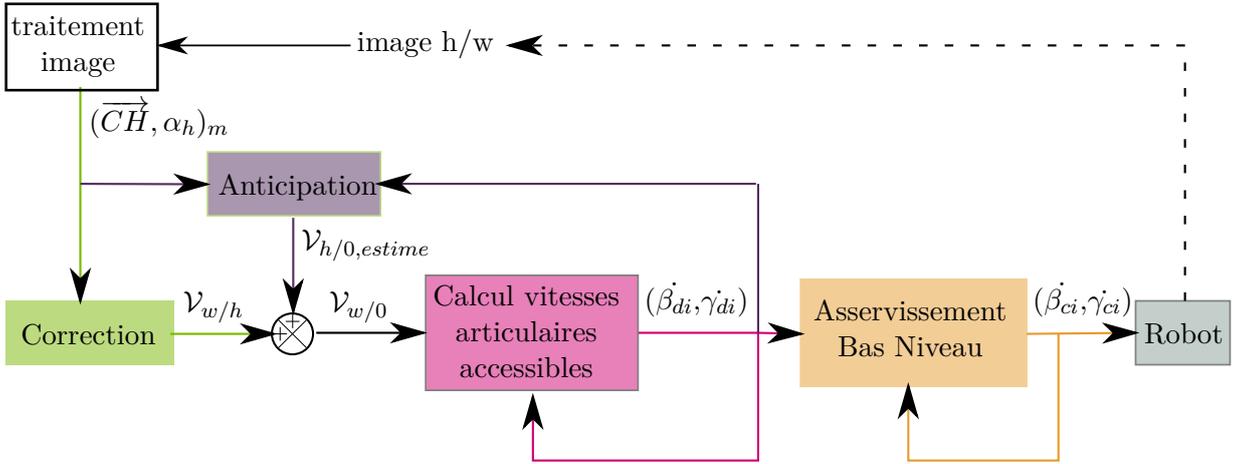


FIGURE 4.12 – Schéma de l'asservissement complet

qu'on démarre l'asservissement du robot, la position  $\vec{CH}_0$  et l'orientation de départ  $\alpha_0$  sont mesurées.

Ces valeurs sont les valeurs cibles à atteindre lors du mouvement (voir figure 4.13 à droite) : le déambulateur doit toujours garder la bonne position et la bonne orientation relatives à l'utilisateur.

Un correcteur proportionnel est alors mis en place pour déterminer le torseur cinématique désiré du RoAM par rapport à l'utilisateur. La différence entre les positions de l'humain mesurée et désirée dans le repère robot permet d'obtenir la vitesse à imposer au déambulateur par rapport à l'utilisateur au point où l'utilisateur se trouve actuellement. La différence entre les orientations voulue et désirée permet d'obtenir la vitesse de rotation à imposer au robot par rapport au sol.

On a donc le torseur cinématique désiré du robot par rapport à l'utilisateur :

$$\mathcal{V}_{w/h} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{\Omega}_{w/h} \\ \vec{V}_{H \in w/h} \end{array} \right\}_H = \left\{ \begin{array}{c} K_\alpha (\alpha_h - \alpha_{h0}) \vec{z} \\ K(x_h - x_{h0}) \vec{x}_w + K(y_h - y_{h0}) \vec{y}_w \end{array} \right\}_H, \quad (4.32)$$

avec  $K_\alpha$  et  $K$  les coefficients du correcteur proportionnel.

Les informations obtenues par la caméra ne sont pas assez précises pour assurer l'immobilité du robot quand la personne est immobile. On ajoute donc une zone morte sur les erreurs de position et d'orientation de l'utilisateur :

$$\begin{array}{l} \text{si } |erreur| < ZM \text{ alors } erreur = 0 \\ \text{sinon } erreur = erreur - \text{signe}(erreur) * ZM \end{array} \quad (4.33)$$

avec  $ZM$  la zone morte. Cette valeur dépend de la caméra utilisée. Elle est de l'ordre de  $5^\circ$  pour l'erreur en orientation et de  $5mm$  en position.

#### 4.5.2 Anticipation

Dans la partie précédente, on a déterminé le torseur cinématique désiré du RoAM par rapport à l'utilisateur  $\mathcal{V}_{w/h}$ . On veut spécifier le torseur cinématique mesuré du

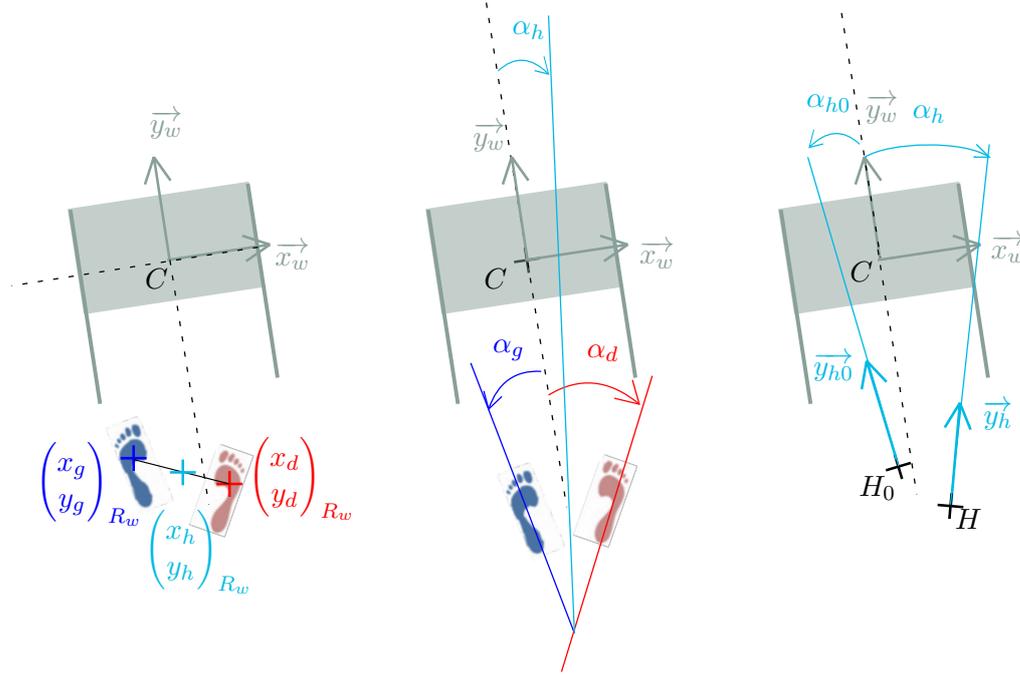


FIGURE 4.13 – Définition de la position et de l'orientation utilisateur courantes et à atteindre

RoAM par rapport au sol  $\mathcal{V}_{w/0}$ , avec

$$\mathcal{V}_{w/0} = \mathcal{V}_{w/h} + \mathcal{V}_{h/0} \quad (4.34)$$

Dans cette partie, on va donc estimer le torseur cinématique de l'utilisateur par rapport au sol  $\mathcal{V}_{h/0}$ . Par l'odométrie, on a accès au torseur cinématique du RoAM par rapport au sol  $\mathcal{V}_{w/0_m}$  en supposant le non-glissement des roues. On note, pour un point  $P$  quelconque,  $\Omega_{w/0_m}$ ,  $V_{xm}^P$  et  $V_{ym}^P$  tels que :

$$\mathcal{V}_{w/0_m} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{\Omega}_{w/0} \\ \vec{V}_{P \in w/0} \end{array} \right\}_P = \left\{ \begin{array}{c} \Omega_{w/0_m} \vec{z} \\ V_{xm}^P \vec{x}_w + V_{ym}^P \vec{y}_w \end{array} \right\}_P \quad (4.35)$$

On a alors, avec les points  $L$  et  $R$  définis sur la figure 4.2 :

$$\left\{ \begin{array}{l} V_{xm}^L = R\dot{\gamma}_1 \sin\beta_1 \\ V_{ym}^L = -R\dot{\gamma}_1 \cos\beta_1 \\ V_{ym}^R = -R\dot{\gamma}_2 \cos\beta_2 \\ \Omega_{w/0_m} = \frac{V_{ym}^R - V_{ym}^L}{2\delta_x} \end{array} \right. \quad (4.36)$$

En dérivant la position de l'humain dans l'image, on peut avoir accès au torseur cinématique mesuré de l'utilisateur par rapport au RoAM  $\mathcal{V}_{h/w_m}$ . Cependant, cette mesure est très bruitée et un filtre passe-bas avec un temps caractéristique de 300ms est nécessaire pour rejeter le bruit. La mesure de la vitesse de l'utilisateur par rapport au sol est obtenue en sommant la contribution de l'utilisateur par rapport au RoAM

et celle du RoAM par rapport au sol. On doit donc mettre le même filtre sur la mesure  $\mathcal{V}_{w/0_m}$  que sur la mesure  $\mathcal{V}_{h/w_m}$ . Le schéma de l'obtention de la partie d'anticipation est présentée en figure 4.14.

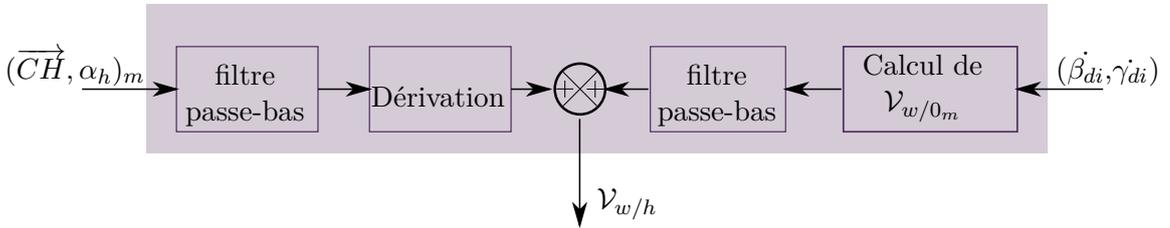


FIGURE 4.14 – Schéma de l'anticipation

En sommant l'anticipation à la partie correction, on envoie bien  $\mathcal{V}_{w/0}$  au RoAM. Sans l'anticipation, il était nécessaire qu'il y ait une erreur pour qu'il y ait mouvement. Avec l'anticipation, en régime permanent, la commande est entièrement gérée par l'anticipation et on peut avancer. Cette affirmation est d'autant plus vraie que la vitesse de l'utilisateur est grande.

On peut observer sur la figure 4.15, la participation des différentes parties de l'asservissement au cours de phase d'accélération, de vitesse constante et de décélération. Dans la partie accélération, la partie correction est d'abord primordiale pendant la première seconde puis diminue progressivement jusqu'à la phase de vitesse constante. La partie anticipation est alors quasiment la seule contribution, la partie corrective ne reflétant que l'incapacité du sujet à maintenir une vitesse parfaitement constante et les différentes phases d'accélération et de décélération du cycle de marche. Enfin, en décélération, la partie corrective est négative et gagne en importance jusqu'à l'arrêt du robot.

