



HAL
open science

Analyse et interprétation des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout sur gyropode

Lambert Trénoras

► **To cite this version:**

Lambert Trénoras. Analyse et interprétation des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout sur gyropode. Automatique / Robotique. Université de Versailles-Saint Quentin en Yvelines, 2014. Français. NNT : 2014VERS0040 . tel-01252903

HAL Id: tel-01252903

<https://theses.hal.science/tel-01252903>

Submitted on 8 Jan 2016

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.



Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines
Ecole doctorale Sciences et Technologies de Versailles

Thèse

pour obtenir le grade de :

Docteur de l'Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines

dans la spécialité

« Robotique »

par

Lambert Trénoras

Analyse et interprétation des variations intentionnelles
ou perturbatrices de la station debout sur gyropode.

Date de soutenance : 1^{er} décembre 2014 devant le jury composé de :

M. Frédéric Magoules	Professeur - École Centrale de Paris	(Rapporteur)
M. Philippe Martinet	Professeur - École Centrale de Nantes	(Rapporteur)
M. Éric Monacelli	Maître de Conférences - Université de Versailles St-Quentin-en-Yvelines	(Directeur de Thèse)
M. Vincent Hugel	Professeur - Université de Toulon	(Directeur de Thèse)
M. Amar Ramdame-Cherif	Professeur - Université de Versailles St-Quentin-en-Yvelines	(Examineur)
M. Yasuhisa Hirata	Professeur - Université de Tohoku, Japon	(Examineur)
M. Olivier Bruneau	Professeur - Université Paris Sud	(Examineur)
M. Michel-Ange Amorim	Professeur - Université Paris Sud	(Examineur)
M. Claude Dumas	Ergothérapeute - Directeur Général du CEREMH	(Invité)

RÉSUMÉ

Le travail de cette thèse porte sur l'étude et la conception d'un fauteuil roulant sur deux roues appelé *Gyrolift*, adaptation d'un gyropode, véhicule de transport auto-équilibré, en fauteuil roulant verticalisateur sur deux roues. La verticalisation permet à une personne assise dans un fauteuil roulant le transfert d'une position assise à une position debout.

Se mettre debout et se maintenir en équilibre malgré la présence d'un certain nombre de perturbations représente un défi pour une personne en situation de handicap. Les variations de posture de la partie supérieure telle que le tronc peuvent être dues à des perturbations externes. Nous étudions la détection des mouvements perturbateurs afin d'interpréter ces derniers ou l'intention qu'ils caractérisent et permettre de réagir en fonction de caractéristiques comme l'intensité et le sens. Nous étudions aussi les impacts de facteurs tels que l'environnement et l'appréhension sur le *Gyrolift* et son utilisateur.

Dans le premier chapitre de la thèse, la contribution porte sur l'étude de la trajectoire de verticalisation et sur les perturbations qu'elle peut générer. Un premier prototype a été conçu afin de valider notre étude.

Afin de développer notre approche, le second chapitre de la thèse porte sur la détection de perturbations sur un robot humanoïde bipède. Nous avons obtenu des critères nous permettant une détection rapide et fiable d'une perturbation, de son sens et de son intensité afin d'effectuer les mouvements adaptés pour compenser cette perturbation.

Enfin, nous avons étudié l'adaptation de ces critères sur le *Gyrolift* ainsi que les réactions possibles afin de sécuriser le système. Nous avons pour cela développé et

réalisé un second prototype du fauteuil *Gyrolift*.

Nous avons validé cette étude à l'aide d'un robot humanoïde et d'un nouveau type de fauteuil roulant verticalisateur, le *Gyrolift*, développé dans le cadre de ce projet.

ABSTRACT

The work of this thesis concerns the study and design of a two-wheel mobility chair, conscript the *Gyrolift*, adapted from a Personal Transporter. It provides an auto-well-balanced transport vehicle and a verticalisation mechanism. The verticalisation allows a user in a wheelchair the transfer from a seat position to a standing position.

Being in a standing position and remaining stable when disturbances are present may be a challenge for a person with a mobility impairment. The posture variations of the upper limbs such as the trunk can be due to external disturbances. This study discusses the detection of disruptive movements and to interpret the disturbances. A safety system reacts according to the intensity of the disturbance when detected. We also study the impacts of factors such as the environment and the apprehension on the *Gyrolift* and user.

In the first chapter of the thesis, the contribution concerns the study of the trajectory of verticalisation and the disturbances which it can generate. A first prototype was designed to validate our study.

The second chapter of the thesis concerns the detection of disturbance on bipeds humanoids robots. We obtained criteria allowing us a fast and reliable detection of a disturbance, its direction and its intensity to make the movements adapted to compensate for this disturbance.

Finally, we studied the adaptation of these criteria on the *Gyrolift* as well as the possible reactions to secure the system. We developed and realised for it a second prototype of the *Gyrolift* wheelchair.

We validated this study with the help of a humanoid robot and a new type of

verticalisation wheelchair developed within the framework of this project.

TABLE DES MATIÈRES

Liste des Figures	iii
Liste des Tables	vii
Introduction	1
Chapitre 1 : État de l'art	5
1.1 Synthèse de la marche humaine	7
1.2 Robotique humanoïde	9
1.3 Description du handicap moteur	12
1.4 Gyrolift	26
Chapitre 2 : Verticalisation et conception du <i>Gyrolift</i>, un module pour un nouveau type de fauteuil roulant	29
2.1 Principe du gyropode	30
2.2 Intérêt de la fonction verticalisation	31
2.3 Modèle biomécanique de l'utilisateur du <i>Gyrolift</i>	32
2.4 Spécification du système robotique	40
2.5 Étude expérimentale sur la performance de la verticalisation	45
2.6 Résultats	49
Chapitre 3 : Détection de perturbations en robotique humanoïde	57
3.1 De l'assistance à la robotique humanoïde	59
3.2 Détection de perturbations	60
3.3 Étude expérimentale sur la détection de perturbations	69

3.4	Mouvement réflexe	70
3.5	Résultats du test de perturbation par le pendule simple	72
Chapitre 4 : Adaptation et évaluation de l’algorithme de détection de perturbations sur le <i>Gyrolift</i>		77
4.1	Détection de la perturbation	78
4.2	Étude expérimentale sur la détection de perturbation sur le <i>Gyrolift</i> .	78
4.3	Résultats du test de détection de perturbation sur le <i>Gyrolift</i>	81
Chapitre 5 : Amélioration du <i>Gyrolift</i>		89
5.1	Spécification du système robotique	91
5.2	Spécification du système de détection de perturbation et sécurisation	97
5.3	Étude expérimentale du contrôleur	103
Chapitre 6 : Discussion et Conclusion		109
6.1	Bilan du travail effectué	109
6.2	Perspectives au travail de thèse	111
Annexe A : Évaluation ASIA		121

LISTE DES FIGURES

1.1	Cycle de la marche (Whittle, 2003)	7
1.2	Niveaux vertébraux et métamériques médullaires	13
1.3	Première représentation de la composante PPH du MDH-PPH (Fougeyrollas et Réseau international sur le processus de production du handicap, 1998)	15
1.4	Fauteuil roulant usuel et fauteuil roulant verticalisateur	17
1.5	Canne quadripode et déambulateur	17
1.6	Déambulateurs PAMM et Robuwalker	18
1.7	Fauteuil à pédale avec assistance de l'université de Tohoku (Hirata <i>et al.</i> , 2013)	19
1.8	Fauteuil roulant à chenilles <i>Der Ziesel</i>	20
1.9	Fauteuil roulant <i>TopChair</i> [1]	20
1.10	Fauteuil <i>iBot</i> [1]	21
1.11	Principe de fonctionnement du gyropode[1]	22
1.12	Fauteuil roulant à deux roues <i>Genny</i> basé sur cette technologie de gyropode	22
1.13	Exosquelette Lokomat pour la rééducation	24
1.14	Exosquelettes utilisés pour personnes en situation de handicap	25
1.15	Schéma d'interaction entre le <i>Gyrolift</i> , son utilisateur et son environnement	26
2.1	Projet <i>Gyrolift</i>	29
2.2	Fonctionnement du gyropode[1]	30

2.3	Base du Gyropode Segway - extrait de documents ©Segway	30
2.4	Capteurs du Gyropode Segway - extrait de documents ©Segway . . .	31
2.5	Verticalisation de l'utilisateur	32
2.6	Modèle cinématique des membres inférieurs du modèle biomécanique de l'utilisateur	33
2.7	Modèle biomécanique de l'utilisateur	34
2.8	Trajectoires dans le plan sagittal lors d'une verticalisation suivant l'axe Z	38
2.9	Trajectoires dans le plan sagittal lors d'une verticalisation ellipsoïdale pour différents couples poids/taille	39
2.10	Base Gyropode avec le module <i>Gyrolift</i> version 1	40
2.11	Positionnement du vérin électrique linéaire dans le premier prototype	42
2.12	Guides sur plaque en acier positionnée sur le gyropode	43
2.13	Entretoises dans les guides	43
2.14	Dossier, assise et repose jambe du premier prototype	44
2.15	Système de capture de mouvement Vicon	46
2.16	Modèle utilisé avec le système de capture de mouvement Vicon	46
2.17	Positionnement des capteurs gyroscopiques et accélérométriques pour la capture de mouvement lors de la verticalisation	47
2.18	Données inertielles des angles des genoux, des hanches et du cou . . .	51
2.19	Trajectoires de l'organe terminal et du centre de gravité	52
2.20	Erreurs quadratiques moyennes pour tous les groupes du panel	53
2.21	Compensation pour chaque groupe du panel	54
2.22	Réaction à un choc chez l'Homme et pour le <i>Gyrolift</i>	55
3.1	Analogie entre l'Homme, le robot humanoïde <i>NAO</i> et la station debout sur un fauteuil roulant verticalisateur	59
3.2	Robot humanoïde <i>NAO</i>	61

3.3	Variation du Zero Moment Point et Centre de Pression au cours d'un choc léger	64
3.4	Quadrant de direction pour la détection de la perturbation	65
3.5	Énergie cinétique angulaire	67
3.6	Protocole expérimental avec perturbation commandée par un pendule simple	68
3.7	Décomposition du mouvement réflexe du robot <i>NAO</i>	72
3.8	Angle de tangage pour une perturbation d'un angle initial de 40 deg .	74
4.1	Ateliers d'évaluation - Tests en situation écologique reconstruite . . .	80
4.2	Énergie cinétique angulaire obtenue pour un passage de seuil porte . .	82
4.3	Énergie cinétique angulaire et écart type sur les différents ateliers . .	86
5.1	Développement effectué : premier et second modules Gyrolift	91
5.2	Cinématiques des deux version du <i>Gyrolift</i>	92
5.3	Positionnement du vérin électrique linéaire dans le second prototype .	93
5.4	Système quatre-barres pour la verticalisation de la seconde version du <i>Gyrolift</i>	95
5.5	Dossier, assise et repose jambe du second prototype	96
5.6	Processus de conditionnement du signal des gyroscopes et de l'accéléromètre	98
5.7	Représentation du système de contrôle	100
5.8	Représentation du système de contrôle - Mode 300	101
5.9	Architecture du contrôleur flou	102
5.10	Sortie du contrôleur flou en fonction de l'intensité de la perturbation	104
5.11	Sortie du contrôleur flou lors d'une forte perturbation	105
5.12	Énergie cinétique angulaire et sortie du contrôleur en fonction des ateliers	106

5.13 Prototype du *Gyrolift V2* en position assise et verticalisée 108

LISTE DES TABLES

2.1	Panel de l'étude expérimentale	49
3.1	Expérimentation menée et énergie relative	69
3.2	Différences de temps de détection	73
3.3	Résultats expérimentaux avec et sans le mouvement réflexe	74
4.1	Classement des ateliers suivant les perturbations engendrées	82
4.2	Moyennes du pic maximal d'énergie cinétique par atelier, assis et debout	83

REMERCIEMENTS

Ces quelques lignes sont l'opportunité pour moi d'exprimer ma sincère gratitude envers les personnes qui m'ont apportées une aide, une écoute ou un simple encouragement.

Je voudrais tout d'abord remercier grandement mes directeurs de thèse, Éric Monacelli et Vincent Hugel, pour toute l'aide qu'ils m'ont apportée. Je suis ravi d'avoir travaillé en votre compagnie, et vous remercie de l'appui scientifique, du soutien et des conseils que vous m'avez apportés.

M. Frédéric Magoules et M. Philippe Martinet m'ont fait l'honneur d'être rapporteurs de ma thèse, ils ont pris le temps d'analyser mon travail et leurs remarques m'ont permis d'envisager mon travail sous un angle nouveau. Pour cela je les remercie.

Je remercie M. Amar Ramdale-Cherif, M. Yasuhisa Hirata, M. Olivier Bruneau, M. Michel-Ange Amorim et M. Claude Dumas pour l'honneur qu'ils m'ont fait d'être dans mon jury de thèse.

Durant cette thèse, j'ai beaucoup apprécié les relations que j'ai pu avoir avec les différents permanents et thésards du laboratoire. Ces relations sont un plaisir quotidien et nous permettent de grandir. Je remercie particulièrement Frédéric Goncalves pour la bonne ambiance et les conseils partagés dans le bureau.

Je remercie l'équipe *Assistance et Interactions* pour l'accueil et les collaborations. Je remercie les membres du *CEREMH* pour leur soutien, leur participation à ce projet et ces moments passés avec chacun d'eux.

Je souhaite remercier de tout cœur ma famille et mes amis pour leur présence et leur soutien. Je remercie mes parents et mes grands-parents de tout ce qu'ils ont fait. Si je suis la personne que je suis c'est grâce à vous. Merci à mes frères Thibaut et

Hugo mais aussi Ragou, Xavier, Christopher et Bilel ainsi que Nadine et Véro. Merci à Fanny et Geoffrey, Anne, Laurence, Thibault et Anthony. Une pensée particulière à celle qui est entrée dans ma vie au cours de cette thèse et n'en repartira plus, merci Zoé.

INTRODUCTION

La mobilité d'une personne est un élément essentiel de l'autonomie. En présence de déficiences motrices, il existe de nombreuses assistances mais souvent limitées en terme d'accessibilité. Pour subvenir au besoin d'autonomie de personnes ayant des déficiences motrices, le fauteuil roulant est la solution la plus communément utilisée. Cependant, les fauteuils roulants limitent l'utilisateur à certaines zones de déplacement. Ils ne permettent pas le déplacement sur certaines surfaces, le franchissement de certains obstacles ou la montée de pentes. Les solutions pour ce besoin ne répondent pas aux problèmes de franchissement et d'accessibilité tout terrains. Des solutions telles que le *Genny* existent, cependant elles n'intègrent pas de solutions à la contrainte en terme d'interaction sociale ou d'accessibilité qu'implique une position assise.

Ces contraintes impliquent la nécessité d'avoir une étude spécifique dédiée au besoin de stabilité et de complexité de transfert de la position assise à la position debout. Suivant ses déficiences, se mettre et se maintenir en station debout, en équilibre, malgré la présence d'un certain nombre de perturbations est un défi pour une personne en situation de handicap. À travers le projet *Gyrolift*, nous avons adapté un gyropode, pour le déplacement d'une personne à mobilité réduite en permettant à celle-ci de se déplacer aussi bien assise que debout en intégrant un système de verticalisation. L'adaptation du gyropode permettra à son utilisateur une mobilité accrue, en intérieur comme en extérieur et sur certaines surfaces qui sont difficiles d'accès aux personnes à mobilité réduite comme une plage ou un chemin. L'objectif est d'étudier la verticalisation de cette personne et d'étudier les perturbations qu'elle peut engen-

drer ou que le système peut subir de son environnement. Ce projet a été valorisé par un financement en pré-maturation par la Fondation de Coopération Scientifique (FCS) du Campus Paris-Saclay (projet retenu dans le concours 2013).

La robotique est un ensemble de domaines scientifiques, techniques et industriels en rapport avec la conception et la réalisation de robots. Ce terme trouve son origine dans le tchèque "robota" signifiant travail. Par définition, le roboticien cherche des solutions mécaniques, mécatroniques, afin de remplacer ou d'assister l'humain dans certaines tâches.

Les références plus lointaines à des assistants mécaniques fabriqués par l'Homme, les légendaires golems et autres automates, ont amenés logiquement la robotique à ce qu'on appelle aujourd'hui la "robotique humanoïde". Dans ce cas, le roboticien cherche à remplacer l'humain pour des tâches avilissantes ou dangereuses.

Mais l'humain peut aussi avoir besoin d'assistances pour effectuer certaines tâches dont il a perdu l'aptitude ou auxquelles il a des difficultés quotidiennement. De part sa définition la robotique, et la robotique humanoïde particulièrement, était vouée à développer des applications pour l'assistance des personnes dans leurs difficultés quotidiennes. La robotique d'assistance peut donc inclure la robotique humanoïde afin d'effectuer directement un service, une tâche que l'être humain ne peut plus faire.

Mais l'élément robotique peut aussi se positionner de manière à s'intégrer au mode de vie de l'humain, l'assister pour qu'il puisse faire les tâches dont il peut avoir perdu la liberté d'effectuer. Retrouver cette indépendance est d'une réelle importance. C'est le cas pour assister une personne pour qu'elle puisse marcher ou se déplacer en toute indépendance. Se déplacer en toute liberté et autonomie est un besoin vital pour chacun, aussi bien sur un plan social que médical. Mais pour faire ceci il faut pouvoir gérer les capacités, intentions et appréhensions de chacun ainsi que l'environnement qui l'entoure. Nous nous positionnons sur cet axe. L'aide robotique que l'on souhaite

développer viendra ici assister la personne pour que cette dernière puisse faire ses tâches. Nous avons développé un module robotique qui permettra à une personne à mobilité réduite d'être assistée dans cette tâche et accroître son autonomie

En station debout, les variations de posture de la partie supérieure du corps peuvent être dues à des perturbations externes. C'est le cas lorsqu'un robot humanoïde est soumis à une force extérieure résultant d'un touché ou d'une poussée.