### 4.5.3 Amélioration de la rapidité de réaction en cas d'arrêt brusque

Pour limiter le ressenti des oscillations dues aux différentes phases du cycle de marche, nous avons dans un premier temps appliqué un filtre passe-bas avec un temps caractéristique de 1s à la vitesse estimée de l'humain par rapport au sol. Cependant, cela signifie qu'en cas d'arrêt brusque le robot s'arrête longtemps après l'utilisateur ce qui peut le déstabiliser. Pour éviter cet effet, on se propose de modifier la zone morte appliquée sur la partie corrective. L'idée est de donner plus d'importance aux erreurs qui ne sont pas dans le sens du mouvement. Ce correctif n'est appliqué que sur la vitesse d'avance car la partie anticipation est toujours minoritaire en latéral et en orientation.

La nouvelle zone morte, nommée zone morte "arrêt" dans les figures, est une zone morte dont la pente varie selon les changements de signe de l'erreur de position (partie corrective) et du signe de la vitesse mesurée du robot par rapport au sol. La description de l'algorithme est présentée figure 4.16. On part d'une pente à 1. La seule façon de sortir de cet état est d'avoir un changement de signe de l'erreur, c'est-à-dire un mouvement contraire au sens de l'avance donc soit un arrêt brusque soit une décélération douce. La pente reste alors à 2 tant que le signe de la vitesse de robot ne suit pas le signe

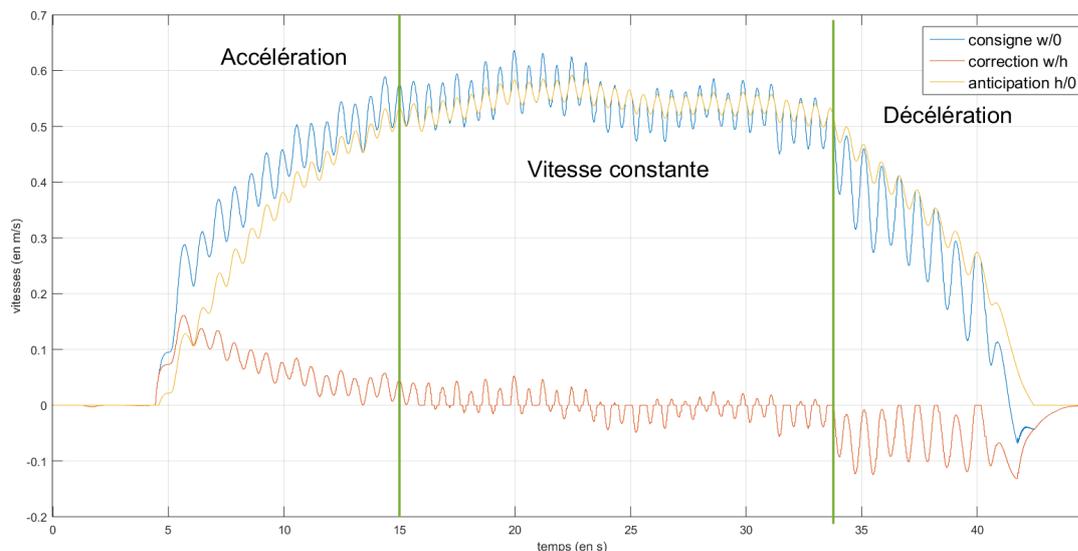


FIGURE 4.15 – Participation des actions correctives et anticipatives en cas d’accélération, de marche à vitesse constante et de décélération

de l’erreur. Si on a encore une erreur significative quand cela arrive, on fait décroître doucement la valeur de la pente avec un filtre passe-bas (temps caractéristique de  $200ms$ ) pour éviter les à-coups sinon, on la repasse directement à 1.

Le résultat de ce changement de zone morte peut être observé sur la figure 4.17. La zone morte “arrêt” permet un arrêt plus rapide et donc un moindre dépassement de position pour l’utilisateur. L’effet de la zone morte “arrêt” ne se fait pas du tout sentir lors d’une accélération comme on le voit sur la figure mais augmente légèrement les oscillations autour d’une vitesse constante.

## 4.6 Expériences sur sujets sains

Afin de tester la commande décrite dans ce chapitre, une série d’expériences a été réalisée à l’Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique.

### 4.6.1 Méthode

Pour estimer la manœuvrabilité du RoAM avec la commande basée caméra de profondeur (CBP), un parcours écologique a été préféré au Time Up and Go pour mener les expériences. En effet, le Time Up and Go a l’avantage d’être une mesure clinique mais ne permet que deux lignes droites et un demi-tour. Dans le parcours choisi (voir figure 4.18), l’utilisateur doit d’abord avancer en ligne droite. La distance à parcourir dans cette première phase est assez longue pour pouvoir avoir une phase d’accélération (notée 1) puis une phase en régime permanent (notée 2). L’utilisateur effectue ensuite un virage à droite (noté 3) puis un demi-tour à gauche (noté 4) et enfin, après une petite ligne droite (notée 5) une marche arrière (notée 6). Les obstacles tels que les murs et les meubles sont modélisés par des cartons (voir figure 4.19) pour

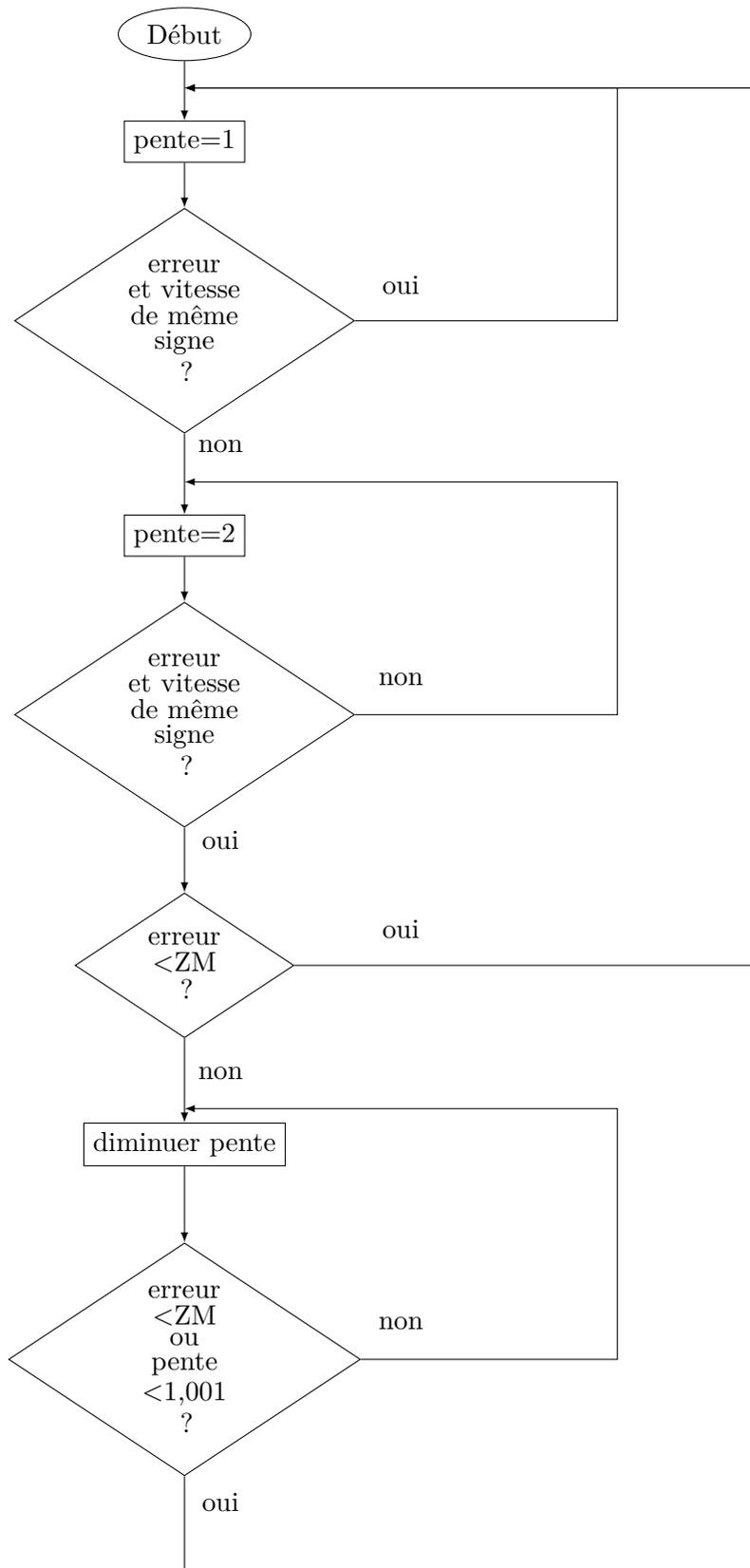


FIGURE 4.16 – Algorithme de la zone morte modifiée (zone morte "arrêt")

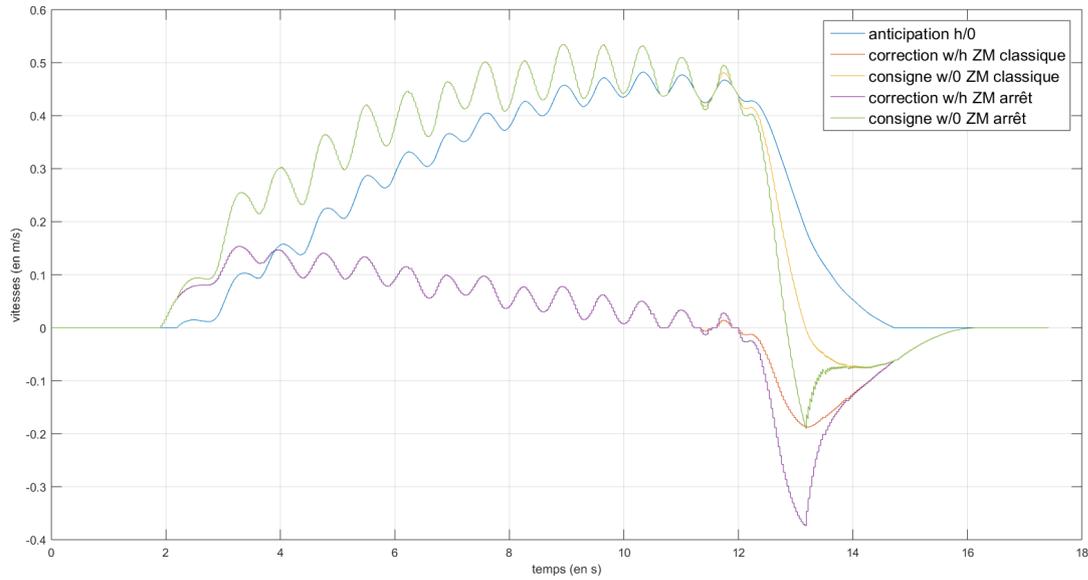


FIGURE 4.17 – Illustration de l’intérêt de la zone morte “arrêt” dans le cas d’un arrêt brusque

rassurer les utilisateurs et éviter des dommages au robot en cas d’incident.

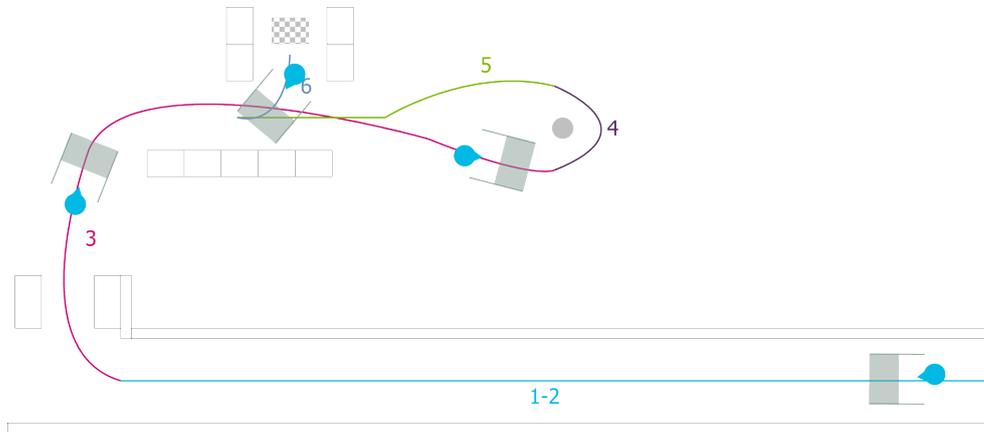


FIGURE 4.18 – Schéma du parcours avec les numéros des différentes phases

Les participants à cette expérience sont tous des sujets sains dont l’âge varie entre 20 et 30 ans. Sur les 10 participants, 3 sont des femmes.

Chaque participant a réalisé le parcours avec trois commandes différentes pour le robot. Pour chaque commande, les paramètres sont les mêmes pour tous les sujets.

La première commande proposée est une commande en admittance, basée uniquement sur les efforts d’interaction entre le robot et l’utilisateur. On détermine la vitesse



FIGURE 4.19 – Photo montrant une partie du parcours

désirée en utilisant l'équation :

$$\mathbf{M} \left. \frac{d\overrightarrow{V_{P \in w/0}}}{dt} \right|_{\mathbf{R}_0} + \mathbf{B} \overrightarrow{V_{P \in w/0}} = \overrightarrow{F_{u \rightarrow w}} \quad (4.37)$$

avec  $\mathbf{M}$  la matrice de masse,  $\mathbf{B}$  la matrice de frottement visqueux,  $\overrightarrow{V_{P \in w/0}}$  la vitesse désirée du point milieu des poignées du déambulateur par rapport au sol et  $\overrightarrow{F_{u \rightarrow w}}$  la force exercée par l'utilisateur sur le déambulateur. Les paramètres de frottement visqueux et de masse ont été réglés expérimentalement de manière à assurer la stabilité à l'aide d'essais avec des sujets non inclus dans l'expérience présentée.

La deuxième commande est la commande présentée dans ce chapitre, basée uniquement sur les données de la caméra de profondeur, qu'on appellera Commande Basée Position (CBP). La troisième commande utilise la commande basée caméra de profondeur pour gérer les translations du RoAM et la commande basée capteurs d'efforts pour gérer sa rotation, on la notera commande "mixte".

Chaque participant à cette expérience a réalisé trois essais pour chaque commande. L'ordre dans lequel les commandes se succèdent a été randomisé. Les trois essais pour une commande se font à la suite. Pour chaque nouvelle commande, le premier essai est précédé d'un temps d'apprentissage. Les mesures commencent quand le participant réussit à prendre un virage.

#### 4.6.2 Traitement des données

Pour chaque essai, avec des repères pris manuellement sur les courbes de vitesse, on détermine le temps total mis par le sujet pour réaliser le parcours ainsi que les temps

nécessaires à l'exécution de chaque phase (de 1 à 6). Pour obtenir la vitesse moyenne en régime permanent, on calcule la vitesse moyenne dans la phase 2. On relève également la vitesse maximale atteinte par le RoAM. Cette vitesse maximale est toujours atteinte dans la phase 2. On détermine également les paramètres spatiaux-temporels de la marche, ainsi que l'orientation estimée du sujet dans le repère du RoAM (moyenne des orientations des pieds), dans la phase 2. On évalue la moyenne quadratique des efforts d'interaction sur toute la durée de l'expérience selon les trois directions pour la main gauche et la main droite. En effet, on s'intéresse à tous les efforts d'interaction, peu importe leur signe.

Pour chacun de ces critères, prenant l'hypothèse d'une distribution normale, on réalise une ANOVA à deux facteurs. On a donc trois p-values :

- la p-value donnant la probabilité d'une différence significative de moyenne due aux différents sujets, qu'on notera p-sujets ;
- la p-value donnant la probabilité d'une différence significative de moyenne due aux différentes conditions, qu'on notera p-conditions ;
- la p-value donnant la probabilité d'une différence significative de moyenne due à l'interaction entre sujets et conditions, qu'on notera p-interaction.

Théoriquement, si p-interaction  $< 0,05$ , un test de comparaison multiple n'est pas recommandé car elle est plus difficilement interprétable. Cependant, dans notre cas, une p-interaction petite signifie que l'effet de la condition dépend du sujet ce qui est majoritairement le cas pour des expériences menées avec des humains. On se permet donc de mener des tests de comparaison multiple comparant chaque sujet à chacun des autres et chaque condition à chacune des autres même si p-interaction  $< 0,05$ . On garde à l'esprit l'influence de l'interaction pour nuancer les résultats dont les p-values sont proches de la limite.

Le ressenti des participants a été recueilli après que tous les essais ont été effectués sans questionnaire établi. Si le participant ne trouvait rien à dire, les mots clefs "maîtrise", "vitesse" et "efforts" lui étaient suggérés.

### 4.6.3 Résultats

#### Résultats sur les temps de parcours

L'ANOVA à deux facteurs nous donne p-sujets= 0,0014, p-conditions= 0,0001 et p-interaction= 0,0001 pour le temps de parcours total. On présente, pour ce premier paramètre, le test de comparaison multiple de chaque sujets par rapport aux autres. Comme on peut l'intuiter en observant les temps de parcours total pour chaque sujet (voir figure 4.20), on obtient des différences significatives (p-value  $< 0,05$ ) entre les sujets 1 et 7, 2 et 8, 3 et 7 et 7 et 8. Cela signifie juste que des sujets sont plus rapides que d'autres ce qui n'est pas un résultat inattendu. Les interprétations sont sensiblement semblables pour tous les critères et on s'abstiendra donc de présenter ce test de comparaison multiple pour les autres critères.

On observe sur la figure 4.21, le temps de parcours total pour chaque condition. Le test de comparaison multiple de chaque condition par rapport aux autres pour le temps de parcours total donne les résultats du tableau 4.1.

Toutes les p-values sont très inférieures à 0,05. Le temps de parcours total est minimal pour la commande en admittance et maximal pour la CBP. Comme p-interaction

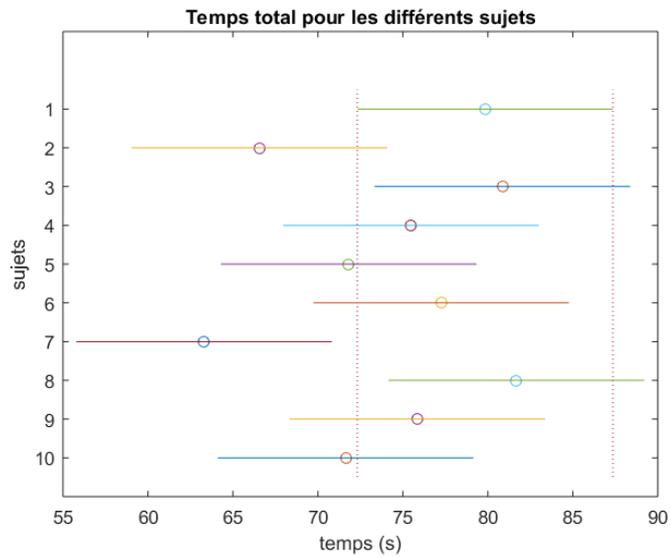


FIGURE 4.20 – Temps total pour les différents sujets

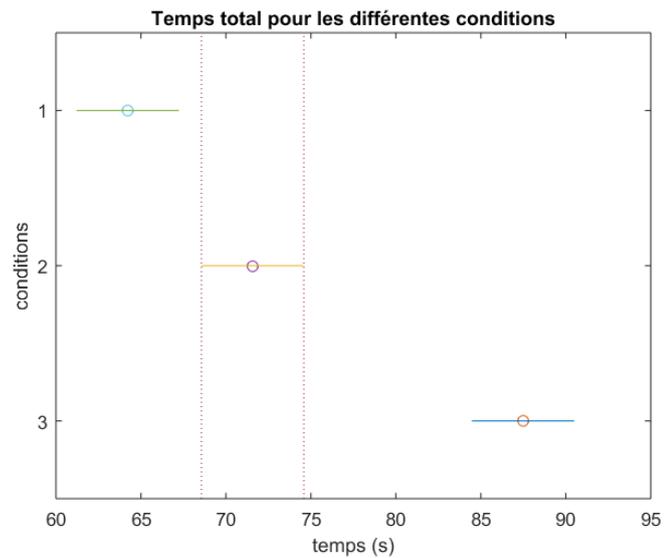


FIGURE 4.21 – Temps total pour les différentes conditions (1-> admittance, 2-> “mixte”, 3-> CBP)

p-value	admittance	mixte	CBP
admittance			
mixte	0,0131		
CBP	<0,0001	<0,0001	

Table 4.1 – Tableau des p-values du test de comparaison multiple pour les conditions

p-value	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4	phase 5	phase 6
admittance-mixte	0,34	0,34	0,078	0,598	0,3364	0,0011
admittance-CBP	0,91	0,0003	<0,0001	0,0001	<0,0001	0,7455
mixte-CBP	0,17	<0,0001	<0,0001	0,0035	0,0006	0,0101

Table 4.2 – Tableau des p-values du test de comparaison multiple pour les conditions pour les temps des différentes phases

est inférieure à 0,05, le gain en temps de la commande en admittance par rapport aux autres commandes n'est pas le même pour tous les sujets.

Quand on analyse les temps de chaque phase de la même manière, on obtient des p-values données dans le tableau 4.2. Les figures représentant les différents temps de phase sont tous semblables pour les phases 3 à 5 (voir figure 4.22). Ainsi, la différence entre les temps des phases 1 à 5 entre la commande en admittance et la commande "mixte" n'est pas significative. Cependant, les utilisateurs sont plus rapides pour les phases 2 à 5 avec les commandes admittance et "mixte" qu'avec la CBP. Ainsi, la différence significative sur le temps total entre les deux commandes admittance et "mixte" n'est due qu'au temps de la phase 6 donc au temps nécessaire pour réaliser la marche arrière. Excepté pour la phase 5, toutes les p-interaction sont inférieures à 0,05 et les différences entre les conditions ne sont donc pas les mêmes pour chaque sujet.