Mais des variations de postures peuvent aussi traduire un mouvement intentionnel dans une direction donnée. C'est le cas d'une personne à mobilité réduite qui peut exprimer une intention de déplacement par des petits mouvements de la partie supérieure de son corps. Elle peut aussi souhaiter se déplacer tout en ayant la possibilité de se verticaliser.

Afin de concevoir une solution robotisée permettant à une personne à mobilité réduite de se déplacer aussi bien assise que debout, il faut dans un premier temps étudier la trajectoire de verticalisation chez l'humain puis l'adapter aux contraintes liées à l'environnement. C'est alors que nous pourrons proposer une solution mécatronique, combinaison simultanée et en symbiose de la mécanique, l'électronique, l'automatique et l'informatique, pour répondre à cette problématique. Puis nous trouverons des solutions qui valideront une analogie entre l'Homme et le robot humanoïde pour sécuriser ce processus. Nous proposons de tester notre solution pour la détection d'une perturbation sur le robot *NAO*. L'objectif est de montrer l'efficacité d'un mécanisme couplant détection et mouvement compensatoire. Un brevet a été déposé couvrant les travaux effectués au cours de cette thèse, les prototypes du *Gyrolift* ainsi que l'algorithme de détection de perturbations (juillet 2014).

Ainsi, le travail présenté dans ce mémoire porte sur l'analyse et la modélisation du comportement humain lors d'une verticalisation ou de perturbations afin de concevoir une aide adaptée. Nous analyserons et modéliserons la verticalisation d'une personne puis nous déterminerons l'analogie entre l'homme et la robotique humanoïde afin de

sécuriser ce système à différentes perturbations et tester les algorithmes et les solutions. Il s'agira de compenser par une stabilisation adaptée du *Gyrolift* l'occurrence de perturbation.

Pour arriver à cet objectif, ce manuscrit est décomposé comme suit. Dans le chapitre 1, nous décrirons les contextes aussi bien médico-sociétal que robotique dans lequel s'inscrit ce travail ainsi que les solutions proposées dans la littérature.

Le chapitre 2 porte sur la modélisation et la conception d'une première solution de fauteuil roulant verticalisateur appelé *Gyrolift*, ainsi que l'étude des trajectoires et des perturbations qui en résultent.

Le chapitre 3 est consacré à la détection de perturbations pour un robot humanoïde et détaille les algorithmes développés pour les personnes à mobilité réduite. L'adaptation des développements menés sur le robot humanoïde *NAO* sera décrite au cours du chapitre 4.

Puis, nous décrirons les fonctionnalités développées sur le second prototype de notre fauteuil roulant verticalisateur dans le chapitre 5.

Une conclusion générale qui porte sur l'ensemble de ce travail ainsi que ses perspectives seront développées au chapitre 6.

Chapitre 1

ÉTAT DE L'ART

À travers le projet *Gyrolift*, nous cherchons à adapter un gyropode pour le déplacement d'une personne à mobilité réduite. Il s'agit de permettre à celle-ci de se déplacer aussi bien assise que debout en assurant son équilibre. Notre démarche est alors de définir une solution de mobilité en posture assise ou debout avec le maintien de l'équilibre de l'utilisateur lors de sa verticalisation. Ainsi assisté, l'usager doit s'approprier l'aide technique qui, d'après son ressenti, peut être considérée comme une orthèse. L'utilisateur doit pouvoir se sentir comme un piéton lorsqu'il se déplace en position debout : cela implique une compensation naturelle de ses mouvements ou des perturbations agissant sur le système. Le travail présenté dans ce mémoire propose une analogie entre l'étude de la mobilité d'une personne à mobilité réduite sur ce système de transport et l'étude de la marche chez l'être humain, notamment pour la détection et la compensation des perturbations.

Chez l'être humain adulte, la marche est le mode de locomotion naturel. Pour ce mouvement élémentaire, l'être humain doit combiner entre le maintien de l'équilibre debout et une propulsion, résultante d'un déséquilibre intentionnel. La marche caractérise bien cette nécessité chez l'être humain de contrôler son équilibre ainsi que d'analyser et d'interpréter les variations, intentionnelles dans l'exemple de la marche, ou perturbatrices dans le cas d'un choc par exemple.

Dans le cas de personnes à mobilité réduite, cette motricité se limite aux possibilités offertes par son nouveau moyen de locomotion. La robotique d'assistance permet alors d'élargir les possibilités motrices. Différents systèmes tels que les fauteuils rou-

lants (électriques ou manuels) ou les déambulateurs permettent déjà une plus grande liberté de motricité. Dans un même temps, les systèmes de déplacement de personnes évoluent. Des systèmes tels que les gyropodes ont fait leur apparition sur le marché du transport de personnes. Cet appareil compact est constitué d'une plate-forme munie de deux roues sur laquelle l'utilisateur se tient debout, d'un système de stabilisation gyroscopique et d'un manche de maintien et de conduite. Ce travail cherche à définir un nouveau moyen de déplacement pour une personne en situation de handicap moteur, un système qui lui permettra de se déplacer aussi bien assis que debout. Il est donc important de comprendre le triptyque mobilité, marche et équilibre afin de définir le modèle du système mécatronique adapté à un plus grand nombre de personne à mobilité réduite.

Lors d'une marche ou en statique, un être humain peut être sujet aux chocs et compense instinctivement ces perturbations par un changement de posture ou par un appui adapté. Dans notre démarche d'étude, nous avons proposé d'analyser et de détecter les perturbations que peut subir le système de manière sécurisée par l'intermédiaire d'un robot humanoïde. Nous définirons ici par perturbation une force qui viendrait troubler l'équilibre du système. Ensuite, notre démarche vise à initier une compensation adaptée similaire pour le *Gyrolift*.

Ce chapitre commence par une description biomécanique de la marche, de l'équilibre chez l'être humain et de la verticalisation humaine afin de mieux comprendre le cadre de l'étude et de définir l'analogie dans laquelle nous nous positionnerons, entre l'être humain, notre fauteuil roulant deux roues et le domaine humanoïde. Ensuite nous listerons les différentes études menées sur l'équilibre dans la littérature. Pour finir, une description des déficiences motrices afin de positionner notre étude dans ce plan sera faite.

1.1 Synthèse de la marche humaine

En station debout, l'humain se trouve généralement dans trois états : état statique en maintenant son équilibre, dans un cycle de marche ou dans un cycle de course. Le cycle de course étant un fonctionnement bien particulier et indépendant du cycle de marche. Il contient une phase aérienne où le corps n'est pas en contact avec le sol ce qui le rend particulier. C'est la raison pour laquelle nous ne nous pencherons pas dessus. Le cycle de marche (Figure 1.1) est une activité complexe qui réside dans la succession de quatre tâches complexes : initiation du mouvement de locomotion, la génération d'un mouvement continu, le contrôle de l'équilibre et l'arrêt du mouvement (Mrozowski *et al.*, 2007).

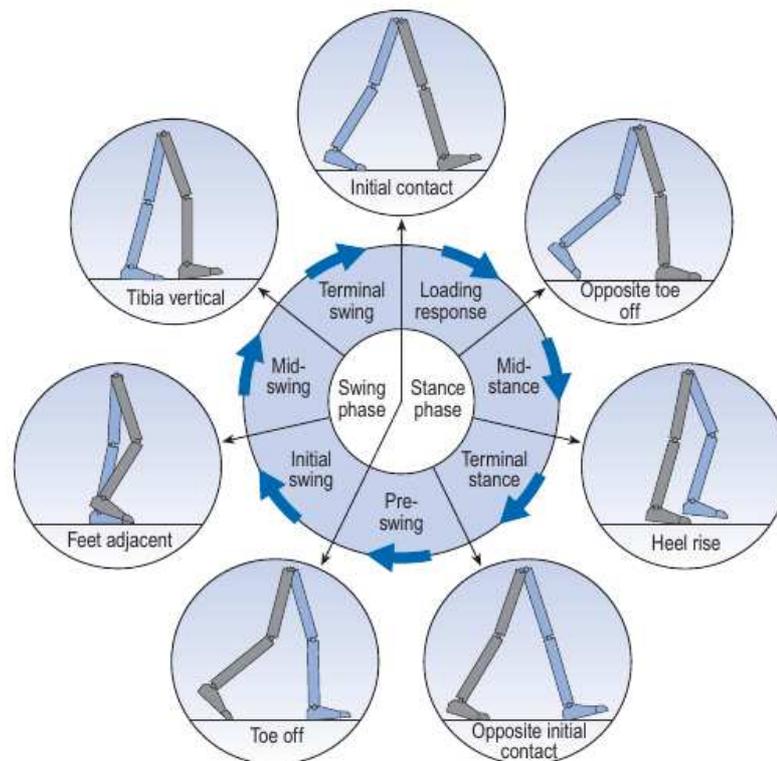


FIGURE 1.1: Cycle de la marche (Whittle, 2003)

La marche est un sujet d'étude majeur dans le domaine de la biomécanique et de la robotique. De nombreux ouvrages portent sur le sujet comme ceux de Whittle (2003), Rose *et al.* (2006) ou Bronstein *et al.* (2004).

Un des sujets de recherche les plus importants en robotique humanoïde reste le contrôle de l'équilibre. En effet, que ce soit lors de l'initialisation du mouvement de marche, de l'arrêt ou lors du cycle continu, le maintien de l'équilibre est très important. D'autant plus que lors de la majeure partie du cycle de marche (Figure 1.1) le corps n'est supporté que par un seul membre, avec le centre de gravité positionné en dehors de la base de support.

Les études médicales d'O'Sullivan *et al.* (2013) ont montré que chez l'Humain, le maintien de l'équilibre est assuré en grande partie par l'appareil vestibulaire, partie intégrante de l'oreille interne. Il agit comme un accéléromètre et permet au cerveau de détecter les changements de position du corps.

Le capteur oculaire permet aussi d'obtenir des informations sur l'équilibre. L'information rétinienne donne des informations sur la position et les mouvements des membres dans l'espace.

Le système proprioceptif de l'homme permet de connaître la position du corps dans l'espace par rapport à la gravité et la position des membres les uns par rapport aux autres. Les récepteurs sensitifs, sous les pieds par exemple, fournissent aussi un certain nombre d'informations liées à la pression.

Tout cela permet de maintenir l'équilibre d'une personne en continu, que ce soit en position statique ou au cours de la locomotion. Le maintien de l'équilibre met à contribution des capteurs dans le corps entier. Des capteurs comme des articulations que l'on retrouve chez un robot humanoïde. Les études menées dans le domaine de la robotique humanoïde cherchent à se rapprocher du système proprioceptif humain. Nous allons donc dans un premier temps définir l'état de l'art concernant les détections de perturbations et les mouvements réflexes dans le domaine de la robotique humanoïde.

1.2 Robotique humanoïde

Le sujet d'étude en robotique humanoïde vise à comprendre et reproduire l'être humain. La recherche vise à développer des robots capables de marcher, voir de courir. Conserver l'équilibre est un problème fondamental en robotique humanoïde avant d'envisager les interactions entre les robots, les êtres humains et l'environnement qui les entoure.

Les robots humanoïdes doivent être capables d'avoir un contrôle sécurisé, de conserver l'équilibre en présence de légères ou de fortes perturbations afin que l'échange avec l'humain puisse exister librement (Hyon *et al.*, 2007). L'interaction physique entre humains et robots humanoïdes représente un défi important en terme de sécurité (Dario *et al.*, 2001). De fortes perturbations peuvent apparaître après une collision avec un objet ou avec une personne, et la réaction à adopter par le robot est primordiale : il ne doit pas blesser une personne et, dans le cas d'une chute, être capable de limiter les dégâts. D'autres facteurs comme les pentes inclinées ou les sols glissants peuvent aussi perturber l'équilibre du robot. Différentes études ont amené de bons résultats.

La stabilité posturale est souvent analysée par la position de certains points de référence sur la surface de contact des pieds. Ces points dépendent de la dynamique du robot au moment de la perturbation.

Les critères basés sur le Zero Moment Point (ZMP) sont les plus courants. Introduit par Vucobratovic *et al.* (1990), ce critère utilise le point de jonction entre l'axe inertiel et le sol. La condition nécessaire et suffisante pour une stabilité posturale est de maintenir ce point à l'intérieur du polygone de sustentation. Un autre point biomécanique est utilisé, couplé au ZMP, afin de définir la stabilité : le Centre de Pression (CP). Ce point est défini sur le sol comme étant le point où agissent les forces de réactions du sol. Quand les pieds restent en contact avec le sol, le CP et le ZMP sont

confondus et appartiennent à la surface de contact. Quand le pied commence à effectuer une rotation, le CP et le ZMP ne sont plus confondus et effectuer la différence entre leurs nouvelles positions est une manière de détecter une perturbation.

Différentes études ont été menées à partir de ce concept. Mrozowski *et al.* (2007) analysent la stabilité de l'Homme durant la marche et appliquent ces critères à la stabilité du robot bipède. Le ZMP est la projection au sol du centre de gravité. Lee et Goswami (2010) utilisent le CP avec une réaction de force désirée, couplé avec le ZMP. Borovac *et al.* (2011) classent les perturbations en fonction du niveau de sévérité par l'intermédiaire du ZMP. Ils proposent un mouvement compensatoire pour chaque classe de perturbation. Alcaraz-Jiménez *et al.* (2013) proposent une technique reposant sur la prédiction de la vitesse angulaire. Cette technique favorise l'adaptation du prochain pas lors de la marche et s'adapte ainsi à une perturbation. Ce travail s'inspire des travaux de contrôle du ZMP imaginés par Kajita *et al.* (2003) qui développent un modèle de marche bipède qui résiste à de légères perturbations. De leurs côtés Kalyanakrishnan et Goswami (2011) optent pour une méthode d'apprentissage et Hengst *et al.* (2011) pour une méthode d'apprentissage par renforcement pour prévenir la chute du robot.

Un deuxième critère a été mis en place afin d'évaluer l'équilibre d'un robot bipède : Foot Rotation Indicator (FRI). Le FRI est le point sur la surface de contact du sol avec le pied où la force de réaction du sol doit agir pour empêcher la rotation du pied. La position du FRI indique l'existence d'un couple de déséquilibre dans le pied et donc une possible rotation du pied. Pour un robot statique, le FRI correspond à la projection du CG sur le sol. Quand le FRI se trouve dans le polygone de sustentation, il coïncide avec le ZMP/CP. De même, lorsqu'il sort du polygone, cela indique une instabilité.

Ce point est utilisé dans de nombreuses recherches comme un critère de stabilité. Westervelt *et al.* (2007) et Choi et Grizzle (2005) utilisent le critère du FRI pour générer une locomotion bipède anthropomorphique périodique. Goswami (1999a) et Gos-

wami (1999b) développent l'intérêt du critère du FRI tout en développant le critère CP/ZMP. Il vient ainsi coupler les trois critères de stabilité en robotique humanoïde. Ces trois critères fusionnent parfaitement pour ici affiner la valeur d'équilibre.

Lorsque le robot perd son équilibre, il y a deux possibilités : soit il chute, soit il peut réagir à temps et se rééquilibrer.

Dans le cas où le robot ne peut pas réagir suffisamment vite, une stratégie consiste à exécuter, pendant la chute, des mouvements permettant de limiter les dégâts. Goswami *et al.* (2014) proposent de changer la direction de la chute afin de protéger les parties les plus fragiles du corps du robot. De manière similaire, Yun et Goswami (2012) proposent une chute sécurisée pour le robot humanoïde *NAO*.

La compensation de mouvement après une perturbation a aussi été une problématique de recherche spécifique. Glaser et Dorer (2013) utilisent les mouvements du tronc afin de garder le centre de gravité toujours équilibré et garder le tronc en position verticale. Enrico Mingo Hoffman et Caldwell (2013) développent un mouvement complet du corps afin de limiter les conséquences d'une perturbation.

1.3 Description du handicap moteur

L'équilibre est un élément majeur chez l'être humain, particulièrement nécessaire au cours de sa locomotion et son analogie en robotique humanoïde est évidente. Les roboticiens cherchent à retrouver la finesse de détection posturale et de perturbation acquise chez l'humain. Ce point nous a amené à nous interroger sur les conditions d'équilibre des personnes qui n'ont plus les aptitudes motrices pour la locomotion.

De la même manière qu'en robotique humanoïde, nous travaillons avec un système ne disposant pas de la finesse de détection de l'humain. Nous nous sommes intéressé à l'analyse des variations intentionnelles ou perturbatrices d'une personne en situation de handicap. En effet, quelque soit la pathologie et le handicap moteur, être en station debout quotidiennement est un impératif pour les personnes en situation de handicap moteur. Revenons tout d'abord sur la notion de handicap moteur.

1.3.1 Définition médicale

Comme l'indique Delcey (2002), les causes de déficiences motrices sont innombrables et ne sauraient toutes, même succinctement, être abordées. Nous nous concentrerons ici sur les plus importantes et les plus fréquentes. Nous pouvons différencier les déficiences par malformation, maladie, blessure traumatique et vieillissement.

Nous avons donc tout d'abord les déficiences par malformation, résultant d'un trouble de l'ontogenèse, c'est-à-dire du développement de la fécondation à la maturité.

Les déficiences traumatiques sont les déficiences par blessures accidentelles. Les causes les plus fréquentes sont les traumatismes crâniens, traumatismes médullaires, traumatismes squelettiques liés à un accident ou un traumatisme. Un traumatisme médullaire (Figure 1.2) est caractérisé par le niveau vertébral du traumatisme, mais aussi de son degré de lésion. L'évaluation neurologique, l'*American Spinal Injury Association* (American Spinal Injury Association and American Paralysis Association et others, 1996) permet d'établir un score moteur et un score sensitif (Annexe A). De

plus, chacune de ces causes de déficiences motrices engendrent des degrés de handicap totalement différents, même à traumatisme équivalent. Si nous mettons en lumière un traumatisme médullaire, il est très difficile de généraliser par une paraplégie ou tétraplégie. Par exemple, une personne ayant une lésion entre L1 et L5 avec un score ASIA élevé peut avoir plus de déficiences qu'une personne avec une lésion entre D1 et D5 mais avec un score ASIA faible. De même, deux personnes ayant des lésions à la même vertèbre mais ayant un score ASIA différent peuvent souffrir de déficiences et de lésions différentes.