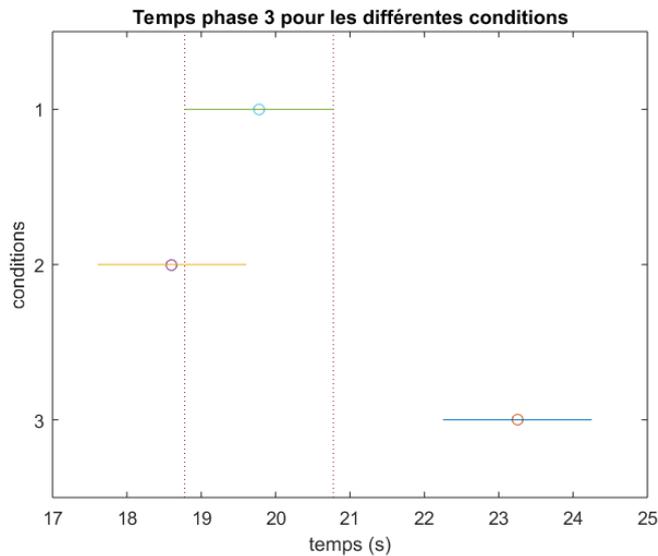


FIGURE 4.22 – Temps pour la phase 3 pour les différentes conditions (1-> admittance, 2-> "mixte", 3-> CBP)

### Résultats sur la vitesse

On réalise l'ANOVA à deux facteurs sur les paramètres vitesse moyenne en régime permanent et vitesse maximale. Dans les deux cas, p-sujets et p-conditions sont inférieures à 0,05 et p-interaction est supérieure à 0,05. Le test de comparaison multiple

p-value	Vmoy	Vmax
admittance-mixte	<0,0001	<0,0001
admittance-CBP	0,93	0,2010
mixte-CBP	<0,0001	<0,0001

Table 4.3 – Tableau des p-values du test de comparaison multiple pour les conditions pour les paramètres de vitesse

sur les conditions nous donne la figure 4.23 et les p-values affichées dans le tableau 4.3.

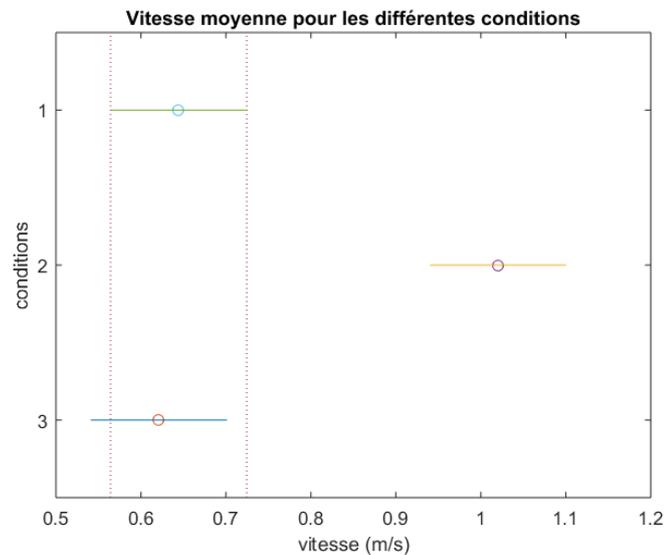


FIGURE 4.23 – Vitesse moyenne en phase 2 pour les différentes conditions (1-> admittance, 2-> “mixte”, 3-> CBP)

Il n’y a aucune différence significative entre les résultats de la commande en admittance et ceux de la CBP. Par contre, la commande “mixte” permet une plus grande vitesse en régime permanent et une plus grande vitesse maximale que les deux autres commandes et ce de manière significative.

### Résultats sur les paramètres temporels de la marche

Pour chaque paramètre temporel de l’analyse de la marche dans la phase 2, on a réalisé une ANOVA à deux facteurs. On note des faibles p-sujets et p-interaction signifiant que chaque sujet a une marche différente avec le RoAM et que les différentes conditions n’affectent pas leur marche de la même façon. Sur les sept paramètres temporels, seules deux différences sont significatives avec des p-values de l’ordre du pourcent. Ainsi, les temps de simple appui apparaissent plus longs pour la commande “mixte” que pour les deux autres commandes. Comme les p-interaction sont très faibles, ce résultat serait à valider avec plus de participants.

### Résultats sur les paramètres spatiaux de la marche

L'ANOVA à deux facteurs sur les paramètres de largeur du pas donne des p-values supérieures à 0,05 indiquant que la largeur du pas n'est pas affectée par le changement de condition et est relativement fixe pour tous les participants.

Les résultats de l'ANOVA sont très semblables pour les différents paramètres de longueur. Pour la longueur d'enjambée, on a, entre les conditions admittance et "mixte" une p-value de 0,0002, entre les conditions admittance et CBP une p-value de 0,0872 et entre les conditions "mixte" et CBP une p-value inférieure à 0,0001. Ainsi, les longueurs de pas et d'enjambée sont significativement plus grandes avec la commande "mixte" qu'avec les deux autres commandes. Les p-interaction étant inférieurs à 0,05, cet effet n'est pas le même pour tous les sujets.

L'ANOVA à deux facteurs sur les angles donne des p-sujets, p-conditions et p-interaction très faibles (de l'ordre de  $10^{-9}$ ). Le test de comparaison multiple pour les conditions donne des p-values inférieures à 0,003 pour tous les couples de condition. Il semble que le sujet soit davantage dans l'axe du RoAM pour la commande en admittance que pour les deux autres et plus dans l'axe du RoAM pour la commande "mixte" que pour la CBP. La précision sur la mesure de l'orientation et la p-interaction très faible relativisent ces résultats.

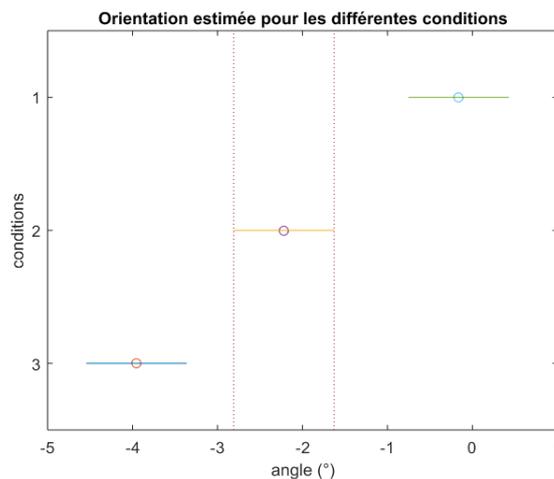


FIGURE 4.24 – Orientation en phase 2 pour les différentes conditions (1-> admittance, 2-> "mixte", 3-> CBP)

### Résultats sur les forces d'interaction entre l'utilisateur et le RoAM

Pour toutes les ANOVA à deux facteurs sur les forces, les p-sujets, p-conditions et p-interaction sont inférieures à 0,005. Les résultats pour les côtés gauche et droit sont semblables. On présente les résultats du côté gauche. Les p-values des tests de comparaison multiple pour les conditions sont affichées dans le tableau 4.4 et les courbes associées sont représentées figure 4.25.

Pour la force latérale (voir figure 4.25a), les deux commandes permettant les plus petites moyennes quadratiques sont la CBP et la commande "mixte" de façon signifi-

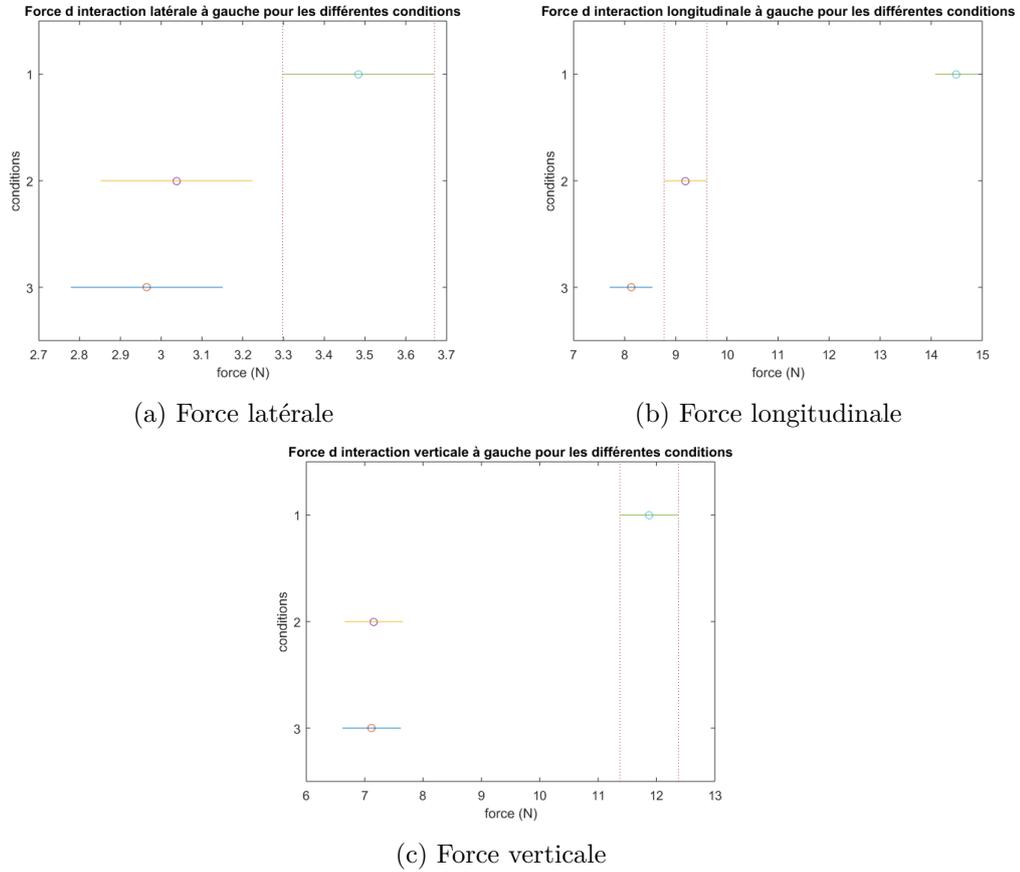


FIGURE 4.25 – Forces d’interaction à la poignée gauche pour les différentes conditions (1-> admittance, 2-> “mixte”, 3-> CBP)

p-value	FGX	FGY	FGZ
admittance-mixte	$3.10^{-7}$	<0,0001	<0,0001
admittance-CBP	$< 10^{-7}$	<0,0001	<0,0001
mixte-CBP	$2.10^{-4}$	<0,0884	<0,0307

Table 4.4 – Tableau des p-values du test de comparaison multiple pour les conditions pour les forces d’interaction à la poignée gauche

cative (p-value entre les conditions admittance et “mixte” de 0,0151 et p-value entre les conditions admittance et CBP de 0,0039).

Pour la force longitudinale (voir figure 4.25b), la CBP est celle qui permet la plus petite moyenne quadratique, suivie par la commande “mixte” puis la commande en admittance (avec des p-values inférieures à  $10^{-9}$ ). En observant les résultats signés, on voit que, pour la CBP, les forces longitudinales sont parfois négatives ce qui signifie que l'utilisateur cherche à retenir le RoAM.