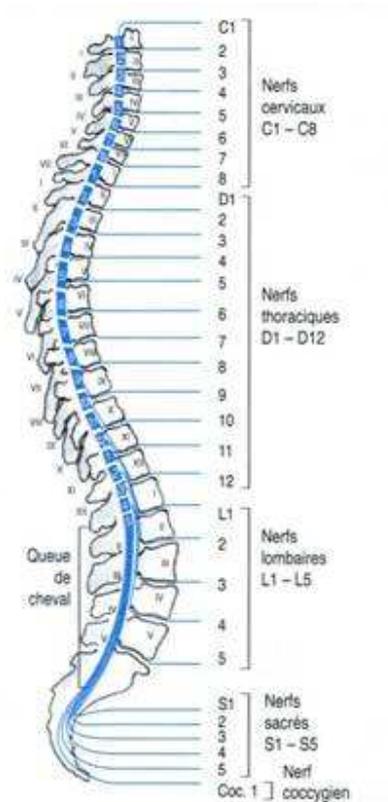


FIGURE 1.2: Niveaux vertébraux et métamériques médullaires

Les déficiences par maladie désignent habituellement les déficiences dont la cause n'est ni une malformation ni une blessure traumatique. Elles peuvent être congénitales ou acquises, héréditaires ou non.

Finalement, les déficiences par vieillissement sont souvent dues à des traumatismes ou des maladies (plus fréquent à un âge avancé). À l'intérieur de ces classes, nous distinguerons aussi les déficiences évolutives et non-évolutives.

Toutes ces évaluations permettent ainsi de définir le degré exact de déficiences d'une personne. Il faut aussi intégrer l'appréhension sur son équilibre que la déficience motrice va engendrer sur la personne.

1.3.2 Définition juridique

Nous venons de voir que d'un point de vue médical il était complexe de définir précisément une pathologie. D'un point de vue juridique, d'après le ministère de l'écologie, du développement durable et de l'environnement en charge des questions d'accessibilité, cette notion est définie par le décret du 9 février 2006 qui reprend la directive 2001/85/CE du Parlement et du Conseil européen du 20 novembre 2001 comme étant à mobilité réduite :

« toutes les personnes ayant des difficultés pour utiliser les transports publics, telle que par exemple, personnes souffrant de handicaps sensoriels et intellectuels, personnes en fauteuil roulant, personnes handicapées des membres, personnes de petite taille, personnes âgées, femmes enceintes, personnes transportant des bagages lourds et personnes avec enfants (y compris enfants en poussette). »

Nous pouvons comprendre que les personnes à mobilité réduite ne regroupent pas seulement des personnes atteintes de déficience motrice et que cette condition peut être aussi bien temporaire que définitif.

De plus, le handicap est aussi un problème d'interaction. Selon le Modèle de développement humain - Processus de production du handicap (MDH-PPH - Figure 1.3) (Fougeyrollas et Réseau international sur le processus de production du handicap,

1998), les habitudes de vie assurent l'épanouissement de la personne dans la société tout au long de son existence. La réalisation des habitudes de vie peut être influencée par le renforcement de nos aptitudes et la compensation de nos incapacités par la réadaptation mais également par la réduction des obstacles dus, par exemple, au manque d'aide ou de ressources, à l'absence d'accessibilité du domicile ou de l'école ou de se déplacer au moyen d'une signalisation accessible.

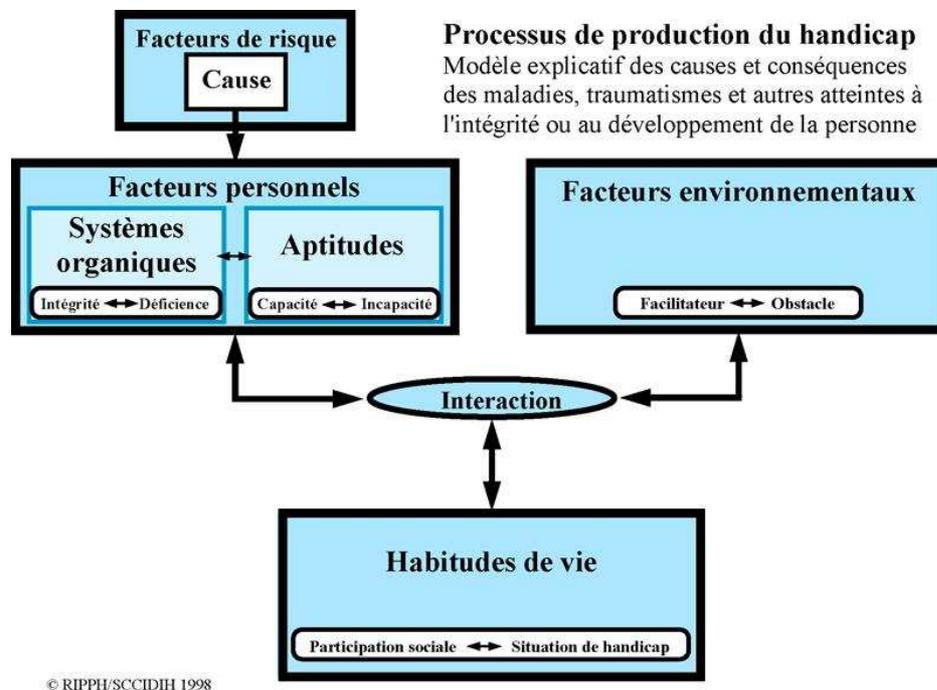


FIGURE 1.3: Première représentation de la composante PPH du MDH-PPH (Fougeyrollas et Réseau international sur le processus de production du handicap, 1998)

L'assistance de personnes à mobilité réduite due à une déficience physique est un défi technique. Différents systèmes robotiques ont été développés afin d'améliorer la qualité de vie de personnes en situation de handicap. Le but étant d'accroître leur autonomie ou de leurs offrir de nouvelles possibilités telles que de se déplacer à nouveau en position debout.

1.3.3 *Dispositifs techniques d'assistance à la mobilité*

Une déficience engendrant une mobilité réduite peut venir de différentes causes. Ces causes, issues d'un large panel de pathologies, nécessitent une approche individuelle afin d'améliorer la mobilité ou l'autonomie de mouvement des patients. Cependant, actuellement 69.8% des paraplégiques dues à une lésion de la moelle épinière utilise un fauteuil roulant (Figure 1.4) comme principal moyen de locomotion (Berkowitz, 1998).

Les autres solutions, utilisées généralement, restent la canne ou le déambulateur (Figure 1.5).

Le choix de l'aide technique est aussi une question d'acceptation. Une aide technique est aussi bien choisie en fonction du gain qu'elle va apporter à son utilisateur que l'image qu'elle va renvoyer. Il peut être préférable d'avoir l'aide technique la plus transparente suivant l'environnement dans lequel évolue la personne. Une personne en fonction de sa déficience peut préférer un fauteuil roulant manuel à un fauteuil roulant électrique. Cependant, un déplacement en extérieur nécessite des fonctionnalités de franchissement. Différentes solutions industrielles existent, aussi bien que des projets robotiques ou exosquelettiques. Le gyropode peut être une solution adaptée et répondant à ce nouveau besoin.



(a) Fauteuil roulant classique

(b) Fauteuil roulant verticalisateur

FIGURE 1.4: Fauteuil roulant usuel et fauteuil roulant verticalisateur



(a) Canne quadripode

(b) Déambulateur

FIGURE 1.5: Canne quadripode et déambulateur

Comme l'indique Demetriou (2009), le fauteuil roulant est l'appareil qui fournit la plus simple et la plus efficace des solutions aux problèmes de mobilité. Les fauteuils robotisés offrent une indépendance et autonomie accrue. La fonction verticalisateur répond à des besoins médicaux ainsi qu'à des besoins d'autonomie et d'accessibilité. Même si il existe des fauteuils roulants verticalisateurs (Figure 2.5b), ceux-ci ne permettent pas de se déplacer en position verticale. L'utilisateur doit être à l'arrêt pour se verticaliser. Différentes solutions innovantes offrent de nouveaux avantages même si certaines limites existent.



(a) Déambulateur PAMM



(b) Déambulateur Robuwalker

FIGURE 1.6: Déambulateurs PAMM et Robuwalker

Les déambulateurs ont évolués. Ils offrent de nouvelles fonctionnalités. Dubowsky *et al.* (2000) expliquent le développement et l'analyse d'un déambulateur robotisé pour assister les personnes âgées afin de faciliter leurs tâches quotidiennes. PAMM (Figure 1.6a) (Personal Aid for Mobility and Monitoring) a pour vocation d'améliorer leur autonomie. Il offre la possibilité d'étudier les trajectoires et d'aider l'utilisateur durant la marche. Cependant il reste volumineux et a des limites en terme de franchissement.

Chugo *et al.* (2008), Taghvaei *et al.* (2011) et Saint-Bauzel *et al.* (2009) (Fi-

gure 1.6b) développent eux aussi des déambulateurs permettant d'aider les personnes assises pour se relever et pour se transférer.

Cependant, que ce soient les fauteuils roulants ou bien les déambulateurs, ces solutions ne permettent pas de résoudre le problème d'une mobilité en extérieur avec des franchissements. Le franchissement avec un fauteuil roulant électrique reste faible sur de nombreuses surfaces, telle que le sable d'une plage, et empêche le déplacement de ces solutions (quelques centimètres).

D'autres appareils ont aussi été proposés pour différentes pathologies afin d'améliorer la liberté de mouvement, sans toutefois solutionner les problèmes de franchissement et de mobilité tout terrain. Des fauteuils à pédales (Takahashi *et al.*, 2004) ou (Hirata *et al.*, 2013) (Figure 1.7) proposent une mobilité active à l'utilisateur et un intérêt en particulier pour le franchissement. Une solution de type centrale inertielle permet d'assister l'utilisateur pour compenser une situation fatigante ou une pente. D'autres modes de contrôle de leurs systèmes de déplacement (Bergasa *et al.*, 2000) apparaissent aussi.



FIGURE 1.7: Fauteuil à pédale avec assistance de l'université de Tohoku (Hirata *et al.*, 2013)

Des produits ont été développés afin de solutionner le problème de mobilité en milieu extérieur et tout terrain. Des fauteuils à chenilles ont été proposés (Figure 1.8).



FIGURE 1.8: Fauteuil roulant à chenilles *Der Ziesel*

Même si elles tendent à solutionner le problème de mobilité en tout terrain, les solutions proposées restent très volumineuses et ne sont pas adaptées à une utilisation quotidienne ou urbaine. Cette nouvelle caractéristique a tenté d'être pris en compte dans le développement du fauteuil roulant *TopChair* (Figure 1.9). Ce fauteuil intègre une solution à chenille à un fauteuil roulant électrique classique. Cependant, même si c'était une problématique du projet, le volume d'encombrement du fauteuil *TopChair* reste important.



FIGURE 1.9: Fauteuil roulant *TopChair*¹

1. source : <http://www.topchair.fr/>

Dans le domaine des fauteuils roulants électriques aussi de nouvelles technologies sont apparues sur le marché commercial. L'*iBot* (Figure 1.10) est un fauteuil roulant électrique développé par Dean Kamen dans un partenariat entre DEKA (fondée par Dean Kamen) et Johnson and Johnson (multinationale américaine travaillant dans le domaine médical). Ce système ne permet pas à l'utilisateur de se retrouver en position debout mais il peut se surélever. Cela permet par exemple à l'utilisateur de se retrouver à la même hauteur que son interlocuteur lors d'une conversation, ce qui est une évolution en terme d'acceptation et d'appréhension de son handicap. Cela permet une utilisation plus variée, l'opportunité d'effectuer des franchissements aussi.



FIGURE 1.10: Fauteuil *iBot*¹

L'*iBot* introduisait une technologie gyroscopique pour le transport de personne démocratisée aujourd'hui par le gyropode de *Segway* (Figure 1.12a). Le gyropode est un appareil de transport de personne debout utilisant une technologie gyroscopique. Très simple d'utilisation et de contrôle, il est contrôlé par la position du centre de gravité de l'utilisateur. Il suffit de se pencher en avant pour se déplacer en avant, de se pencher en arrière pour reculer (Figure 1.11). La direction gauche/droite s'effectue

1. source : <http://www.dekaresearch.com/ibot.shtml>

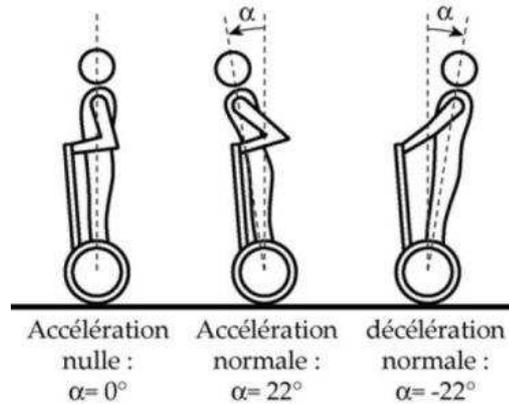


FIGURE 1.11: Principe de fonctionnement du gyropode¹

par l'orientation du guidon placé devant l'utilisateur.

Basé sur cette technologie, le *Genny* (Figure 1.12b) est apparu récemment, fauteuil roulant électrique reposant sur un gyropode. Ce fauteuil ouvre encore de nouvelles possibilités. L'utilisateur a maintenant un contrôle plus instinctif de son fauteuil, il



(a) Gyropode de
marque *Segway*

(b) *Genny*

FIGURE 1.12: Fauteuil roulant à deux roues *Genny* basé sur cette technologie de gyropode

1. source : <http://eduscol.education.fr>

peut effectuer des franchissements et avoir accès à des zones qui lui étaient impossibles d'accès tel que la plage. De plus, ces appareils disposent d'une capacité de franchissement importante. En milieu urbain, ils peuvent franchir des marches jusqu'à 12[cm] pour l'*iBot* et 7[cm] pour le *Genny*. Le *Genny* peut aussi être monté sur la version tout terrain du gyropode et ainsi permettre à son utilisateur d'accéder à différents types de surfaces, telle qu'une plage.

Un dispositif différent permet de retrouver plus de liberté et d'autonomie, l'exosquelette. Dans le domaine de la mobilité, il permet à des personnes à mobilité réduite de se retrouver en position debout et de marcher à nouveau. Il est aussi exploité dans le domaine de la rééducation afin de permettre à ces personnes de retrouver quelques fonctionnalités.

1.3.4 Les exosquelettes

D'abord destiné au secteur militaire, les exosquelettes (Figure 1.14) ont aussi été proposés afin de fournir à nouveau aux patients paraplégiques la possibilité de remarcher sur de courtes distances. Le but est de restaurer les fonctions motrices de l'utilisateur, au moins partiellement. Il existe aussi bien des exosquelettes des membres inférieurs que des membres supérieurs. Dans le cadre d'aide à la marche, l'exosquelette est une orthèse des membres inférieurs, donc peu invasif, sans condition sanitaire spécifique.

Le Lokomat (Figure 1.13) est un exosquelette des membres inférieurs de la société suisse Hocoma AG. Il s'est imposé comme un outil efficace d'amélioration fonctionnelle de la marche pour des personnes en situation de handicap moteur. Il permet une rééducation en clinique, sur tapis roulant. Il est cependant très lourd (Masse 1100[kg]) et encombrant. Il ne sert pas à un usage quotidien.



FIGURE 1.13: Exosquelette Lokomat pour la rééducation

Mina (Neuhaus *et al.*, 2011), HAL (Tsukahara *et al.*, 2009) ou le Rewalk (Esquenazi *et al.*, 2012) permettent de se verticaliser et d'utiliser leurs membres inférieurs. Ils représentent un nouvelle façon d'aborder la déficience. Ils offrent la liberté et l'autonomie, le fait de se retrouver à nouveau debout mais aussi une capacité de franchissement et une aide orthétique des membres inférieurs. Même si ils restent encore limités en terme de franchissement, l'utilisateur équipé a ainsi accès à de nouveaux types de lieu et de surfaces tel que le sable d'une plage ou les surfaces escarpées d'une forêt. Ils peuvent être utilisés également dans le but d'une rééducation. Cependant, ces appareils peuvent apparaître encombrants et difficiles d'utilisation.



(a) Exosquelette HAL



(b) Exosquelette Rewalk

FIGURE 1.14: Exosquelettes utilisés pour personnes en situation de handicap

Le *Gyrolift* peut être vu comme un exosquelette embarqué sur une base mobile, la structure exosquelette est en charge de la verticalisation.

1.4 Gyrolift

Au cours de cette thèse, nous illustrons notre travail sur l'équilibre et l'analyse des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout par la conception d'un nouveau type de fauteuil roulant à deux roues permettant à son utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout. Ce travail sur le *Gyrolift* consiste à pouvoir contrôler la position de l'utilisateur et compenser les perturbations de l'environnement sur l'utilisateur (Figure 1.15).

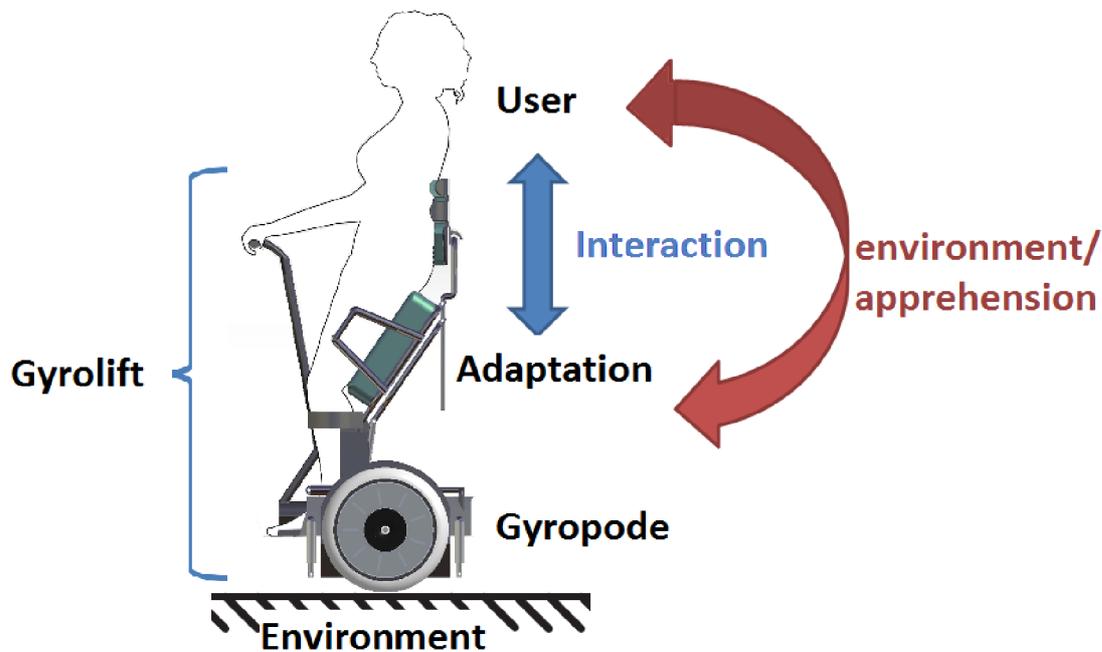


FIGURE 1.15: Schéma d'interaction entre le *Gyrolift*, son utilisateur et son environnement

On s'intéresse ici à l'interaction entre le *Gyrolift* et l'utilisateur.

En effet, nous avons vu précédemment tout l'intérêt de la station debout pour les personnes en situation de mobilité réduite. Différentes études (Czell *et al.*, 2004), (Dietz *et al.*, 2002) confirment que le manque de mouvements a des aspects physio-

logiques et biochimiques négatifs sur le corps. La possibilité de se mettre en station debout offre deux principaux avantages :

1. Le premier avantage est physiologique. La station debout améliore la circulation du sang, le transit intestinal et la consolidation des os pour des personnes qui sont constamment assises ou alitées.
2. Le second avantage est l'accessibilité. La position debout permet aux utilisateurs de fauteuil roulant d'avoir accès aux objets situés en hauteur, en dehors de leurs espaces accessibles avec un fauteuil roulant (placards, étagères etc..). La position verticalisée offre aussi un niveau de confort élevé pour les activités quotidiennes comme cuisiner, se laver les mains etc..

De plus, les fauteuils roulants équipés d'un système de verticalisation ont un intérêt social puisqu'ils permettent à leur utilisateur d'être à la même hauteur que leurs interlocuteurs lors d'une conversation. La communication entre deux personnes, une assise dans un fauteuil roulant et la seconde debout, peut créer un complexe psychologique, même inconscient, comme un sentiment d'infériorité, sans oublier les risques de Troubles Musculo-Squelettiques (TMS).

Nous avons aussi pu voir tout l'intérêt d'un contrôle intuitif de son fauteuil roulant. Nous avons donc décidé de nous positionner sur un module bénéficiant des avantages du gyropode, de son contrôle instinctif et de ses qualités de déplacement et de franchissement, en intégrant la fonctionnalité de verticalisation. Une verticalisation qui permettra à l'utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout, contrairement aux fauteuils roulants verticalisateurs actuels où la station debout ne peut être atteinte qu'à l'arrêt (Figure 2.5b). L'utilisateur du dispositif doit retrouver une autonomie et une liberté mais aussi retrouver une station debout. Nous avons développé un module nommé *Gyrolift* reposant sur une plate-forme gyropode, qui permet à l'utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout. L'utilisateur utilise les variations intentionnelles de son tronc afin de se déplacer.

Nous nous concentrerons dans un premier temps sur les utilisateurs ayant un bon contrôle des membres supérieurs avec une présence d'abdominaux.

Au cours du chapitre suivant, nous présenterons dans un premier temps le modèle anthropomorphique développé ainsi que le premier démonstrateur réalisé. L'étude menée lors de ce chapitre étant de valider la faisabilité du système. Nous verrons ensuite les améliorations amenées après l'étude sur un robot humanoïde. Le robot humanoïde, qui est souvent présenté comme la solution pour l'assistance peut en effet se retrouver être un outil de test et de validation intégré au développement d'un système mécatronique adapté au déplacement et à la verticalisation de personnes en situation de mobilité réduite. Notre démarche est d'étudier sur cette plate-forme expérimentale les stratégies de détection d'une perturbation ainsi que l'adaptation en charge de sa compensation.

Finalement nous avons montré un lien fort, une analogie entre l'équilibre chez l'homme qui contrôle naturellement les perturbations que son corps subit, avec le *Gyrolift* qui doit naturellement analyser les perturbations qu'il subit afin de se déplacer en sécurité, et le robot humanoïde qui doit le faire avec des degrés de sensibilité plus limités.

Chapitre 2

VERTICALISATION ET CONCEPTION DU *GYROLIFT*, UN MODULE POUR UN NOUVEAU TYPE DE FAUTEUIL ROULANT

Une des contraintes majeures des fauteuils roulants verticalisateurs est que la verticalisation ne peut se réaliser que lorsque le fauteuil est arrêté. Dans le cadre du projet *Gyrolift* (Figure. 2.1), nous cherchons à développer un système permettant à un utilisateur à mobilité réduite de pouvoir se déplacer aussi bien assis que debout sur une plate-forme gyropode. Le gyropode se conduit en station debout par des déplacements du centre de gravité. L'utilisateur se penche en avant pour avancer et se penche en arrière pour reculer. Ce travail est un véritable défi au regard des contraintes en terme de posture et de stabilité imposées par un gyropode.

Cette première étape vise à valider la faisabilité du système tout en évaluant le confort et la stabilité. La première version du *Gyrolift* cible des utilisateurs paraplé-giques ayant encore l'usage de leurs abdominaux.

Ce chapitre présente le modèle biomécanique que nous avons défini pour la verti-calisation et la conception d'un nouveau type de fauteuil roulant.

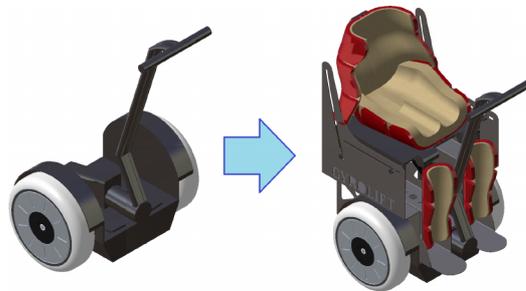


FIGURE 2.1: Projet *Gyrolift*

2.1 Principe du gyropode

En 2001 est apparu le premier gyropode, de marque *Segway*. Un gyropode est un véhicule électrique monoplace qui se contrôle par la position du centre de gravité de l'utilisateur. Si la personne se penche en avant, le véhicule avance et si il se penche en arrière il recule (Figure 2.2).

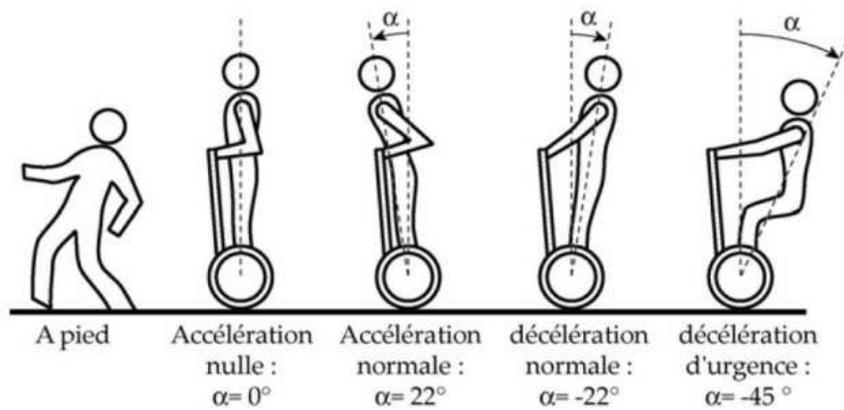


FIGURE 2.2: Fonctionnement du gyropode¹

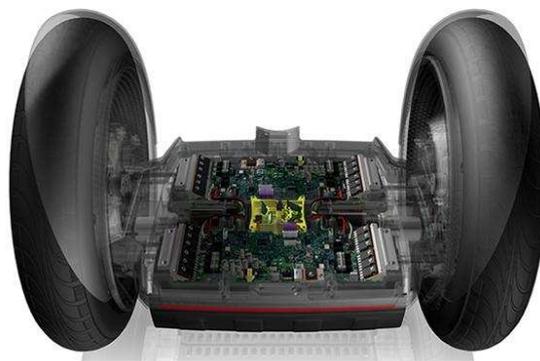


FIGURE 2.3: Base du Gyropode Segway - extrait de documents ©Segway

1. source : <http://eduscol.education.fr>

Ce véhicule est constitué d'une plate-forme munie de deux roues sur laquelle l'utilisateur se tient debout (Figure 2.3), d'un système de stabilisation gyroscopique (SSG) et d'un guidon. Le SSG est composé de 5 gyroscopes utilisant l'effet Coriolis pour mesurer la vitesse de déplacement du gyropode (Figure 2.4). Ce sont des petits anneaux qui vibrent sous l'effet de champs électromécaniques. Des capteurs internes mesurent le courant qu'ils génèrent en tournant. Chaque gyroscope est fixé sur un angle différent pour obtenir des données de toutes directions. Deux capteurs d'inclinaison, contenant un liquide électrolyte, informent en permanence le système sur l'équilibre du véhicule.

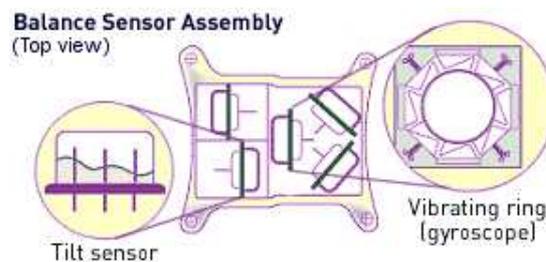


FIGURE 2.4: Capteurs du Gyropode Segway - extrait de documents ©Segway

Le gyropode ne dispose pas de position stable. L'utilisateur est en constante correction de sa position corporelle. La direction gauche/droite s'effectue par le déplacement du guidon.

2.2 Intérêt de la fonction verticalisation

Se mettre en station debout est une fonction qui offre différents avantages.

D'un point de vue physiologique et en terme d'accessibilité, la verticalisation permet de nombreux intérêts. Intégrée sur un gyropode, elle ne doit pas en perturber son fonctionnement notamment pour la stabilité pendant les phases de verticalisation.

Nous avons commencé par analyser cette fonction en simulation afin d'analyser et de paramétrer une trajectoire de verticalisation en fonction de l'utilisateur.

2.3 Modèle biomécanique de l'utilisateur du Gyrolift

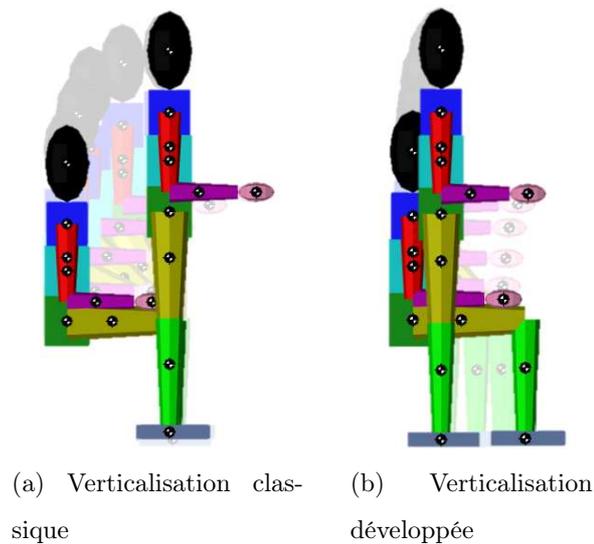


FIGURE 2.5: Verticalisation de l'utilisateur

Au cours de cette étude, nous avons défini une nouvelle trajectoire de verticalisation (Figure. 2.5b). Contrairement à une verticalisation classique, la verticalisation proposée est stable et empêche le déplacement en avant ou en arrière du Centre de Gravité (CG). Cela empêche ainsi des déplacements indésirables du gyropode.

Nous avons défini un modèle biomécanique pour analyser différentes trajectoires de verticalisation en simulation. Le but étant de définir une trajectoire idéale et de visualiser les effets de différentes trajectoires sur l'utilisateur.

Le modèle de l'utilisateur est basé sur le modèle humanoïde proposé par Gravez *et al.* (2005). Il permet de créer automatiquement un modèle virtuel d'humanoïde bipède morphologiquement proportionné en fonction de la taille et du poids de l'utilisateur. Nous pouvons ainsi simuler différentes trajectoires de verticalisation et étudier leurs impacts sur le centre de gravité de l'utilisateur.

2.3.1 Modèle cinématique des membres inférieurs

Comme notre objectif consiste à verticaliser des personnes à mobilité réduite, le modèle cinématique proposé dans Gravez et al. a été adapté à notre besoin.

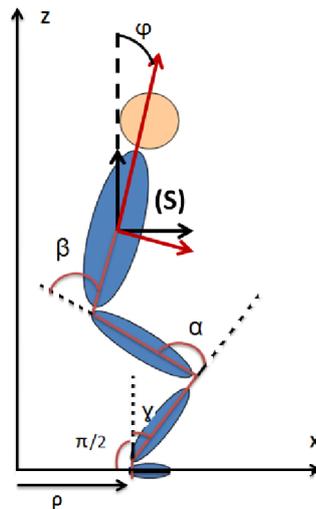


FIGURE 2.6: Modèle cinématique des membres inférieurs du modèle biomécanique de l'utilisateur

La Figure 2.6 montre le modèle choisi sur le plan sagittal. Nous avons défini un modèle à trois degrés de liberté.

- 2 x 1 liaison pivot pour les hanches (β).
- 2 x 1 liaison pivot pour les genoux (α).
- une valeur angulaire constante pour les chevilles.
- 2 x 1 liaison glissière (ρ) entre chaque pied et le sol.

Dans ce modèle biomécanique, nous n'avons pas pris en compte le mouvement des bras parce que nous avons considéré par hypothèse que les mains seraient agrippées au guidon. Elles ont donc un impact dynamique faible sur notre modèle. Nous avons fixé l'angle des chevilles à $\frac{\pi}{2}$, angle déjà imposé par les cales pieds des fauteuils roulants verticalisateurs classiques.

2.3.2 Définition du modèle de l'utilisateur

Le modèle de l'utilisateur est décomposé en dix segments définis comme suit :

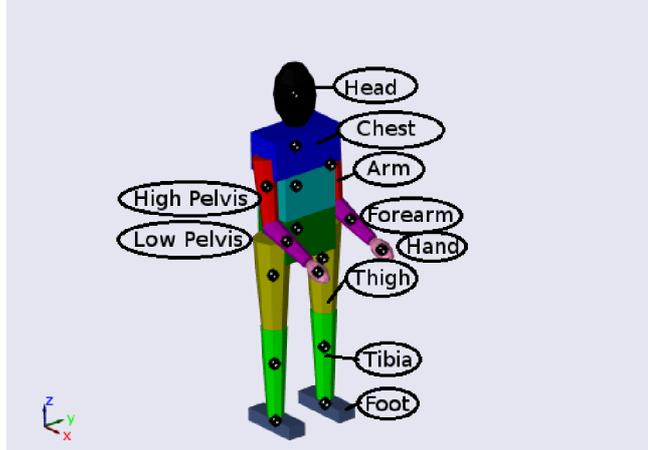


FIGURE 2.7: Modèle biomécanique de l'utilisateur

Les masses de chaque partie du corps du modèle sont fonction de la masse totale du sujet. Les dimensions et volumes sont fonction de la taille du sujet.

Dans ce modèle, la masse m_i d'un segment i d'un corps de masse M est calculé par l'expression linéaire suivante :

$$m_i = a_i M + b_i \quad \text{avec} \quad i = 1, \dots, n \quad (2.1)$$

Pour un corps de taille H , la longueur principale L_i d'une partie i du corps est calculée comme suit :

$$L_i = p_i H \quad \text{avec} \quad i = 1, \dots, n \quad (2.2)$$

La longueur entre le CG de chaque segment et son point proximal hg_i a une influence sur la dynamique du système. Nous utilisons une constante d_i , ratio de la longueur du membre i , pour exprimer hg_i :

$$hg_i = d_i H \quad \text{avec} \quad i = 1, \dots, n \quad (2.3)$$

Dans les Équations (2.1),(2.2) et (2.3), a_i , b_i , p_i , d_i sont des constantes anthropomorphiques définies pour chaque segment du corps dans le modèle de Gravez et al.

Nous avons défini les volumes de chaque segment afin d'avoir une visualisation en 3 dimensions de notre modèle. Les matrices d'inerties ont elles aussi été définies en fonction des volumes des segments. Les parties inférieures et supérieures du bassin ainsi que la poitrine ont été définies comme des parallélépipèdes. Leurs matrices d'inertie ont donc été définies comme suit :

$$I_{\text{parallelepiped}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{12}.m_i.(h_i^2 + L_i^2) & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{12}.m_i.(l_i^2 + h_i^2) & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{12}.m_i.(L_i^2 + l_i^2) \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Où :

- l_i est la largeur du parallélépipède.
- h_i est la hauteur du parallélépipède.