Pour la force verticale (voir figure 4.25c), la CBP et la commande “mixte” sont celles qui présentent les plus petites moyennes quadratiques de façon significative.

### Ressenti des utilisateurs

80% des participants ont trouvé la commande en admittance facile à maîtriser, stable (pour 50% d'entre eux) mais lente (pour 70% d'entre eux). Un tiers a noté qu'elle nécessitait beaucoup d'efforts.

90% des participants ont trouvé que la CBP était difficile à maîtriser. Le deuxième sentiment qui revient le plus est le sentiment de stress, lié au manque de maîtrise. Un tiers des participants ont trouvé le RoAM trop vif et avaient l'impression qu'il agissait avec un certain retard par rapport à leurs intentions.

La majorité des participants ont trouvé la commande “mixte” rapide mais nécessitant d'anticiper les arrêts. Pour un tiers des sujets, cette commande permet une bonne maîtrise et procure une bonne stabilité.

## 4.7 Discussion

Pour résumer les différents résultats vus dans la partie précédente, on propose le tableau récapitulatif 4.5. Le niveau “0” est toujours attribué à la commande en admittance qui est la commande de référence.

Pour les forces longitudinales, le meilleur score est attribué à la CBP. Cependant, comme les valeurs de forces sont parfois négatives, il faut relativiser ce résultat. En effet, cela est déjà perturbant pour certains sujets sains d'avoir l'impression de retenir le robot et cela pourrait être critique avec des sujets âgés. En ce qui concerne les forces verticales, les niveaux sont attribués en prenant pour hypothèse que le meilleur niveau est attribué à la commande pour laquelle l'utilisateur s'appuie le plus sur les poignées. Cependant, comme ce sont des sujets sains, ce critère est discutable et devrait être testé avec des sujets âgés pour être validé.

D'après le tableau 4.5, la commande basée uniquement sur les données de la caméra de profondeur présente de nombreux problèmes. Chaque sujet a réussi à finir le parcours avec cette commande et les efforts longitudinaux nécessaires à la déambulation sont très nettement inférieurs à ceux de la commande en admittance proposée. Cependant, le sentiment de ne pas avoir la maîtrise du RoAM a engendré du stress, des problèmes de posture et ne permet pas d'être plus rapide que la commande en admittance. Ces problèmes étant majoritairement liés à la commande en orientation, les pistes d'amélioration sont : une meilleure évaluation des angles des pieds par la caméra de profondeur en modifiant l'algorithme qui traite les images et une commande non linéaire pour la correction de l'angle du RoAM par rapport au déambulateur.

	rapidité marche avant	rapidité marche arrière	vitesse	temps simple appui	longueur
commande "mixte"	0	-	++	+	+
CBP	--	0	0	0	0

	orientation	forces latérales	forces longitudinales	forces verticales	ressenti utilisateur
commande "mixte"	-	+	+	-	0
CBP	--	+	++	-	--

Table 4.5 – Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des commandes CBP et "mixte" relativement à la commande en admittance

En ayant supprimé les problèmes d'orientation, c'est-à-dire en utilisant la commande "mixte", on conserve les points positifs de la CBP sans garder les plus gros inconvénients. La commande "mixte" permet d'aller plus vite que les deux autres commandes testées ce qui permet une marche plus naturelle (plus grande longueur d'enjambée). Elle permet également de moins pousser tout en gardant un bon sentiment de maîtrise. Avec les essais impliquant des participants sains, les seuls bémols sont la nécessité d'anticiper les arrêts et les difficultés à entreprendre une marche arrière. Dans les deux cas, une utilisation des données de forces d'interaction pourrait permettre d'améliorer ces points.

Les essais de cette partie se sont limités à des sujets sains. En l'état, la commande basée uniquement sur les données de la caméra de profondeur est trop stressante pour permettre des essais avec des sujets âgés. Cependant, des essais peuvent être menés avec les deux autres commandes pour valider les résultats obtenus avec des sujets sains.

Les tests statistiques montrent que l'interaction entre les conditions et les sujets n'est en général pas négligeable. Pour améliorer les résultats, il serait intéressant de développer une méthode pour catégoriser les différents comportements si cela est possible. Suivant les résultats, si le nombre de catégories n'est pas trop important, cela pourrait permettre de proposer plusieurs modes aux utilisateurs.

Les essais ont été menés avec deux personnes observant les sujets pour des raisons, entre autres, de sécurité. Les participants étaient donc légèrement sous pression puisque observés, ils faisaient donc le maximum pour réussir la tâche. Ce biais sera aussi présent avec des personnes âgées. Une des solutions serait de laisser un RoAM à l'hôpital ou en EHPAD mais le prototype n'est pour l'instant pas assez développé pour permettre de tels essais.

Les essais de cette partie ont été réalisés avec une commande en admittance basique. De nombreuses recherches proposent des adaptations pour diminuer le paramètre de masse, entre autre. Il serait intéressant de se comparer à celles présentant les mêmes avantages que notre commande pour mieux refléter l'état actuel de la recherche dans ce domaine.



# Conclusion et perspectives

Cette thèse a étudié, dans le cadre de la marche avec déambulateur, la détection des déséquilibres, l'analyse de la marche et la commande de déambulation basée sur les données d'une caméra de profondeur. Une partie des contributions de cette thèse ont été validées via la conception d'un déambulateur robotisé qui propose ces fonctionnalités. Le chapitre 1 présente un état de l'art des travaux sur les déambulateurs de manière à orienter les choix de conception. Les chapitres suivants introduisent chacun une fonction spécifique du déambulateur sur laquelle nous avons contribué : la détection des déséquilibres, l'analyse de la marche et la commande de déambulation.

Le chapitre 1 propose une représentation des déambulateurs en modules fonctionnels obligatoires et optionnels. Les modules obligatoires sont la base mobile et à la fonction de stabilisation. Concernant le module base mobile, un classement de ces bases a été proposé en évaluant majoritairement deux critères : la manœuvrabilité et l'opérabilité. Ce classement permet d'orienter les choix de conception de la structure mécanique en fonction de l'application visée. Concernant la stabilisation, trois paramètres influençant ce module ont été discutés : la surface de support, la commande en avance et la gestion des déséquilibres. Les modules optionnels répondent aux besoins spécifiques de l'utilisateur. Nous les avons classés en deux parties : ceux liés à des déficits cognitifs ou sensoriels et ceux liés aux difficultés organisationnelle ou motrices. Via un inventaire des apports proposés dans la littérature, nous avons déterminé quatre classes de fonctions apportées par le module répondant aux besoins spécifiques liés aux déficits cognitifs ou sensoriels : l'évitement d'obstacles, l'aide à la navigation, les modalités de communication entre le déambulateur et l'utilisateur et le suivi des paramètres physiologiques. Nous avons classé les fonctions apportées pour pallier aux besoins liés à des déficits organisationnels ou moteurs en deux parties : les fonctions relevant du robot autonome permettant l'appel et le docking et l'assistance au lever. Nous proposons ensuite un inventaire des différentes méthodes d'évaluation des déambulateurs robotisés. Nos travaux montrent un besoin de normalisation des parcours, mesures et questionnaires, afin de rendre comparable les résultats présentés dans la littérature. L'implication des personnels médicaux est aussi essentielle.

Cet état de l'art montre qu'une concertation entre les acteurs de la recherche, les utilisateurs potentiels et les personnels médicaux est souhaitable afin de partager les connaissances d'ingénierie et de normaliser les évaluations des déambulateurs robotisés.

Le chapitre 2 propose trois méthodes pour détecter le déséquilibre. La méthode 1 est une méthode basée sur une limitation de vitesse d'avance du centre de masse. La méthode 2 est une méthode basée sur une limitation de la vitesse d'orientation du tronc vers l'avant. La méthode 3 est une méthode basée sur les limites de position du centre

de masse extrapolé. Les critères de détection que nous avons cherché à optimiser sont la spécificité (pas de détection quand il n'y a pas de déséquilibre), la sensibilité (détection de tous les déséquilibres) et la rapidité (temps nécessaire entre le déséquilibre et sa détection). La rapidité est un point clef pour notre application afin d'agir pour éviter les chutes. Les trois méthodes ont été testées sur des données obtenues avec quatre sujets jeunes et sains avec un total de 28 déséquilibres provoqués. Lors des essais, les sujets réalisent une ligne droite avec l'assistance d'un déambulateur, ici le déambulateur à support pelvien de Singapour. Durant ce trajet, le sujet est poussé par le déambulateur à un instant qui lui est inconnu. Les positions des membres de l'utilisateur est obtenue par un système de capture de mouvement fixe dans l'environnement. Nos résultats montrent une spécificité de 100% pour toutes les méthodes, une sensibilité de 100% pour les méthodes 1 et 3 et de 78% pour la méthode 2. La méthode 2 est, de plus, trop lente (approximativement  $890ms$ ). Elle se fait au moment où le sujet se rééquilibre et n'est donc pas à proprement parler une méthode de détection de déséquilibre. Si la méthode 1 est la plus rapide (approximativement  $500ms$  contre  $570ms$  pour la méthode 3), elle n'est valable que pour les déséquilibres vers l'avant. La méthode 3 est, quant à elle, généralisable à toutes les directions de déséquilibre possibles. La meilleure solution semble donc de se baser sur la méthode 3 tout en utilisant en parallèle la méthode 1 pour détecter au plus tôt les déséquilibres vers l'avant.

Nous considérons quatre travaux futurs. Premièrement, une utilisation hors du laboratoire nécessite que le système de détection des déséquilibres soit embarqué sur le déambulateur. La méthode retenue ne nécessite comme données que la position des pieds et la position estimée du centre de masse. Ces positions peuvent être obtenues à l'aide de capteurs embarqués, permettant donc de s'affranchir du système de mesure fixe dans l'environnement. Deuxièmement, des expériences avec plus de sujets et en particulier des sujets âgés et/ou pathologiques sont à mener pour confirmer les premiers résultats obtenus. Troisièmement, pour aller plus loin, il faut pouvoir provoquer des déséquilibres variés tout en garantissant la sécurité des participants. Enfin, le développement d'un indicateur objectif permettant de différencier une situation de déséquilibre d'une situation d'équilibre permettrait d'explorer expérimentalement la zone grise entre équilibre et déséquilibre. Cet indicateur peut éventuellement se baser sur des observations du personnel médical.

Le chapitre 3 propose la conception d'un système de mesure de la position et de l'orientation des pieds d'un utilisateur de déambulateur basé sur les données d'une caméra de profondeur. Nous avons développé un algorithme qui calcule ces positions et orientations en temps réel (aux limites de la fréquence d'acquisition de la caméra, soit  $33ms$ ). Pour minimiser les temps de calcul, l'algorithme développé utilise le moins possible les données 3D : la segmentation des pieds est faite avec les données 2D après une sélection de la zone d'intérêt. Nous avons évalué ce système de mesure avec des sujets jeunes et sains et des sujets âgés, pathologiques pour certains. Les mesures obtenues avec notre système sont comparées à celles obtenues avec un système de référence. Nos résultats montrent que notre méthode obtient la meilleure précision en l'absence de marqueur. Elle permet, de plus, une mesure en temps réel et n'est que peu affectée par les contraintes de vêtements ou de bandages. Dans un deuxième temps, nous avons aussi testé cette méthode pour évaluer les paramètres spatiotemporels de la marche. Les résultats obtenus sont cohérents avec les pathologies des participants. Enfin, le

système de mesure proposé permet l'estimation de la position et de l'orientation de l'utilisateur et le calcul des paramètres spatiotemporels de la marche pour les sujets sains et pathologiques.