Les bras, avant-bras, cuisses et tibias ont eux été définis comme des cônes tronqués. Leurs matrices d'inerties ont donc été définies comme suit :

$$I_{\text{conestronque}} = I_{\text{cones}} - I_{\text{petitcône}} \quad (2.5)$$

$$I_{\text{cones}} = \frac{3}{10}.Mc_i. \begin{bmatrix} \frac{Rc_i^2}{2} + \frac{Hc_i^2}{8} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{Rc_i^2}{2} + \frac{Hc_i^2}{8} & 0 \\ 0 & 0 & Rc_i^2 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

$$I_{\text{cones}} = \frac{3}{10}.mc_i. \begin{bmatrix} \frac{rc_i^2}{2} + \frac{(Hc_i-L_i)^2}{8} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{rc_i^2}{2} + \frac{(Hc_i-L_i)^2}{8} & 0 \\ 0 & 0 & rc_i^2 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Où :

- M_{c_i} et m_{c_i} les masses respectives du cône complet et du petit cône qui a été tronqué pour un segment du corps.
- R_{c_i} et r_{c_i} sont les rayons de ces deux cônes.
- H_{c_i} est la hauteur du cône complet.

La tête et les mains sont des ellipsoïdes avec une matrice d'inertie définie comme suit :

$$I_{ellipsoïde} = \begin{bmatrix} \frac{1}{5}.m_i.(L_i^2 + r_i^2) & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{5}.m_i.(L_i^2 + R_i^2) & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{5}.m_i.(r_i^2 + R_i^2) \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Où :

- R_i et r_i les grand et petit rayons de l'ellipsoïde.

2.3.3 Cinématique inverse du modèle biomécanique de l'utilisateur

Le modèle biomécanique de l'utilisateur a été utilisé pour définir les trajectoires de verticalisation et leurs effets sur la variation du CG. Afin de réaliser cet objectif, nous définissons une trajectoire pour l'organe terminal S placé dans le torse. Nous générerons la position, vitesse et accélération désirées pour S ainsi que son angle d'inclinaison φ .

$$\begin{cases} \rho = l_2 \sin \gamma + l_3 \cos(-2\gamma + \arcsin(\frac{l_1 + l_2 \cos \gamma + l_4 \sin \gamma - z}{l_3})) + l_4 \cos \varphi + x; \\ \alpha = \gamma - \arcsin(\frac{l_1 + l_2 \cos \gamma + l_4 \sin \gamma - z}{l_3}); \\ \beta = -\frac{\pi}{2} - 2\gamma + \arcsin(\frac{l_1 + l_2 \cos \gamma + l_4 \sin \gamma - z}{l_3}) + \varphi; \end{cases} \quad (2.9)$$

Où :

- l_1 , l_2 , l_3 , et l_4 désignent respectivement la hauteur du pied, la longueur du tibia, de la cuisse et la longueur entre la hanche et l'organe terminal.

Le modèle de cinématique inverse $Q = f(S)$ [Eq. 2.9], permet de définir les positions, vitesses et accélérations de chaque liaison.

2.3.4 Trajectoire optimale de verticalisation

Grâce à ce modèle, nous avons étudié différentes trajectoires de verticalisation. L'objectif étant de déterminer une trajectoire de verticalisation qui empêche le mouvement du CG sur l'axe sagittal qui apparaît durant une verticalisation classique (Figure 2.5a).

Dans une première série de tests, nous avons appliqué une trajectoire linéaire verticale à notre organe terminal :

$$\begin{cases} X(t) = X_{init}; \\ Z(t) = Z_{init} + a; \end{cases} \quad (2.10)$$

Où :

- a est la longueur de la cuisse, $a = L_{Thigh}$.
- X_{init} et Z_{init} sont les coordonnées initiales de l'organe terminal suivant les axes X et Z .

Nous pouvons observer, sur la Figure 2.8, que cette trajectoire pour notre organe terminal engendre un déséquilibre arrière du modèle.

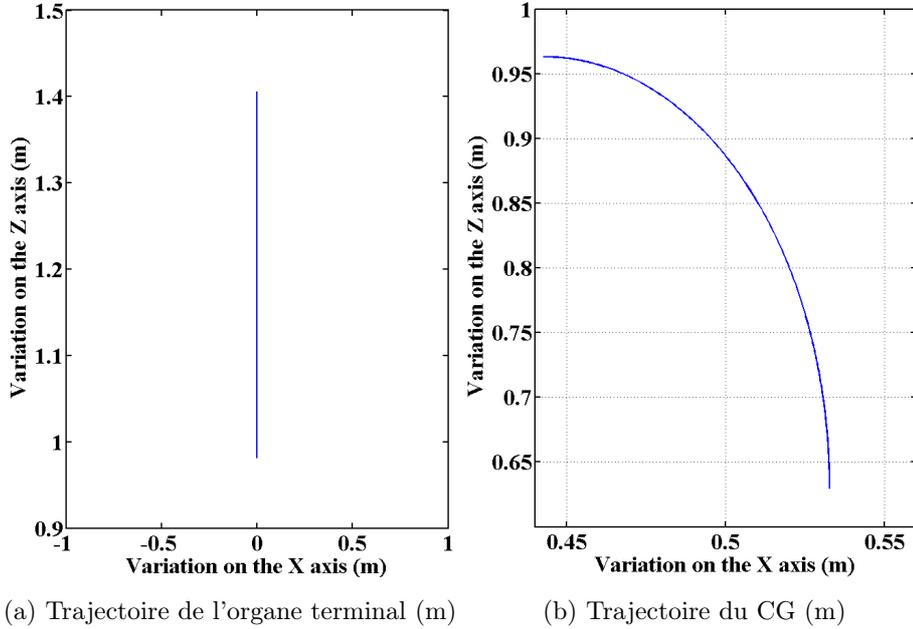


FIGURE 2.8: Trajectoires dans le plan sagittal lors d'une verticalisation suivant l'axe Z

Grâce à ces premiers tests nous avons décidé d'appliquer une trajectoire ellipsoïdale opposée à notre organe terminal afin de compenser ce déséquilibre arrière.

La trajectoire ellipsoïdale obtenue est définie par l'équation (2.11).

$$\begin{cases} X(t) = X_{init} - b \cos(\alpha(t)); \\ Z(t) = Z_{init} + a \cos(\alpha(t)); \end{cases} \quad (2.11)$$

Où :

— b est le déplacement frontal du CG durant la verticalisation,

$$b = X_{CoMseat} - X_{CoMstand}.$$

— $X_{CoMseat}$ est la position du CG sur l'axe X lorsque le modèle est assis.

— $X_{CoMstand}$ est la position suivant l'axe X du CG lorsque le modèle est en position debout.

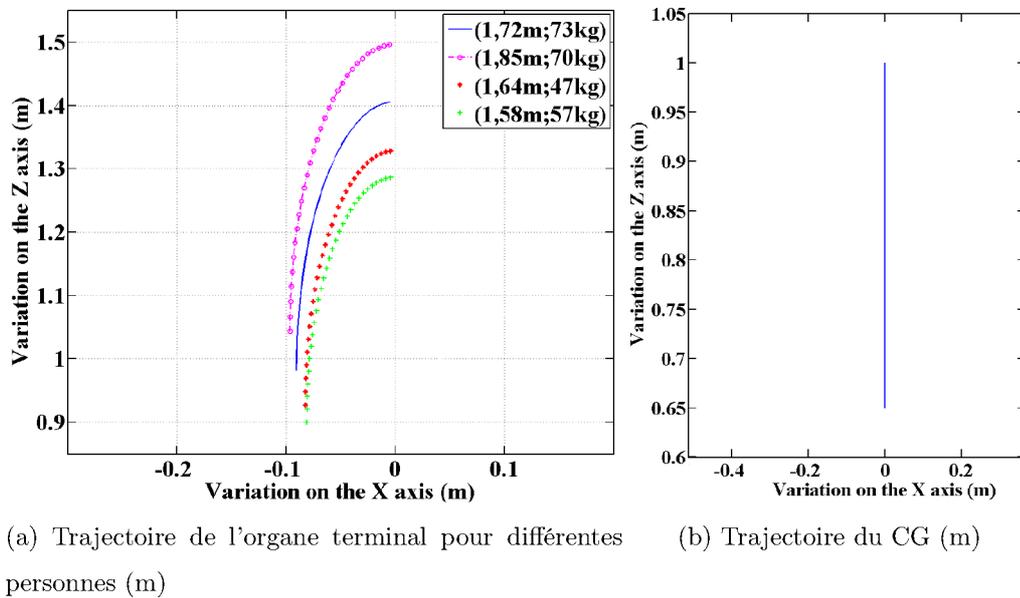


FIGURE 2.9: Trajectoires dans le plan sagittal lors d'une verticalisation ellipsoïdale pour différents couples poids/taille

La Figure 2.9 permet d'observer la trajectoire de l'organe terminal pour différentes morphologies. Nous pouvons remarquer l'impact du couple poids/taille sur la trajectoire.

Le quart d'ellipse défini pour l'organe terminal permet d'effectuer une verticalisation sans perturbation horizontale sur le CG. De ce fait, la trajectoire ellipsoïdale ne modifie pas le mouvement dans le plan transversal. En regardant la Figure 2.5b présentant la verticalisation de l'utilisateur, nous pouvons noter que l'utilisateur effectue un mouvement arrière. C'est rendu possible par la translation ρ . Les variations de α et β sont utilisées pour réaliser la trajectoire de notre organe terminal et garder la trajectoire désirée rectiligne dans le plan sagittal.

2.4 Spécification du système robotique

Cette première version du *Gyrolift* a été conçue pour des utilisateurs paraplégiques qui ont encore le contrôle de leurs membres supérieurs. Il permet de se déplacer en station debout, en bénéficiant des fonctions de déplacement du gyropode (Figure 2.10). Cette version vise à valider certaines fonctions primordiales dans le déplacement de personnes à mobilité réduite telles que le maintien, le confort et la stabilité. D'autant plus que notre hypothèse de recherche est de développer un système permettant de verticaliser cette personne sans causer de mouvements involontaires.

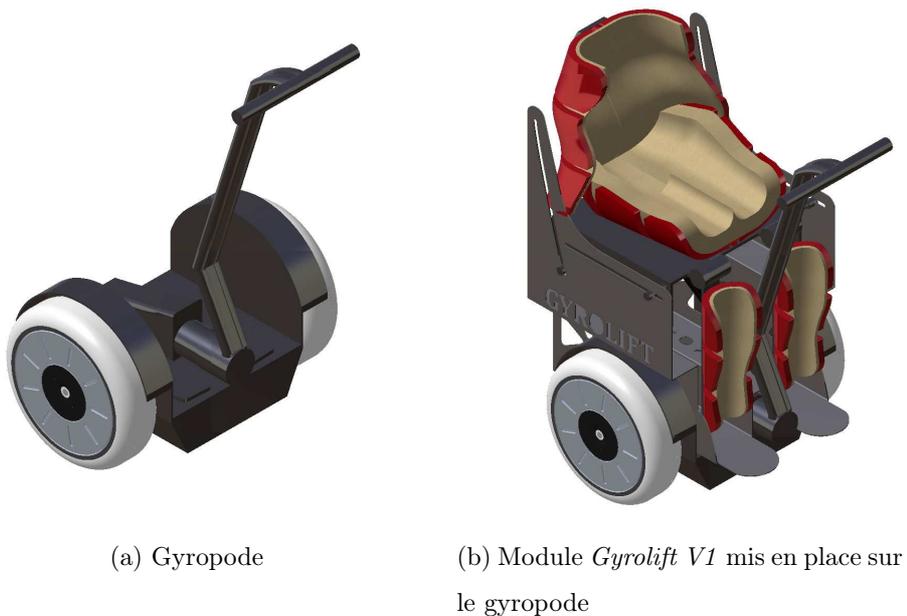


FIGURE 2.10: Base Gyropode avec le module *Gyrolift* version 1

Le *Gyrolift* version 1 est composé :

- d'un gyropode,
- d'un système de verticalisation à base d'un vérin linéaire,
- d'un siège complet avec guides des cuisses et tibias,
- d'une plaque guide de trajectoire.

L'autonomie du gyropode est de 40[km].

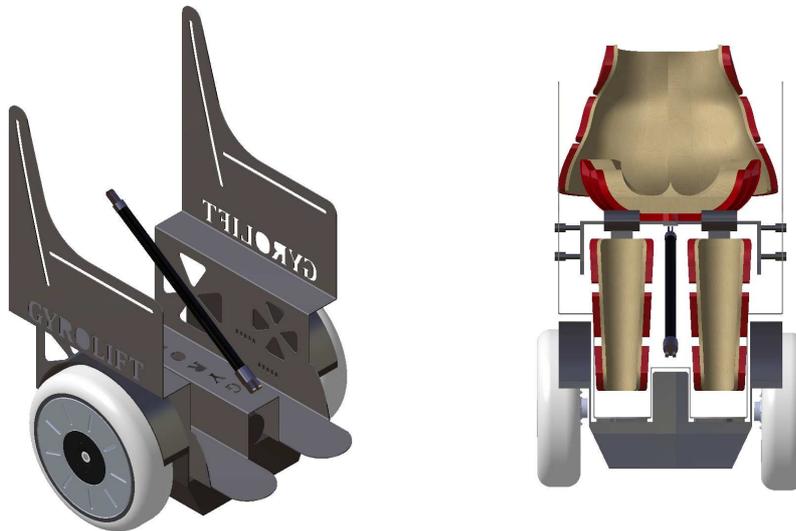
Il pèse 40[kg] pour un poids d'embarquement autorisé de 120[kg]. Le principe de la trajectoire de verticalisation repose sur des entretoises qui ont été placées dans des guides découpés au laser afin de définir la trajectoire du siège. Elles sont fixées sur une plaque de PVC située sous l'assise.

2.4.1 *Système de verticalisation*

La fonctionnalité principale, notre objectif, était de pouvoir verticaliser l'utilisateur et de lui permettre de se déplacer aussi bien assis que debout. Pour une première version du *Gyrolift*, nous avons cherché à réaliser cette fonctionnalité de manière simple et avec un volume d'embarquement faible. La verticalisation a donc été effectuée à l'aide d'un vérin électrique linéaire et de guides latéraux. Comme le gyropode ne peut embarquer qu'un poids limite de 120[kg], nous avons choisi un vérin électrique de force nominale 1500[N]. D'un côté le vérin électrique est fixé par une liaison pivot passive sur la plaque en acier qui vient se fixer sur la base du gyropode (Figure 2.11a). D'autre part, il est fixé par une même liaison pivot passive sur la plaque de l'assise (Figure 2.11b).

L'utilisateur actionne la verticalisation grâce à une télécommande positionnée sur le guidon et un contrôleur en boucle ouverte. Le vérin électrique permet de déplacer le siège d'une position assise à une position debout selon une trajectoire définie. Des guides, de chaque côté de la plaque en acier, fixés sur le gyropode sont découpés au laser et permettent d'obtenir cette trajectoire (Figure 2.12).

Des entretoises placées à l'intérieur de ces guides sont fixées latéralement sur la



(a) Vérin électrique positionné sur plaque en acier

(b) *Gyrolift* vue de face, position du vérin électrique

FIGURE 2.11: Positionnement du vérin électrique linéaire dans le premier prototype

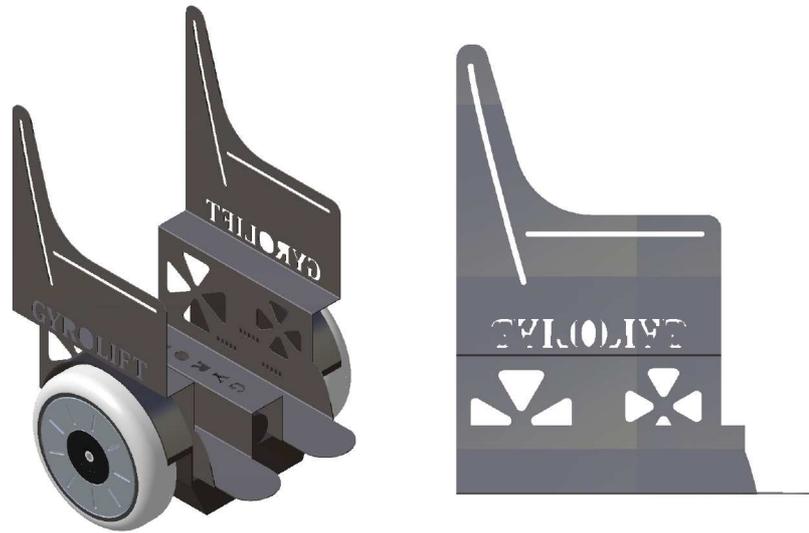
plaque de PVC de l'assise (Figure 2.13).

Ces guides donnent la trajectoire des genoux et des hanches de l'utilisateur. La trajectoire du guide du genou est linéaire. Pour le mouvement des hanches, les guides définissent une courbe elliptique. La trajectoire permet à l'utilisateur de se verticaliser sur un gyropode sans créer de perturbations supplémentaires.

2.4.2 Le siège, le maintien et le positionnement

Le siège, dossier et repose jambes (Figure 2.14a) ont été dimensionnés grâce au modèle biomécanique (section 2.3). Ils ont été conçus et réalisés avec une imprimante 3D puis fixés sur une plaque de PVC. Chacun de ces éléments ont ensuite été recouverts d'une mousse thermoformée (Figure 2.14b).

La forme de ces trois parties a été dessinée avec l'aide d'un ergothérapeute pour s'assurer du bon maintien de l'utilisateur et de son confort dorso-lombaire.



(a) Plaque en acier positionnée sur le gyropode

(b) Plaque en acier vue de profil. Définition des guides

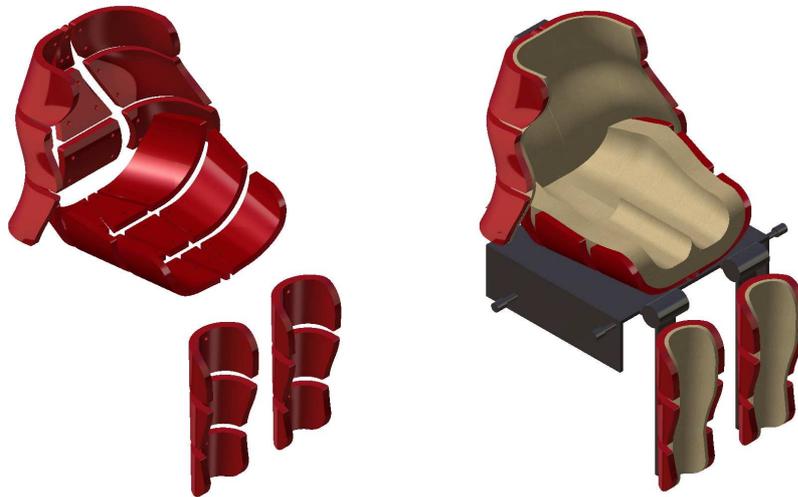
FIGURE 2.12: Guides sur plaque en acier positionnée sur le gyropode



FIGURE 2.13: Entretoises dans les guides

Lorsque l'utilisateur est assis, les jambes sont maintenues. Des attaches viennent fixer le bassin, les cuisses et les jambes. Nous n'avons pas ajouté d'accoudoirs parce que nous avons supposé que la personne tiendrait le guidon durant son utilisation. Des poignées situées de part et d'autre du siège sont présentes pour aider le transfert de l'utilisateur.

La solution mise en place pour cette première version est basée sur la posture



(a) Siège, dossier et repose jambes

(b) Siège, dossier et repose jambes
avec mousse thermoformée

FIGURE 2.14: Dossier, assise et repose jambe du premier prototype

adoptée dans un fauteuil roulant. L'objectif était de valider une posture et une stabilité de l'assise. Cette version est proche d'un fauteuil roulant, ce qui est rassurant pour l'utilisateur. Cependant, l'ensemble est encombrant et la trajectoire n'est pas adaptée à toutes les morphologies. Ce sont des critiques que nous avons intégrées lors de la conception de la version 2 (Chapitre 5).

2.5 Étude expérimentale sur la performance de la verticalisation

La morphologie d'un utilisateur spécifique a été intégrée comme référence à la conception de ce premier prototype. Nous avons recréé le modèle anthropomorphique de cet utilisateur grâce au modèle biomécanique développé précédemment. Nous avons obtenu la trajectoire de verticalisation rectiligne suivant l'axe Z dans le plan sagittal permettant de se verticaliser sans perturbation sur le centre de gravité. Nous avons fixé les trajectoires des guides placés de chaque côté de la plaque en acier fixée sur le *Gyrolift*.

Ce *Gyrolift*, équipé avec cette trajectoire de verticalisation, a été sujet à une étude expérimentale afin de valider ce processus. Les utilisateurs doivent, dans un premier temps, s'approprier ce nouveau type de fauteuil roulant.

Le but est de verticaliser l'utilisateur sans déplacer le système en avant ou en arrière. Nous avons utilisé les données inertielles afin d'obtenir les angles, vitesses angulaires et accélérations des cuisses, torse et tête de l'utilisateur dans le plan sagittal afin de les réintégrer dans le modèle biomécanique et ainsi recréer la verticalisation en simulation. Cette simulation virtuelle permet d'obtenir la position de notre organe terminal virtuel ainsi que celle du CG au cours de la verticalisation.

Dans un second temps, nous avons utilisé les données fournies par un système de capture de mouvement, le système Vicon, afin d'analyser les mouvements de l'utilisateur durant la verticalisation et d'éventuelles compensations effectuées afin de contrôler le gyropode et la verticalisation. Le gyropode étant contrôlé par la position du CG, nous avons défini comme *compensation* les mouvements que l'utilisateur fait avec son torse pour corriger un mouvement du gyropode.

2.5.1 Système de capture de mouvement

Le système de capture de mouvement Vicon (Figure 2.15) a été utilisé afin d'analyser les mouvements de l'utilisateur durant la verticalisation.

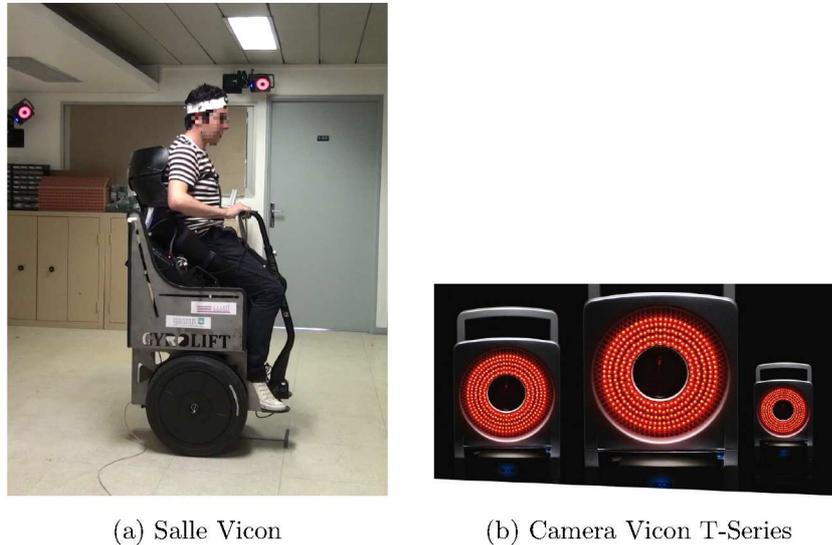


FIGURE 2.15: Système de capture de mouvement Vicon

Il est composé de six caméras optiques qui capturent des informations sur des niveaux de gris qui aident le système à définir le centre des marqueurs avec une précision submillimétrique. Nous avons placé des marqueurs sur la tête, le cou, le torse et les cuisses de l'utilisateur. Afin de recréer son avatar virtuel, nous avons défini trois corps : *tête*, *torse* et *jambes*. Ces trois corps sont connectés respectivement par une liaison sphérique, et une liaison pivot (Figure 2.16).

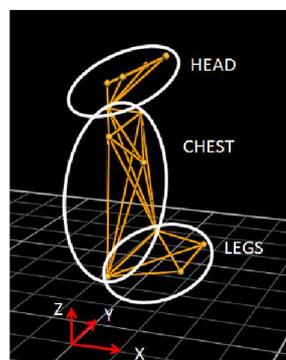


FIGURE 2.16: Modèle utilisé avec le système de capture de mouvement Vicon

Dans un second temps, nous avons mis en place un système utilisant trois paires de capteurs accéléromètres/gyroscopes.

Sakaguchi *et al.* (1996) et Aminian et Najafi (2004) ont montré que la fusion de données accélérométriques et gyroscopiques est très efficace pour la capture de mouvement en temps réel si les données sont fusionnées correctement.

Une paire a été fixée sur l'assise du *Gyrolift V1* afin de suivre les mouvements du siège/cuisses. Une seconde paire a été positionnée sur le torse de l'utilisateur et la dernière sur sa tête (Figure 2.17).

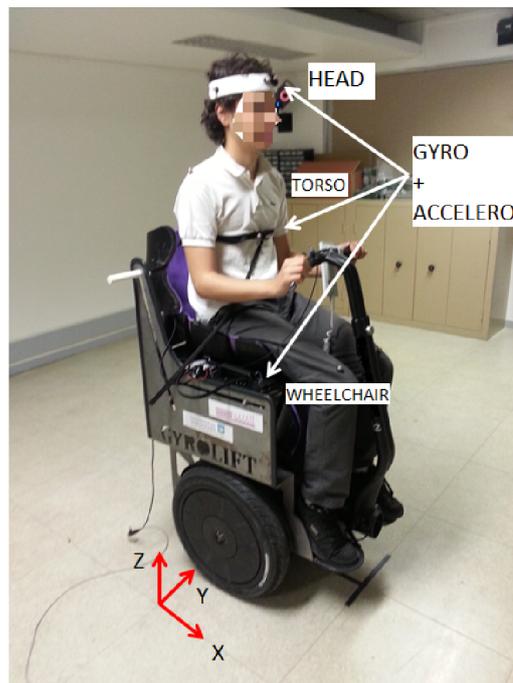


FIGURE 2.17: Positionnement des capteurs gyroscopiques et accélérométriques pour la capture de mouvement lors de la verticalisation

2.5.2 Protocole d'évaluation de la verticalisation

Ces études expérimentales ont pour objectif de valider la pertinence de notre système mécatronique ainsi que les paramètres de la trajectoire. Nous cherchons aussi à évaluer la robustesse de cette trajectoire vis à vis des variations du couple taille/poids des utilisateurs. Le *Gyrolift V1* a été développé pour des utilisateurs paraplégiques qui ont un bon contrôle de leurs membres supérieurs. Cependant, pour cette étude expérimentale, nous avons défini un panel constitué d'utilisateurs valides.

Nous avons défini un panel de douze utilisateurs valides : trois groupes de quatre utilisateurs. Le premier groupe est constitué de personnes de même taille (plus ou moins 2[cm]) que l'utilisateur pour qui le *Gyrolift* a été développé. Cette personne sera notre testeur référent. Il mesure 1.73[m] pour 72[kg]. Le second groupe est constitué d'utilisateurs plus grands, d'une taille supérieure de 10[cm]. Le dernier est lui constitué d'utilisateurs plus petits (10[cm] ou moins). Le premier groupe comporte aussi deux ergonomes et un ergothérapeute afin de récolter leurs impressions. L'intérêt d'un tel panel est d'observer l'impact de différentes trajectoires selon différentes morphologies. Nous cherchons ici à évaluer l'influence de la variation de taille de l'usager sur une trajectoire de verticalisation fixe et évaluer sa robustesse.

Comme dans les travaux de Kamaruddin *et al.* (2012), nous avons aussi noté l'Indice de Masse Corporel (IMC) des membres de notre panel.

$$IMC = \frac{masse}{taille^2} \quad (2.12)$$

Cet indice a été défini par l'Organisation Mondiale de la Santé comme le standard pour évaluer les risques liés au surpoids chez l'adulte (World Health Organization, 2000). Selon la classification de l'OMS, tous les membres de notre panel ont une corpulence normale (entre 18.5 et 25) à l'exception de trois utilisateurs dont l'IMC est de 17 (Table 2.1). Les membres du panel avec une valeur d'IMC faible peuvent fournir un aperçu de l'effet de l'IMC sur l'utilisation du *Gyrolift*.

TABLE 2.1: Panel de l'étude expérimentale

Groupe	1		2		3	
Catégorie de taille	Plus petit		Moyen		Plus grand	
Nombre d'utilisateurs	4		4		4	
IMC	17	22	23	22	21	20
	17	17	19	18	23	21
Nombre de passages	5		5		5	

Chaque utilisateur dispose de 15[*min*] afin de s'adapter au fauteuil. Nous avons placé les marqueurs et capteurs sur leurs corps et ensuite procédé à l'enregistrement avec le système de capture de mouvements Vicon. Nous lançons l'enregistrement des données accélérométriques et gyroscopiques lorsque l'utilisateur est prêt à se verticaliser. Ils contrôlent leurs montées et descentes à l'aide d'une télécommande placée sur le guidon. Chacun des utilisateurs du panel a réalisé 5 verticalisations.

2.6 Résultats

Dans un premier temps, nous avons utilisé les données inertielles afin d'obtenir les angles, vitesses angulaires et accélérations des cuisses, torse et tête de l'utilisateur dans le plan sagittal. Ces données ont été réintégréées dans le modèle biomécanique afin de recréer en simulation la verticalisation enregistrée. Nous obtenons ainsi la position de notre organe terminal virtuel ainsi que celle du CG au cours de la verticalisation.

Dans un second temps, nous avons utilisé les données fournies par le système de capture de mouvement Vicon. L'objectif est d'obtenir avec ce système la position du torse ainsi qu'une possible compensation effectuée par l'utilisateur afin de contrôler le gyropode et la verticalisation. Comme le gyropode est contrôlé par la position du CG, nous avons défini comme *compensation* les mouvements que l'utilisateur fait avec

son torse pour corriger un possible mouvement du gyropode.

2.6.1 Données inertielles et modèle théorique

Les données angulaires des cuisses, torse et tête ont été traitées par un filtre de Kalman pour les limitations des capteurs en terme de sensibilité et de bruit (Figure 2.18). Nous pouvons remarquer une variation significative de l'angle de la cuisse et de faibles variations pour le torse et le cou. Nous pouvons l'expliquer par le fait que l'utilisateur essaye de garder son torse et sa tête stables afin de stabiliser le gyropode.

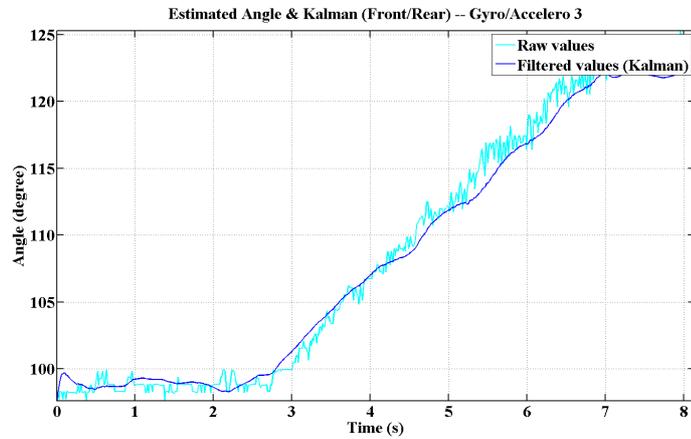
Les angles et vitesses angulaires sont les entrées du modèle biomécanique afin de recréer la verticalisation. Le modèle permet d'obtenir les trajectoires de l'organe terminal et du CG. Nous pouvons ainsi comparer la trajectoire de l'organe terminal à la trajectoire optimale calculée avec l'équation 2.11. Nous pouvons aussi comparer la trajectoire du CG avec la trajectoire optimale précédemment définie. Nous procédons de cette manière pour les cinq verticalisations de chaque membre du panel. Ainsi, nous pouvons analyser l'impact de leur propre trajectoire sur la verticalisation.

La Figure 2.19 montre les trajectoires du CG et de l'organe terminal pour une verticalisation d'un utilisateur du groupe des grands (groupe 3).

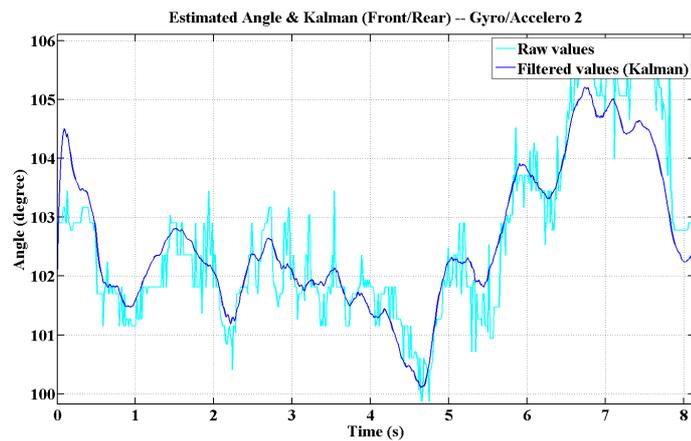
Nous évaluons une trajectoire avec l'erreur des trajectoires de l'organe terminal et du CG vis à vis de leurs trajectoires théoriques respectives. Nous avons fixé ces valeurs de manière expérimentale sur le gyropode. Nous avons effectué une série de verticalisations et ainsi évalué les perturbations induites sur l'utilisateur en fonction de l'erreur de trajectoire.

Pour une erreur supérieure à $10[cm]$, notre trajectoire ne sera plus considérée comme satisfaisante parce qu'elle engendrerait une perturbation trop importante sur le système pour la sécurité de l'utilisateur (Figure 2.20).

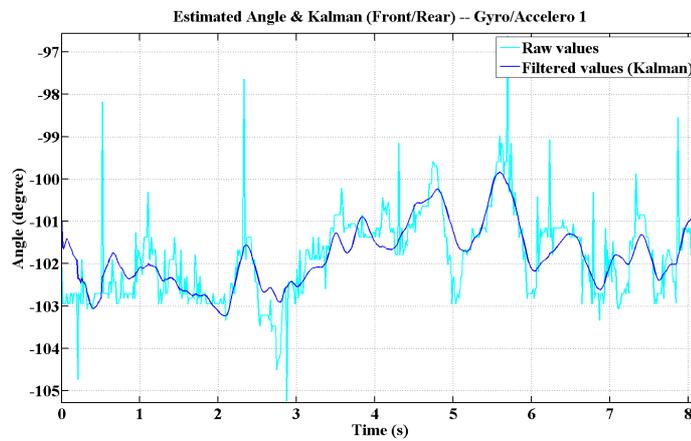
Si nous observons la trajectoire du CG, nous pouvons observer que l'utilisateur effectue une bonne verticalisation durant approximativement 60% de la montée. La variation de son CG est de 4 centimètres en moyenne (Figure 2.19b).