Nous considérons deux travaux futurs. Afin de permettre une analyse quotidienne et automatique de la marche, il est nécessaire de détecter les laps de temps pendant lesquels cette analyse peut être faite. L'analyse classique de la marche n'est possible que quand l'utilisateur se déplace en ligne droite, il faut donc automatiser la détection de ces périodes. Il est, de plus, nécessaire d'automatiser la détection de début et de fin d'utilisation et de sécuriser les données pour une utilisation autonome. Ensuite, ce système de mesure rend possible une analyse de la marche en l'absence d'observateurs. En effet, la présence d'observateurs tend à influencer la marche des patients, introduisant un biais dans les examens. Ainsi, les solutions apportées par cette thèse ouvrent une nouvelle piste pour enlever ce biais des analyses. De plus amples expériences restent nécessaires pour valider cette hypothèse, comprendre les bénéfices à en tirer pour le diagnostic et l'intérêt d'autres données, comme l'orientation des pieds ou le temps d'utilisation du déambulateur pour la détection et le suivi des pathologies.

Le chapitre 4 propose une commande de déambulateur basée sur les données d'une caméra de profondeur. Après avoir détaillé l'asservissement bas-niveau mis en place, ce chapitre propose l'adaptation d'une commande utilisant une projection sphérique du CIR. L'utilisation de cette commande est liée à la spécificité de la structure mécanique de notre base mobile. Elle permet de gérer les problèmes de compatibilité, de singularité et de mouvements intermédiaires du robot. Ensuite, l'asservissement basé sur les mesures dans l'image est présenté, avec une partie de correction et une partie d'anticipation. Cette commande a été testée avec 10 participants sur un parcours écologique. Elle a été comparée à deux autres commandes : une commande en admittance et une commande "mixte" utilisant l'asservissement image pour l'avance et l'admittance pour l'orientation. Nous avons déterminé le caractère significatif des résultats obtenus en réalisant des ANOVA. Les résultats montrent que chaque participant a réussi à finir le parcours avec les trois commandes. Les avantages apportés par l'utilisation des données de la caméra de profondeur par rapport à l'utilisation des données des efforts d'interaction sont : moins de forces d'interaction entre l'utilisateur et le robot, une plus grande vitesse atteinte et une meilleure qualité de marche (plus grandes enjambées). Les inconvénients sont : des difficultés à s'arrêter rapidement, des problèmes de posture et des sentiments de manque de maîtrise du robot. La commande "mixte" permet de résoudre une partie de ces problèmes.

Pour les futurs travaux, premièrement, deux pistes s'ouvrent pour résoudre les problèmes rencontrés avec l'asservissement image : soit améliorer la mesure et l'asservissement en orientation soit progresser dans la fusion des données images et efforts. La deuxième piste semble plus prometteuse car les correctifs proposés pour augmenter la rapidité de l'arrêt avec la commande uniquement basée image semblent insuffisants. L'utilisation des capteurs d'efforts devrait résoudre ce problème simplement et de façon robuste. Deuxièmement, des tests sont à effectuer avec des utilisateurs âgés pour valider les résultats obtenus avec les sujets jeunes et tester si l'interaction entre les différentes commandes et les différents sujets est plus ou moins importante dans cette population. Ces tests ne sont possibles qu'avec les commandes "mixte" et en admittance, la commande basée uniquement sur l'image n'étant pas assez sécuritaire. Enfin

les applications de cette commande générique pour d'autres utilisations nécessitant qu'un objet reste à proximité d'un utilisateur sont à explorer (ex : assistance aux manipulations en usine).

Ce travail de thèse s'inscrit dans la quête d'une assistance à la marche ne demandant aucun effort à l'utilisateur et lui permettant une marche naturelle sans perturbation de sa posture. Pour être adopté par le plus grand nombre, les dispositifs d'aide à la marche doivent pouvoir insuffler un sentiment de contrôle et de sécurité à l'utilisateur. En atteignant une partie de ces objectifs, les assistances à la marche permettent d'augmenter l'autonomie des personnes, augmentant ainsi la durée et la qualité de la vie de nos aînés. Nos travaux ont permis d'avancer sur la sécurisation de la marche, la diminution des efforts nécessaires à la marche assistée et sur la qualité de cette marche. Outre les contributions théoriques, la pertinence de ces travaux a été évaluée par la conception d'un déambulateur robotisé opérationnel et par de nombreuses expériences.

## Publications et communications

- Robotica 2016  
S. Page, L. Saint-Bauzel, P. Rumeau, et V. Pasqui, “Smart walkers : an application-oriented review,” *Robotica FirstView*, 1–20 (2016).
- ICRA 2015  
S. Page, M. Martins, L. Saint-Bauzel, C. Santos, et V. Pasqui, “Fast embedded feet pose estimation based on a depth camera for smart walker,” dans “*Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*,” (2015), p. 4224–4229.
- ICORR2015  
M. Martins, S. Page, L. Saint-Bauzel, V. Pasqui, C. Santos, et A. Meziere, “Realtime gait assessment with an active depth sensor placed in a walker,” dans “*Proceedings of the 14th IEEE/RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics*,” (2015), p. 1–6.
- SOFPEL 2015  
Poster : Solenne Page, Kyung-Ryoul Mun, Zhao Guo, Francisco Anaya Reyes, Haoyong Yu, Viviane Pasqui, “Estimation de la perte d’équilibre durant l’utilisation d’un déambulateur intelligent”
- BioRob 2016  
Solenne Page, Kyung-Ryoul Mun, Zhao Guo, Francisco Anaya Reyes, Haoyong Yu, Viviane Pasqui, “Unbalance Detection to Avoid Falls with the Use of a Smart Walker”
- MPR 2017  
Roby-Brami A., Bachtta W., Page S., Bevilacqua F., Marchand-Pauvert V., Saint-Bauzel L., Kemlin C., Pradat-Diehl P., Pasqui V. and Jarrasse, N. (2017). *Interfaces interactives et vie quotidienne*. . Dossier Actualités en MPR . Vol 1 Pages 1-4.



# Bibliographie

- [1] S. Page, L. Saint-Bauzel, P. Rumeau, et V. Pasqui, “Smart walkers : an application-oriented review,” *Robotica* **FirstView**, 1–20 (2016). URL [http://journals.cambridge.org/article\\_S0263574716000023](http://journals.cambridge.org/article_S0263574716000023).
- [2] M. Alwan, P. J. Rajendran, R. Ledoux, C. Huang, G. Wasson, et P. Sheth, “Stability margin monitoring in steering-controlled intelligent walkers for the elderly,” (2004).
- [3] G. Campion, G. Bastin, et B. Dandrea-Novel, “Structural properties and classification of kinematic and dynamic models of wheeled mobile robots,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation* **12**, 47–62 (1996).
- [4] D. Chugo, Y. Sakaida, S. Yokota, et K. Takase, “Sitting motion assistance on a rehabilitation robotic walker,” dans “IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO),” (2011), p. 1967–1972.
- [5] W.-H. Mou, M.-F. Chang, C.-K. Liao, Y.-H. Hsu, S.-H. Tseng, et L.-C. Fu, “Context-aware assisted interactive robotic walker for parkinson’s disease patients,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” (2012), p. 329–334.
- [6] B. Graf, “An adaptive guidance system for robotic walking aids,” *Journal of Computing and Information Technology* **17**, 109–120 (2009).
- [7] V. Pasqui, L. Saint-Bauzel, C. Zong, X. Clady, P. Decq, F. Piette, V. Michel-Pellegrino, A. E. Helou, M. Carré, A. Durand, Q. Hoang, J. Guiochet, P. Rumeau, V. Dupourque, et J. Caquas, “Projet miras : robot d’assistance à la déambulation avec interaction multimodale,” *IRBM* **33**, 165 – 172 (2012). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031812000188>, numéro spécial ANR TECSANTechnologie pour la santé et l’autonomie.
- [8] M. Spenko, H. Yu, et S. Dubowsky, “Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **14**, 344–351 (2006).
- [9] G. Lee, T. Ohnuma, N. Chong, et S.-G. Lee, “Walking intent-based movement control for jaist active robotic walker,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems* (2013).
- [10] H. K. Park, H. S. Hong, H. J. Kwon, et M. J. Chung, “A nursing robot system for elderly people,” (2002).

- [11] K. Tadakuma, "Tetrahedral mobile robot with novel ball shape wheel," dans "Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on," (2006), p. 946–952.
- [12] M. Wada et H. Asada, "Design and control of a variable footprint mechanism for holonomic omnidirectional vehicles and its application to wheelchairs," *IEEE Transactions on Robotics and Automation* **15**, 978–989 (1999).
- [13] H. Yu et S. Dubrowsky, "Omni-directional mobility using active split offset castors," dans "SAME IDETC/CIE 26th Biennial Mechanics and Robotics Conference," (2000), p. 822–829.
- [14] X. Zhu, Q. Cao, H. Tan, et A. Tang, "Omni-directional vision based tracking and guiding system for walking assistant robot," dans "Advances in Neural Network Research and Applications," , vol. 67 de *Lecture Notes in Electrical Engineering* (Springer Berlin Heidelberg, 2010), p. 537–543. URL [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-12990-2\\_62](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-12990-2_62).
- [15] "The keepace : a personalized electric walking assist car," [http://www.murata.com/corporate/ad/article/metamorphosis17/application\\_note/02/02.html](http://www.murata.com/corporate/ad/article/metamorphosis17/application_note/02/02.html), (accessed in : 25.02.14). URL [http://www.murata.com/corporate/ad/article/metamorphosis17/application\\_note/02/02.html](http://www.murata.com/corporate/ad/article/metamorphosis17/application_note/02/02.html).
- [16] C. Huang, G. Wasson, M. Alwan, P. Sheth, et A. Ledoux, "Shared navigational control and user intent detection in an intelligent walker," dans "AAAI Fall 2005 Symposium (EMBC)," (2005).
- [17] S. Inagaki, T. Suzuki, et T. Ito, "Design of man-machine cooperative nonholonomic two-wheeled vehicle based on impedance control and time-state control," dans "IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)," (2009), p. 3768–3773.
- [18] A. Sabatini, V. Genovese, et E. Pacchierotti, "A mobility aid for the support to walking and object transportation of people with motor impairments," dans "IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems," , vol. 2 (2002), vol. 2, p. 1349–1354.
- [19] G. Xiong, J. Gong, G. Junyao, T. Zhao, D. Liu, et X. Chen, "Optimum design and simulation of a mobile robot with standing-up devices to assist elderly people and paraplegic patients," dans "IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)," (2006), p. 807–812.
- [20] J. Ye, J. Huang, J. He, C. Tao, et X. Wang, "Development of a width-changeable intelligent walking-aid robot," dans "International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)," (2012), p. 358–363.
- [21] J.-P. Merlet, "Preliminary design of ang, a low-cost automated walker for elderly," dans "New Trends in Mechanism Science," , vol. 5 de *Mechanisms and Machine Science* (Springer Netherlands, 2010), p. 529–536. URL [http://dx.doi.org/10.1007/978-90-481-9689-0\\_61](http://dx.doi.org/10.1007/978-90-481-9689-0_61).
- [22] C. Bühler, H. Heck, J. Nedza, et R. Wallbruch, "Evaluation of the mobil walking & lifting aid," *Assistive Technology - Added Value to the Quality of Life* (2001).