(a) Angle des genoux



(b) Angle des hanches



(c) Angle du cou

FIGURE 2.18: Données inertielles des angles des genoux, des hanches et du cou

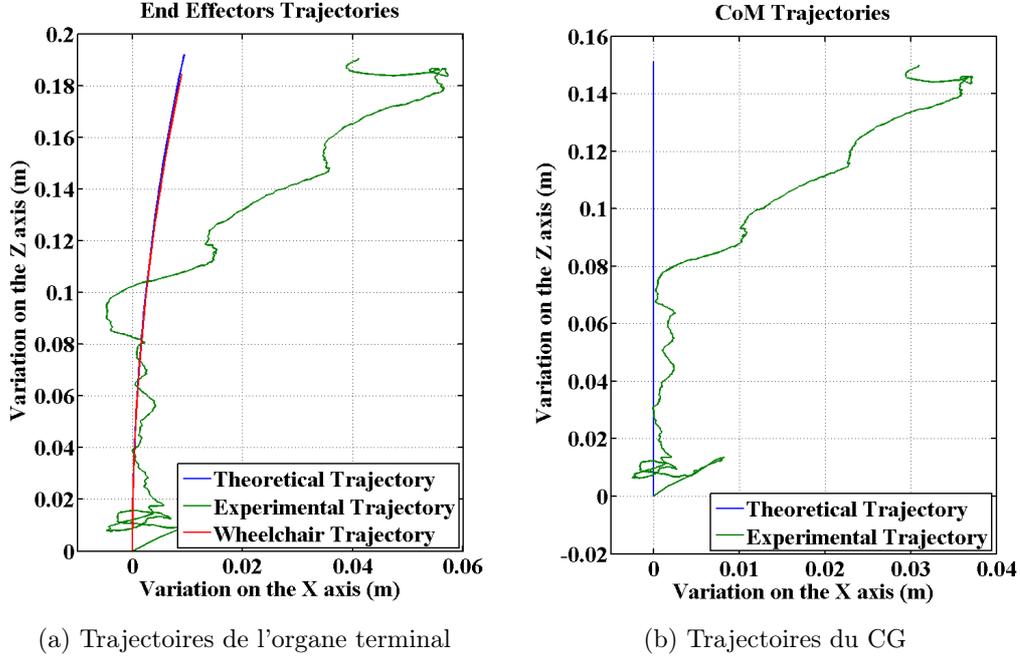


FIGURE 2.19: Trajectoires de l'organe terminal et du centre de gravité

Comme les trajectoires et les erreurs pour l'organe terminal et le CG sont liées, nous avons calculé la moyenne de l'erreur quadratique (RMSE) pour la trajectoire de l'organe terminal et pour la trajectoire du CG pour chaque groupe.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^n (y_t - \hat{y}_t)^2}{n}} \quad (2.13)$$

Où :

- y_t et \hat{y}_t sont respectivement la trajectoire et la prédiction de trajectoire.
- n est la longueur de ces vecteurs.

Nous considérons notre trajectoire comme "acceptable" si, pour différentes tailles, les utilisateurs ne ressentent pas de perturbations. Afin d'évaluer cette sensation subjective, nous avons mis en place un questionnaire de satisfaction afin de collecter leurs sensations.

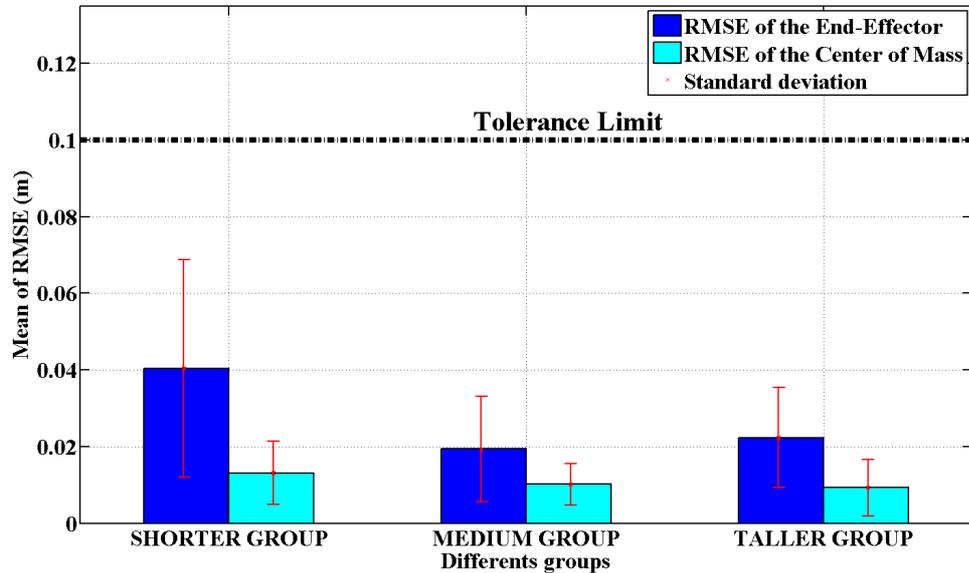


FIGURE 2.20: Erreurs quadratiques moyennes pour tous les groupes du panel

La Figure 2.20 permet d’observer que l’erreur relative entre chaque groupe est comprise entre 1.5 et 4[cm]. Cet écart de moyenne montre que la trajectoire implémentée pour la verticalisation est acceptable, même pour des utilisateurs de différentes tailles et poids. La section suivante permettra d’étudier les effets de ces erreurs sur les mouvements de l’utilisateur, ses compensations et corrections faites au contrôle du gyropode.

2.6.2 Système de capture de mouvement Vicon

A l’aide du système de capture de mouvement Vicon, nous avons étudié l’effet de l’utilisateur sur le gyropode en plaçant des marqueurs sur chaque membre du panel et en étudiant leurs mouvements selon chaque axe (Figure 2.15a et Figure 2.16).

Dans cette étude, nous avons analysé la compensation qu’un utilisateur fait pour corriger un possible mouvement du *Gyrolift*. Nous avons défini la compensation comme étant la différence entre la trajectoire de leurs hanches et celle de leur torse.

Nous avons analysé la variation de cette compensation durant la verticalisation. Nous avons aussi analysé une possible surcompensation.

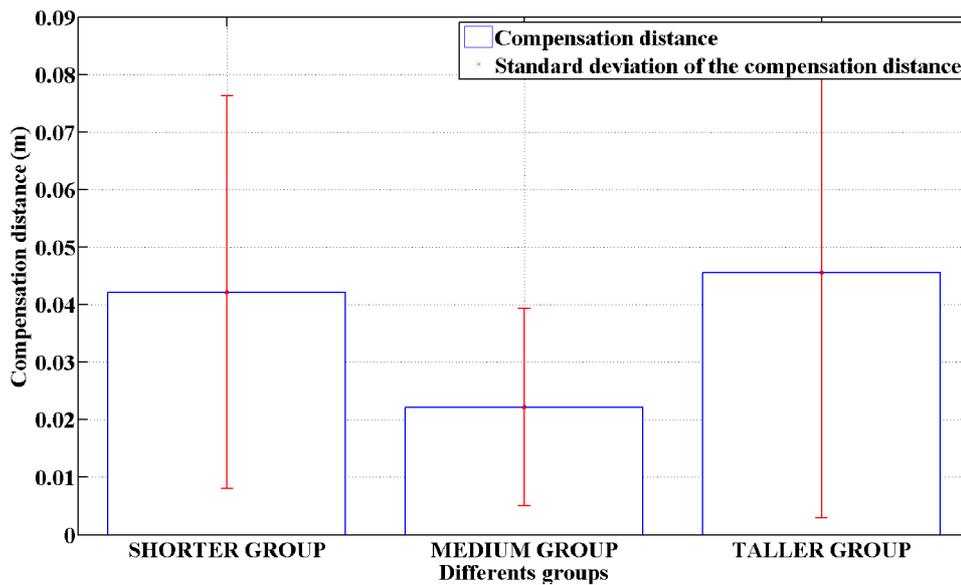


FIGURE 2.21: Compensation pour chaque groupe du panel

Les résultats illustrés par la Figure 2.21 montrent que les utilisateurs effectuaient un mouvement de compensation. La compensation est due à l'erreur engendrée par leur verticalisation et au fait que cette trajectoire ne soit pas forcément la leur. La Figure 2.21 montre que les utilisateurs n'appartenant pas au groupe médian (groupe 2) devaient agir ou compenser plus. Cette compensation est comprise entre 2 et 5[cm]. Cette variation peut être considérée comme limitée et ne peut donc pas être définie comme une surcompensation puisqu'elle reste tout de même inférieure à la limite précédemment définie à 10[cm].

Cette étude a permis la conception d'une première version d'un nouveau type de fauteuil roulant à deux roues, avec verticalisation, spécialement développé pour des utilisateurs paraplégiques. Un système mécatronique spécifique, *Gyrolift V1*, composé d'un gyropode et équipé d'un siège verticalisateur articulé a été conçu, avec une trajectoire de verticalisation spécifique. Ce système effectue la trajectoire de verticalisation définie à l'aide d'un vérin et de guides latéraux. Des expérimentations ont été menées sur une population de personnes valides. Les deux ergonomes, l'ergothérapeute ainsi que le questionnaire ont rapporté que le *Gyrolift V1* était confortable, qu'il était rapide à prendre en main et réactif. Cependant, ils ont aussi mentionné le fait qu'il n'était pas adapté à la morphologie de tous. Ces retours seront pris en compte lors de la conception de la prochaine version, *Gyrolift V2* (Chapitre 5).

En terme de verticalisation et de perturbation, nous avons pu confirmer l'importance d'une trajectoire adaptée à la personne. Une trajectoire adaptée réduit de 50% l'erreur entre la trajectoire effectuée et la trajectoire optimale. Ces erreurs et perturbations nous amènent à imaginer qu'une détection de ces variations, intentionnelles ou perturbatrices, au cours de la verticalisation serait plus adaptée afin d'ajuster la réaction appropriée. Notre hypothèse est de définir une réaction analogue à celle de l'homme (Figure 2.22).

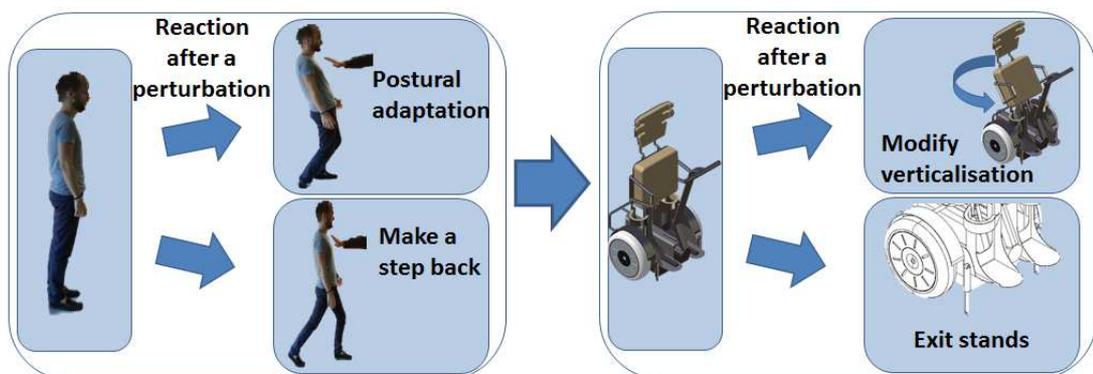


FIGURE 2.22: Réaction à un choc chez l'Homme et pour le *Gyrolift*

De plus, il faut procéder à une étude spécifique des perturbations sans risque pour des êtres humains lors de l'expérimentation.

Comme nous l'avons vu précédemment (Chapitre 1), il existe un lien fort, une analogie entre l'équilibre chez l'homme qui contrôle naturellement les perturbations que son corps subit, avec le *Gyrolift* qui doit naturellement analyser les perturbations qu'il subit afin de se déplacer en sécurité, et le robot humanoïde qui doit le faire avec des degrés de sensibilité plus limités. Le *Gyrolift* doit être considéré comme un orthèse des membres inférieurs d'un usager à mobilité réduite, le but étant que l'usager se sente comme un piéton dans un cycle de marche. C'est dans ce sens que nous avons basé notre analogie avec la robotique humanoïde. En robotique humanoïde, on cherche à détecter les perturbations afin de les compenser et éviter une potentielle chute. Afin de détecter ces perturbations et d'éviter une potentielle chute avec le *Gyrolift*, nous avons besoin d'une évaluation permettant d'étudier la stabilité de l'usager et ce sans mettre en péril sa sécurité. Nous proposons d'étudier ce point à partir du contrôle du robot humanoïde *NAO*. Cette démarche méthodologique permet de tester théoriquement et d'évaluer expérimentalement les algorithmes de détection de perturbations développés. Ce robot humanoïde représentera un modèle simplifié et sécurisé de notre système avec l'utilisateur.

Chapitre 3

DÉTECTION DE PERTURBATIONS EN ROBOTIQUE HUMANOÏDE

L'objet de ce chapitre concerne l'étude des perturbations sur le dispositif mobile en station debout. Notre démarche sera d'étudier ce point à partir de tests sur un robot *NAO*, robot humanoïde bipède de la société *Aldébaran*, afin d'évaluer théoriquement et expérimentalement les algorithmes de détection de perturbations développés.

Comme nous l'avons présenté précédemment (Chapitre 1), un robot humanoïde doit être capable d'avoir un contrôle sécurisé, de conserver son équilibre en présence de légères ou de plus fortes perturbations dues aux interactions avec l'environnement ou l'humain. C'est ce type de situation que l'on retrouve dans le *Gyrolift*. La réaction doit alors viser au maintien de la stabilité soit en adaptant la posture, soit par une action sur l'organe locomoteur, en fonction de son temps de détection, son importance etc.. Au cours de ce chapitre, nous nous intéressons aux problèmes de détection de perturbations et à leurs analyses. Le robot se trouve en position debout, statique, afin de se retrouver dans une situation analogue au système *Gyrolift*. L'objectif est de définir un algorithme de détection de perturbations pour des robots humanoïdes utilisant les capteurs proprioceptifs du robot. Puis, nous nous sommes penchés sur les compensations que le robot humanoïde pourrait effectuer afin de corriger cette perturbation pouvant potentiellement engendrer une chute. L'objectif est de définir un algorithme analysant la perturbation et pour permettre au robot d'activer un mouvement compensatoire réflexe proportionnel à l'amplitude du choc.

Deux critères ont été utilisés pour la détection. Le premier est une comparaison

entre la position du centre de pression et le Zero Moment Point. Le second consiste à évaluer l'énergie cinétique transmise au robot après la perturbation.

L'utilisation de l'énergie cinétique minimise le temps de détection de la perturbation pour permettre une réaction du robot.

L'algorithme proposé et le mouvement réflexe ont été évalués et validés au cours d'une série d'expérimentations sur le robot humanoïde *NAO*.

3.1 De l'assistance à la robotique humanoïde

Comme nous avons pu l'exposer au cours du Chapitre 1, nous cherchons à reprendre l'analogie entre l'équilibre chez l'Homme piéton qui contrôle naturellement les perturbations que son corps subit et l'utilisateur du *Gyrolift*. L'analogie semble naturelle également pour le robot humanoïde. Il faut définir des algorithmes de contrôle postural et de détection de perturbation afin de se rapprocher le plus possible du comportement que l'Homme possède naturellement.

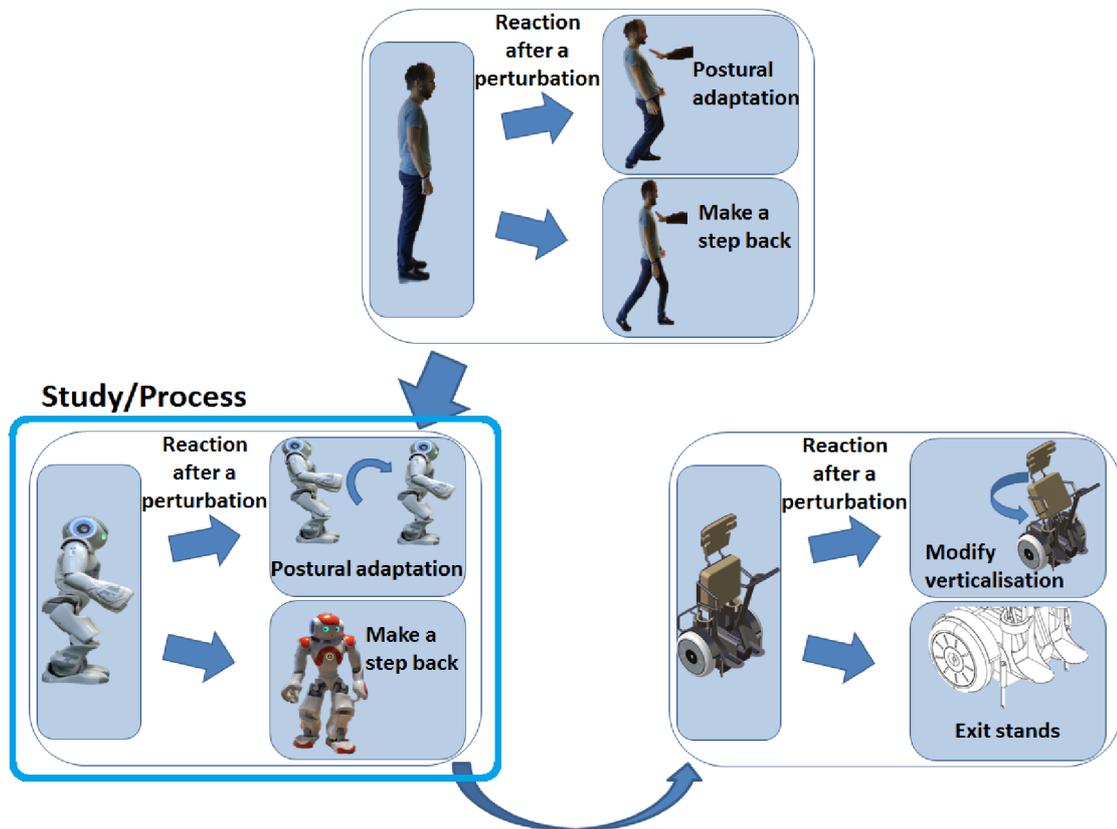


FIGURE 3.1: Analogie entre l'Homme, le robot humanoïde *NAO* et la station debout sur un fauteuil roulant verticalisateur

Le chapitre 2 a permis de préciser la relation entre le robot humanoïde et un fauteuil roulant verticalisateur en station debout. Dans cette logique, le *Gyrolift* pouvait être considéré comme une prothèse des membres inférieurs. Ainsi, l'utilisateur placé sur le *Gyrolift*, doit avoir une station debout confortable (et que celle-ci lui semble naturelle). La détection de perturbations ou de variations intentionnelles est un thème important (Figure 3.1), que ce soit pour un robot humanoïde ou en robotique d'assistance dans le cadre de notre fauteuil roulant sur deux roues. L'interaction physique entre humains et robots humanoïdes représente un défi important en terme de sécurité. Le contrôle de l'équilibre reste un des problèmes fondamentaux pour la recherche avant de laisser les robots interagissent librement avec des humains.