- [23] P. Médéric, V. Pasqui, F. Plumet, et P. Bidaud, “Design of a walking-aid and sit to stand transfer assisting device for elderly people,” Proceedings of Romansy 2004 : the 15th CISM-IFTToMM Symposium on Robot Design, Dynamics and Control, Montréal, Canada-June 14-18 (2004).
- [24] Y.-C. Huang, C.-J. Wu, C.-H. Ko, et K.-Y. Young, “Collision-free guidance for passive robot walking helper,” dans “IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC),” (2012), p. 3129–3134.
- [25] D. T. Röfer, T. Laue, et D. B. Gersdorf, “iwalker - an intelligent walker providing services for the elderly,” Technically Assisted Rehabilitation (2009).
- [26] H. Yu, M. Spenko, et S. Dubowsky, “An adaptive shared control system for an intelligent mobility aid for the elderly,” Autonomous Robots **15**, 53–66 (2003).
- [27] D. Yoo, H. Hong, H. Kwon, et M. Chung, “20 human-friendly care robot system for the elderly,” dans “Advances in Rehabilitation Robotics,” , vol. 306 de *Lecture Notes in Control and Information Science* (Springer Berlin Heidelberg, 2004), p. 323–332. URL [http://dx.doi.org/10.1007/10946978\\_20](http://dx.doi.org/10.1007/10946978_20).
- [28] Y. Jiang et S. Wang, “Adapting directional intention identification in running control of a walker to individual difference with fuzzy learning,” dans “International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA),” (2010), p. 693–698.
- [29] D. Chugo, T. Asawa, T. Kitamura, J. Songmin, et K. Takase, “A motion control of a robotic walker for continuous assistance during standing, walking and seating operation,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” (2009), p. 4487–4492.
- [30] K.-H. Seo et J.-J. Lee, “The development of two mobile gait rehabilitation systems,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering **17**, 156–166 (2009).
- [31] L. Zhang, D. Bai, et L. Yi, “Optimization of walking assistance mechanism in rehabilitation wheelchair,” dans “IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME),” (2011), p. 621–626.
- [32] N. J. Seo, T. J. Armstrong, et J. G. Young, “Effects of handle orientation, gloves, handle friction and elbow posture on maximum horizontal pull and push forces,” Ergonomics **53**, 92–101 (2010). URL <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140130903389035>, pMID : 20069485.
- [33] Y. Zhang, J. Niu, M. Hayes, C. Chaisson, P. Aliabadi, et D. Felson, “Prevalence of symptomatic hand osteoarthritis and its impact on functional status among the elderly. the framingham study,” American Journal of Epidemiology **156**, No. **11** (2002).
- [34] B. D. Owen et G. Fragala, “Reducing perceived physical stress while transferring residents : An ergonomic approach,” AAOHN Journal **47**, 316–323 (1999). URL <https://doi.org/10.1177/216507999904700706>, pMID : 10661045.
- [35] “The rehabilitation institute of chicago, 2005,” <http://www.kineadesign.com/portfolio/kineassist/>, (accessed in : 25.02.14). URL <http://www.kineadesign.com/portfolio/kineassist/>.

- [36] M. Bouri, Y. Stauffer, C. Schmitt, Y. Allemand, S. Gnemmi, R. Clavel, P. Me-trailler, et R. Brodard, “The walktrainer : A robotic system for walking reha-bilitation,” dans “IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO),” (2006), p. 1616–1621.
- [37] E. Einbinder et T. Horrom, “Smart walker : A tool for promoting mobility in elderly adults.” *J Rehabil Res Dev.* **47(9)**, xiii–xvi (2010).
- [38] O. Chuy, Y. Hirata, et K. Kosuge, “Augmented variable center of rotation in controlling a robotic walker to adapt user characteristics,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” (2005), p. 1779–1784.
- [39] A. J. Rentschler, R. Simpson, R. A. Cooper, et M. L. Boninger, “Clinical evalua-tion of guido robotic walker,” *Journal of Rehabilitation Research & Development* **45**, 1281–1294 (2008).
- [40] O. Chuy, Y. Hirata, et K. Kosuge, “Environment feedback for robotic walking support system control,” dans “IEEE International Conference on Robotics and Automation,” (2007), p. 3633–3638.
- [41] K.-T. Song et S.-Y. Jiang, “Force-cooperative guidance design of an omni-directional walking assistive robot,” dans “International Conference on Mecha-tronics and Automation (ICMA),” (2011), p. 1258–1263.
- [42] H.-G. Jun, Y.-Y. Chang, B.-J. Dan, B.-R. Jo, B.-H. Min, H. Yang, W.-K. Song, et J. Kim, “Walking and sit-to-stand support system for elderly and disabled,” dans “IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR),” (2011), p. 1–5.
- [43] Y. Hirata, A. Hara, et K. Kosuge, “Passive-type intelligent walking support sys-tem "rt walker",” dans “Proceedings IEEE/RSJ International Conference on In-telligent Robots and Systems (IROS),” , vol. 4 (2004), vol. 4, p. 3871–3876 vol.4.
- [44] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizzera-Neto, et R. Ceres, “Assistive mobility devices focusing on smart walkers : Classification and review,” *Robotics and Autonomous Systems* **60**, 548–562 (2012). URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2011.11.015>.
- [45] R. Tan, S. Wang, Y. Jiang, K. Ishida, et M. Fujie, “Path tracking control of an omni-directional walker considering pressures from a user,” dans “35th An-nual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC),” (2013), p. 910–913.
- [46] Y. Hirata, A. Muraki, et K. Kosuge, “Motion control of intelligent passive-type walker for fall-prevention function based on estimation of user state,” dans “Pro-ceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA),” (2006), p. 3498–3503.
- [47] N. Noury, A. Fleury, P. Rumeau, A. Bourke, G. Laighin, V. Rialle, et J. E. Lundy, “Fall detection - principles and methods,” dans “29th Annual Interna-tional Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS),” (2007), p. 1663–1666.

- [48] N. Nejatbakhsh et K. Kosuge, "User-environment based navigation algorithm for an omnidirectional passive walking aid system," dans "9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)," (2005), p. 178–181.
- [49] K.-T. Yu, C.-P. Lam, M.-F. Chang, W.-H. Mou, S.-H. Tseng, et L.-C. Fu, "An interactive robotic walker for assisting elderly mobility in senior care unit," dans "2010 IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO)," (2010), p. 24–29.
- [50] Y. Hirata, S. Komatsuda, et K. Kosuge, "Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model," dans "IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)," (2008), p. 1222–1228.
- [51] S. Taghvaei, Y. Hirata, et K. Kosuge, "Control of a passive walker using a depth sensor for user state estimation," dans "IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)," (2011), p. 1639–1645.
- [52] M. Geravand, W. Rampeltshammer, et A. Peer, "Control of mobility assistive robot for human fall prevention," IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) (2015).
- [53] G. Lacey et S. MacNamara, "User involvement in the design and evaluation of a smart mobility aid," *Journal of rehabilitation research and development* **37(6)**, 709–23 (2000).
- [54] V. Faria, J. Silva, M. Martins, et C. Santos, "Dynamical system approach for obstacle avoidance in a smart walker device," dans "Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC), 2014 IEEE International Conference on," (2014), p. 261–266.
- [55] S. Kotani, H. Mori, et N. Kiyohiro, "Development of the robotic travel aid hitomi," *Robotics and Autonomous Systems* **17**, 119 – 128 (1996). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0921889095000674>.
- [56] V. Kulyukin, A. Kutiyawala, E. LoPresti, J. Matthews, et R. Simpson, "iwalker : Toward a rollator-mounted wayfinding system for the elderly," dans "IEEE International Conference on RFID," (2008), p. 303–311.
- [57] B. Graf, U. Reiser, M. Hägele, K. Mauz, et P. Klein, "Robotic home assistant care-o-bot 3 - product vision and innovation platform," dans "IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO)," (2009), p. 139–144.
- [58] A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. Matthews, J. Dunbar-Jacob, et S. Thrun, "A robotic walker that provides guidance," dans "Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)," , vol. 1 (2003), vol. 1, p. 25–30 vol.1.
- [59] J. Glover, S. Thrun, et J. Matthews, "Learning user models of mobility-related activities through instrumented walking aids," dans "Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)," , vol. 4 (2004), vol. 4, p. 3306–3312 Vol.4.
- [60] C.-C. Tsai, Y.-S. Huang, Y.-C. Wang, et S. Hu, "Design and implementation of a nursing-care walking assistant for the elderly," dans "Proc. of 2005 Chinese Automatic Control Conference," (Citeseer, 2005), p. 210–215.

- [61] J. Glover, D. Holstius, M. Manojlovich, K. Montgomery, A. Powers, J. Wu, S. Kiesler, J. Matthews, et S. Thrun, "A robotically-augmented walker for older adults," *Rapp. techn.* (2003).
- [62] D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galan, et G. Lacey, "Implementing map based navigation in guido, the robotic smartwalker," dans "Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)," (IEEE, 2005), p. 3390–3395.
- [63] Y. Shi, S. Kotani, et H. Mori, "A route comprehension support system for a robotic travel aid," *Systems and Computers in Japan* **37**, 87–99 (2006). URL <http://dx.doi.org/10.1002/scj.10568>.
- [64] V. Kulyukin, E. LoPresti, A. Kutiyawala, R. Simpson, et J. Matthews, "A rollator-mounted wayfinding system for the elderly : Proof-of-concept design and preliminary technical evaluation," dans "Proceedings of the 30-th Annual Conference of the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)," (2007).
- [65] A. Sabatini, V. Genovese, et E. Maini, "Be-viewer : vision-based navigation system to assist motor-impaired people in docking their mobility aids," dans "Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)," , vol. 1 (2003), vol. 1, p. 1318–1323.
- [66] H. Hashimoto, A. Sasaki, Y. Ohyama, et C. Ishii, "Walker with hand haptic interface for spatial recognition," dans "9th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control," (2006), p. 311–316.
- [67] G.-H. Yuk, H.-S. Park, B.-J. Dan, B.-R. Jo, et W.-S. Chang, "Development of smart mobile walker for elderly and disabled," dans "IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)," (2013), p. 300–301.
- [68] Y. Nemoto, S. Egawa, A. Koseki, S. Hattori, T. Ishii, et M. Fujie, "Power-assisted walking support system for elderly," dans "Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society," , vol. 5 (1998), vol. 5, p. 2693–2695.
- [69] L. Zhang, Q. X. Cao, C. T. Leng, A. L. Tang, et F. Shi, "The development of walking assistant robot for the elderly," *Key Engineering Materials*, 467-469, 1893 (2011).
- [70] A. D. C. Chan et J. Green, "Smart rollator prototype," dans "IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications (MeMeA)," (2008), p. 97–100.
- [71] K. Doughty, *Telehealth to support health promotion and management of disease* (Oxford Desk Reference : Geriatric Medicine, 2012).
- [72] J. Hausdorff, "Gait variability : methods, modeling and meaning," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **2**, 1–9 (2005). URL <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>.
- [73] J. L. Allen, S. A. Kautz, et R. R. Neptune, "Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking,"

- Gait & Posture **33**, 538 – 543 (2011). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211000051>.
- [74] V. Y. MHS et A. M. PhD, “Difficulties in automatic speech recognition of dysarthric speakers and implications for speech-based applications used by the elderly : A literature review,” *Assistive Technology* **22**, 99–112 (2010). URL <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10400435.2010.483646>, pMID : 20698428.
- [75] Y. Hirata, A. Muraki, et K. Kosuge, “Standing up and sitting down support using intelligent walker based on estimation of user states,” dans “Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation,” (2006), p. 13–18.
- [76] J. Miro, V. Osswald, M. Patel, et G. Dissanayake, “Robotic assistance with attitude : A mobility agent for motor function rehabilitation and ambulation support,” dans “IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR),” (2009), p. 529–534.
- [77] Y. Morita, D. Chugo, Y. Sakaida, S. Yokota, et K. Takase, “Standing motion assistance on a robotic walker based on the estimated patient’s load,” dans “4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob),” (2012), p. 1721–1726.
- [78] H.-M. Shim, E.-H. Lee, J.-H. Shim, S.-M. Lee, et S.-H. Hong, “Implementation of an intelligent walking assistant robot for the elderly in outdoor environment,” dans “9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR),” (2005), p. 452–455.
- [79] M. Tomita, T. Ogiso, Y. Nemoto, et M. G. Fujie, “A study on the path of an upper-body support arm used for assisting standing-up and sitting-down motion,” *JSME International Journal Series C* **43**, 949–956 (2000).
- [80] V. Pasqui et P. Bidaud, “Bio-mimetic trajectory generation for guided arm movement during assisted sit-to-stand transfer.” dans “Proc. of the 9th Int. Conf. on Climbing and Walking Robots, Geneva, Belgium,” (2006).
- [81] V. Pasqui, J. Graefinstein, L. Saint-Bauzel, et P. Bidaud, “Postural stability contro for robot-human cooperation for sit-to-stand assistance,” *Proc. CLAWAR* (2007).
- [82] C. Zhu, M. Oda, M. Suzuki, X. Luo, H. Watanabe, et Y. Yan, “A new type of omnidirectional wheelchair robot for walking support and power assistance,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” (2010), p. 6028–6033.
- [83] X. Zhang, Y. Wang, et X. Wei, “Research on control technology of elderly-assistant & walking-assistant robot based on tactile-slip sensation,” *Engineering Sciences* **11** (2013).
- [84] K.-T. Song et C.-Y. Lin, “A new compliant motion control design of a walking-help robot based on motor current and speed measurement,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” (2009), p. 4493–4498.

- [85] G. Wasson, P. Sheth, M. Alwan, K. Granata, A. Ledoux, et C. Huang, “User intent in a shared control framework for pedestrian mobility aids,” dans “Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” , vol. 3 (2003), vol. 3, p. 2962–2967.
- [86] J. Frémy, F. Michaud, et M. Lauria, “Pushing a robot along - a natural interface for human-robot interaction,” dans “IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA),” (2010), p. 3440–3445.
- [87] O. Chuy, Y. Hirata, Z. Wang, et K. Kosuge, “Approach in assisting a sit-to-stand movement using robotic walking support system,” dans “IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems,” (2006), p. 4343–4348.
- [88] S. French, “Simulation exercises in disability awareness training : A critique,” *Disability, Handicap & Society* **7**, 257–266 (1992). URL <https://doi.org/10.1080/02674649266780261>.
- [89] A. Frizera Neto, R. Ceres, E. Rocón de Lima, et J. L. Pons, “Empowering and assisting natural human mobility : The symbiosis walker,” *International Journal of Advanced Robotic Systems* **8**, 34–50 (2011).
- [90] K.-R. Mun, Z. Guo, et H. Yu, “Development and evaluation of a novel overground robotic walker for pelvic motion support,” dans “IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR),” (2015), p. 95–100.
- [91] S. Page, M. Kyung-Ryoul, Z. Guo, F. Anaya Reyes, H. Yu, et V. Pasqui, “Unbalance detection to avoid falls with the use of a smart walker,” dans “6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob),” (2016).
- [92] D. A. Winter, “Human balance and posture control during standing and walking,” *Gait and Posture* **3**, 193–214 (1995). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-40T9MNY-1/2/c7f85b213cf165061a080115510bc191>.
- [93] A. Hof, M. Gazendam, et W. Sinke, “The condition for dynamic stability,” *Journal of Biomechanics* **38**, 1 – 8 (2005). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004001642>.
- [94] C. P. Carty, P. Mills, et R. Barrett, “Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy,” *Gait & Posture* **33**, 261 – 267 (2011). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210004054>.
- [95] A. Höhne, C. Stark, G.-P. Brüggemann, et A. Arampatzis, “Effects of reduced plantar cutaneous afferent feedback on locomotor adjustments in dynamic stability during perturbed walking,” *Journal of Biomechanics* **44**, 2194 – 2200 (2011). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901100457X>.
- [96] F. Bagalà, C. Becker, A. Cappello, L. Chiari, et K. e. a. Aminian, “Evaluation of accelerometer-based fall detection algorithms on real-world falls.” *PLoS ONE* **7**(5) : e37062. (2012).

- [97] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, et C. Becker, "Evaluation of a fall detector based on accelerometers : A pilot study," *Medical and Biological Engineering and Computing* **43**, 548–551. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF02351026>.
- [98] K.-R. Mun, H. Yu, C. Zhu, et M. S. Cruz, "Design of a novel robotic over-ground walking device for gait rehabilitation," dans "Advanced Motion Control (AMC), 2014 IEEE 13th International Workshop on," (2014), p. 458–463.
- [99] J. Geursen, D. Altena, C. Massen, et M. Verduin, "A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour." *Agressologie* 17 SPECNO :63-9. (1976).
- [100] D. Winter, *Biomechanics of human movement* (New York : Wiley and Sons, 1979).
- [101] S. Page, M. Martins, L. Saint-Bauzel, C. Santos, et V. Pasqui, "Fast embedded feet pose estimation based on a depth camera for smart walker," dans "Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on," (2015), p. 4224–4229.
- [102] M. Martins, S. Page, L. Saint-Bauzel, V. Pasqui, C. Santos, et A. Meziere, "Real-time gait assessment with an active depth sensor placed in a walker," dans "Proceedings of the 14th IEEE/RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics," (2015), p. 1–6.
- [103] C. Zong, M. Chetouani, et A. Tapus, "Automatic gait characterization for a mobility assistance system," *Control Automation Robotics & Vision (ICARCV)*, 2010 11th International Conference on , vol., no., pp.473,478, 7-10 Dec. 2010 .
- [104] A. Abellanas, A. Frizera Neto, R. Ceres, R. Raya, et L. Calderón, "Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility : Improvement of the model-echo fitting." 22nd international conference EUROSENSORS (2008).
- [105] T. Pallejà, M. Teixidó, M. Tresanchez, et J. Palacín, "Measuring gait using a ground laser range sensor." *Sensors*. 2009 ; 9(11) :9133-9146. .
- [106] G. Paolini, A. Peruzzi, A. Mirelman, A. Cereatti, S. Gaukrodger, J. Hausdorff, et U. Della Croce, "Validation of a method for real time foot position and orientation tracking with microsoft kinect technology for use in virtual reality and treadmill based gait training programs." *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* , vol.22, no.5, pp.997,1002 (Sept. 2014).
- [107] R.-L. Hu, A. Hartfiel, J. Tung, A. Fakhri, J. Hoey, et P. Poupart, "3d pose tracking of walker users' lower limb with a structured-light camera on a moving platform." *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, 2011 IEEE Computer Society Conference on , vol., no., pp.29,36, 20-25 (June 2011).
- [108] C. Joly, C. Dune, P. Gorce, et P. Rives, "Feet and legs tracking using a smart rollator equipped with a kinect." *Workshop on "Assistance and Service Robotics in a Human Environment" in conjunction with IEEE/RSJ Int. Conf. on Int. Rob. and Sys. (IROS)* (2013).
- [109] [www.opencv.org](http://www.opencv.org).
- [110] [www.codamotion.com](http://www.codamotion.com).

- [111] J. Cohen et F. Mourey, *Rééducation en gériatrie* (Coll. Professions santé, Lavoisier Médecine, 2014).
- [112] D. Gasq, F. Molinier, et J.-M. Lafosse, “Physiologie, méthodes d’explorations et troubles de la marche.” Technical Report (2009).
- [113] G. Wasson, J. Gunderson, S. Graves, et R. Felder, “An assistive robotic agent for pedestrian mobility,” dans “International Conference on Autonomous Agents,” (2001), p. 169–173.
- [114] B. Graf, “Reactive navigation of an intelligent robotic walking aid,” dans “Proceedings of the 10th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication,” (2001), p. 353–358.
- [115] G. Lacey et K. Dawson-Howe, “Evaluation of robot mobility aid for the elderly blind,” (1997).
- [116] A. Campeau-Lecours, *Développement d’algorithmes de commande et d’interfaces mécatroniques pour l’interaction physique humain-robot* (Faculté des sciences et de génie, Université de Laval, Québec, 2012).
- [117] W. Zhou, L. Xu, et J. Yang, “An intent-based control approach for an intelligent mobility aid,” dans “2nd International Asia Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics (CAR),” , vol. 2 (2010), vol. 2, p. 54–57.
- [118] H.-K. Wu, C.-W. Chien, Y.-C. Jheng, C.-H. Chen, H.-R. Chen, et C.-H. Yu, “Development of intelligent walker with dynamic support,” 18th IFAC World Congress Milano (Italy) (2011).
- [119] C. Valadão, E. Caldeira, T. Bastos-Filho, A. Frizera-Neto, et R. Carelli, “A new controller for a smart walker based on human-robot formation,” *Sensors* **16** (2016).
- [120] S. D. Kelly et R. M. Murray, “Geometric phases and locomotion.” *J. Robotic Systems*, 12(6)(June), 417-431. (1995).
- [121] C. Connette, A. Pott, M. Hägele, et A. Verl, “Control of an pseudo-omnidirectional, non-holonomic, mobile robot based on an icm representation in spherical coordinates,” dans “Decision and Control, 2008. CDC 2008. 47th IEEE Conference on,” (2008), p. 4976–4983.