3.2 Détection de perturbations

Nous pouvons partir de l'hypothèse que le robot humanoïde a le contrôle de ses mouvements. Il est nécessaire de détecter les perturbations pour les gérer. La détection de chocs est définie selon deux critères. Dans un premier temps, nous utiliserons le Zero Moment Point (ZMP) et le Centre de Pression (CP). La comparaison entre leurs deux coordonnées permet de détecter une perte de contact entre les pieds du robot et le sol. Dans un second temps, nous définirons un critère reposant sur l'estimation de l'énergie cinétique transmise au robot juste après l'impact. L'objectif est d'anticiper le mouvement en basant la détection sur l'énergie.

3.2.1 Robot humanoïde NAO

Pour mener nos travaux, nous avons décidé de procéder à nos tests sur le robot humanoïde *NAO*. *NAO* est un robot humanoïde programmable produit par la société française *Aldébaran* depuis 2006. Ce robot de 58[cm] pour 5.2[kg] est utilisé en recherche ainsi que dans le secteur de l'éducation sur des sujets divers tels que l'interaction homme-machine (Belpaeme *et al.*, 2012), l'assistance à la personne

FIGURE 3.2: Robot humanoïde *NAO*

(Shamsuddin *et al.*, 2012) ou encore l'intelligence artificielle (Niemüller *et al.*, 2010).

Il dispose de 25 degrés de liberté composés d'actionneurs électriques. Son enveloppe sensorielle est composée de caméras, microphones, télémètres sonar, émetteurs et récepteurs infra-rouge, centrale inertielle, capteurs tactiles et capteurs de pression.

3.2.2 Utilisation du Centre de Pression et du Zero Moment Point

3.2.2.1 Calcul du Centre de Pression et du Zero Moment Point

Le CP est mesuré à l'aide des quatre capteurs de pression placés sous chaque pied. Les coordonnées suivant l'axe X et Y dans le plan transversal du CP sont calculées de la manière suivante :

$$x_p = \frac{x_D \cdot f_{D_z} + x_G \cdot f_{G_z}}{f_{D_z} + f_{G_z}} \quad (3.1)$$

$$y_p = \frac{y_D \cdot f_{D_z} + y_G \cdot f_{G_z}}{f_{D_z} + f_{G_z}} \quad (3.2)$$

Où :

$$— F_D = \begin{pmatrix} f_{D_x} \\ f_{D_y} \\ f_{D_z} \end{pmatrix} \text{ la force de réaction pour le pied droit.}$$

$$— F_G = \begin{pmatrix} f_{G_x} \\ f_{G_y} \\ f_{G_z} \end{pmatrix} \text{ la force de réaction pour le pied gauche.}$$

$$— P_D = \begin{pmatrix} x_D \\ y_D \\ z_D \end{pmatrix} \text{ les coordonnées du centre de pression pour le pied droit.}$$

$$— P_G = \begin{pmatrix} x_G \\ y_G \\ z_G \end{pmatrix} \text{ les coordonnées du centre de pression pour le pied gauche.}$$

Le ZMP est calculé à partir de la position du centre de gravité du robot et de l'accélération mesurée à partir de la centrale inertielle positionnée dans le torse du robot.

$$x_{ZMP} = x_{CG} - \frac{(z_{CG} - z_{ZMP}) \cdot \ddot{x}_{CG}}{\ddot{z}_{ZMP} + g} \quad (3.3)$$

$$y_{ZMP} = y_{CG} - \frac{(z_{CG} - z_{ZMP}) \cdot \ddot{y}_{CG}}{\ddot{z}_{ZMP} + g} \quad (3.4)$$

De manière à obtenir ces deux points à l'intérieur de l'espace de référence, nous admettons que les articulations du robot restent rigides et que le choc est défini par une rotation du robot autour d'un point situé sur la circonférence d'un des pieds. Les coordonnées de cette rotation sont calculées avec les angles de tangage et de roulis fournis par le module inertielle et utilisant le modèle géométrique du robot (Gouaillier *et al.*, 2009).

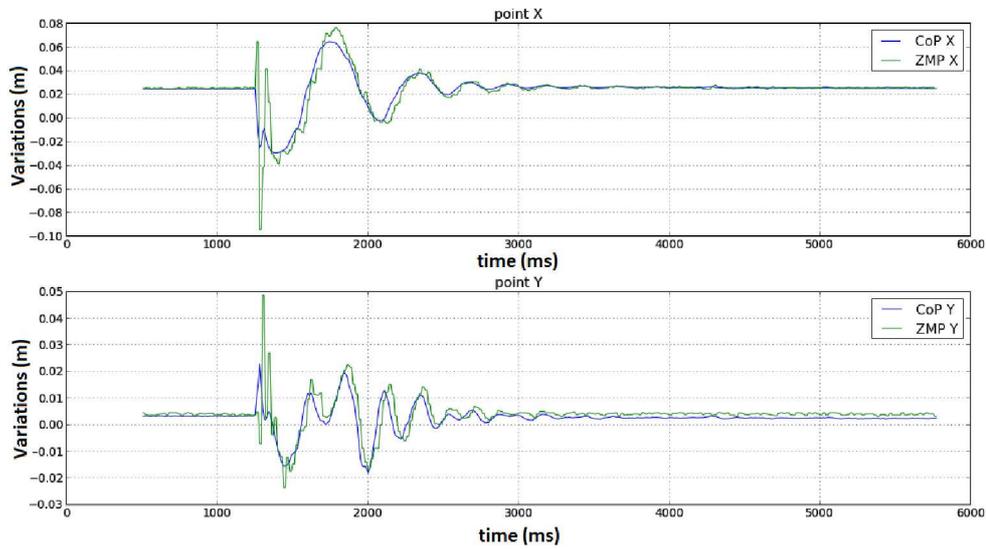
3.2.2.2 Détection d'une perturbation

La position du CP reste valide tant que les pieds restent en contact avec le sol. Lorsque le robot débute sa rotation après une forte perturbation, le CP ne peut plus être considéré comme fiable puisque le contact entre le pied et le sol est réduit à une petite partie sur le contour du pied.

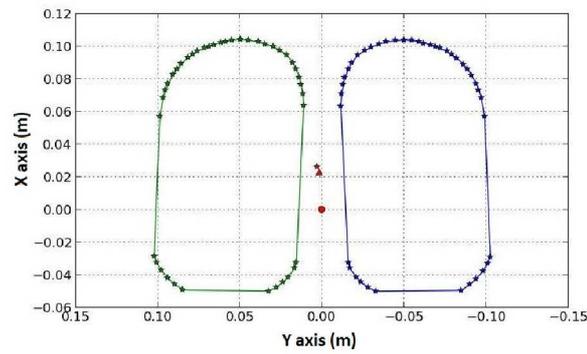
Cependant le ZMP peut toujours être calculé. Quand le pied reste en contact avec le sol, le CP et le ZMP sont confondus et appartiennent à la surface de contact. Quand le pied commence à effectuer une rotation, le CP et le ZMP ne sont plus confondus. Effectuer la différence entre leurs nouvelles positions est une manière de détecter la perturbation.

Nous calculons alors la distance euclidienne entre le CP et le ZMP dans le plan du sol. Ainsi, nous obtenons l'erreur de position entre le CP et le ZMP. Ce pic d'erreur est ensuite seuillé pour détecter une perturbation.

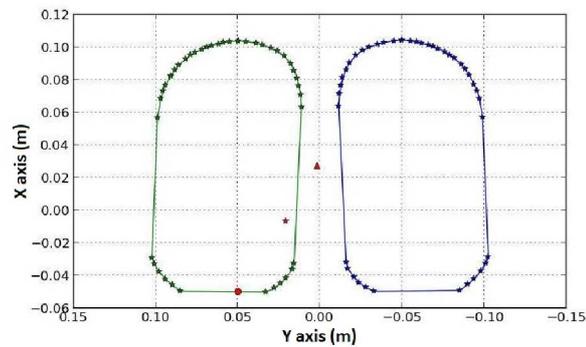
Nous avons implémenté et testé cet algorithme sur le robot *NAO*. La Figure 3.3 montre l'évolution du ZMP et du CP lors d'une légère perturbation survenue à 1.2[s]. Cette légère perturbation a été simulée avec une balle de fitness venant heurter le torse du robot *NAO*.



(a) Évolution du ZMP et du CP lors d'un choc léger



(b) Position stable du CP et du ZMP



(c) Position du CP et du ZMP juste après un choc léger

FIGURE 3.3: Variation du Zero Moment Point et Centre de Pression au cours d'un choc léger

3.2.2.3 Direction de la perturbation

Le ZMP et le CP permettent aussi de déterminer l'angle d'attaque de la perturbation. Nous obtenons cet angle d'attaque en calculant l'angle entre la position initiale du CP et sa position en temps réel. Nous faisons de même pour le ZMP. Enfin, nous prenons la moyenne entre ces deux angles. De cette manière, nous obtenons la direction de l'impact. Nous définissons 12 zones correspondant aux directions cardinales (3.4).

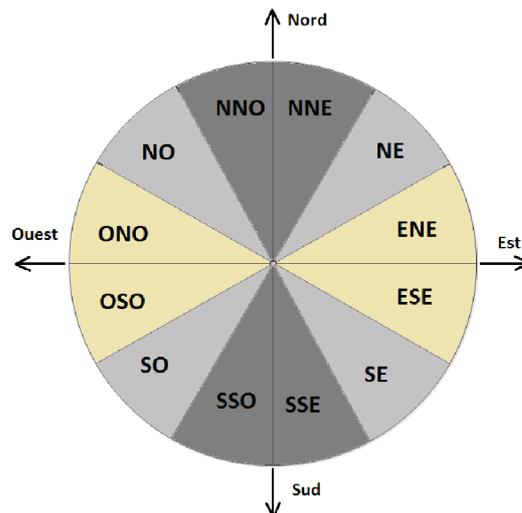


FIGURE 3.4: Quadrant de direction pour la détection de la perturbation

Afin de déterminer l'amplitude de la perturbation, nous avons procédé expérimentalement. Après une série de tests avec différentes amplitudes de perturbation, nous avons effectué une régression linéaire à partir de la moyenne de la dérivée des angles de tangage et de roulis du robot.

3.2.3 Utilisation de l'énergie cinétique

La méthode de comparaison du ZMP/CP donne des résultats satisfaisants pour la détection de chocs (Chapitre 1.2) mais elle reste sensible aux vibrations du sol et

par conséquent donne des faux positifs. Ceci est dû à la sensibilité de l'accélération, utilisée pour le calcul du ZMP. La conséquence d'une détection non existante mène à un mouvement du robot. Nous avons donc défini un autre critère basé sur la vitesse angulaire du torse. Comme la perturbation mène à un échange d'énergie entre l'objet qui rentre en collision et le robot, nous calculons l'énergie cinétique de rotation transmise durant l'impact :

$$E_{kin} = \frac{1}{2}m_{nao}V^2 \quad (3.5)$$

Où :

- m_{nao} est la masse du *NAO*, dans cette version $m_{nao} = 5.2[kg]$.
- V est la vitesse linéaire instantanée du CG.

Supposons que le robot reste rigide, la vitesse angulaire du robot peut être définie comme :

$$V = h.\dot{\theta} \quad (3.6)$$

Où :

- h est la hauteur du CG à partir du sol, $h = 0.28[m]$.

Donc :

$$E_{kin} = \frac{1}{2}m_{nao}h^2\dot{\theta}^2 \quad (3.7)$$

La vitesse angulaire $\dot{\theta}$ peut être mesurée directement à partir de la centrale inertielle embarquée dans le *NAO*.

Cependant, il apparaît que les données du gyroscope sont vraiment bruitées (Figure 3.5) pendant une très courte période de temps – quelques millisecondes – juste après l'impact. En effet, les mesures de la vitesse angulaire peuvent prendre de très grandes valeurs, qui ne sont pas réalistes d'un point de vue physique. C'est la raison pour laquelle nous avons décidé de calculer la vitesse angulaire du torse avec les angles

articulaires et le modèle cinématique direct du robot. Les capteurs des angles sur les articulations sont moins sensibles à la perturbation et fournissent une estimation plus fiable de la vitesse angulaire. Cependant, celui-ci n'est valide que lorsque les pieds sont au sol. Nous avons donc mis en place un filtre complémentaire (Équation 3.8) qui prendra la vitesse angulaire obtenue par le modèle cinématique dès la détection de l'impact et s'atténuera quelques millisecondes après avec les valeurs sensorielles. Le filtre complémentaire sur la vitesse angulaire peut être exprimé comme suit :

$$\dot{\theta}_{filter}^2 = K\dot{\theta}_{gyro}^2 + (1 - K)\dot{\theta}_{dkm}^2 \quad (3.8)$$

Où :

- $\dot{\theta}_{gyro}$ est la vitesse angulaire fournie par le gyromètre.
- $\dot{\theta}_{dkm}$ est la vitesse angulaire calculée avec le modèle cinématique direct.
- K est le coefficient du filtre.

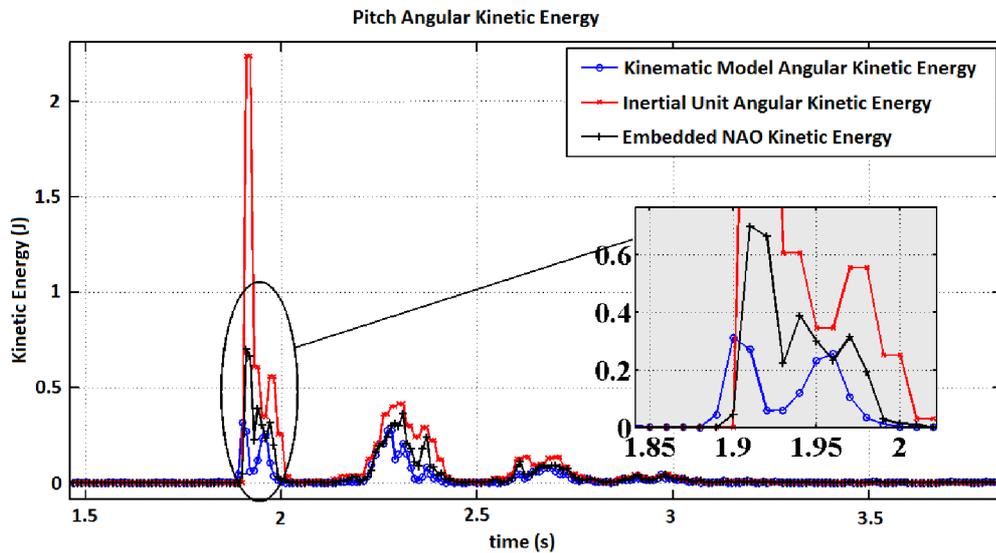


FIGURE 3.5: Énergie cinétique angulaire

Sur la Figure 3.5 sont représentées :

1. l'énergie cinétique angulaire obtenue grâce au modèle de cinématique inverse du robot *NAO*
2. l'énergie cinétique angulaire calculée avec la centrale inertielle
3. l'énergie cinétique angulaire obtenue après filtrage sur le *NAO*

Afin de détecter la collision, nous fixons un seuil à cette énergie cinétique angulaire. Ce seuil est fixé expérimentalement à $0.12[J]$.

Afin d'avoir une estimation de l'amplitude de l'impact, nous avons déterminé la quantité d'énergie cinétique transmise au robot. Dans ce cas, nous définissons que la valeur d'énergie transmise peut être obtenue par une régression polynomiale du second degré. Nous avons mis en place une série d'expérimentations pour des perturbations à l'aide d'un pendule simple (§3.3).

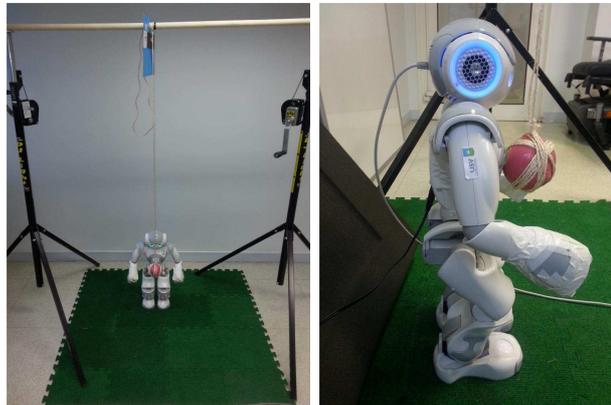


FIGURE 3.6: Protocole expérimental avec perturbation commandée par un pendule simple

3.3 Étude expérimentale sur la détection de perturbations

Une série d'expérimentations a été menée avec le robot *NAO* afin d'évaluer l'algorithme de détection et ses effets sur le mouvement réflexe. La perturbation a été réalisée à l'aide d'une balle de fitness suspendue sur le principe d'un pendule simple, sans vitesse initiale (Figure 3.6). La balle pèse $0.45[kg]$. La corde a une longueur de $1.59[m]$. La balle est lâchée avec différents angles initiaux (gardant la corde tendue) et vient frapper le torse et le dos du robot. Quatre différents angles initiaux ont été définis. Ces angles sont de 23, 33, 40, et $47[deg]$. Ils ont été définis en fonction des valeurs d'énergies que nous cherchions à transmettre au robot lors du choc. Nous cherchions des angles qui nous permettent d'obtenir des énergies d'environ 0.5, 1, 1.5, et $2[J]$. Ils ont été calculés avec une corde de $1.59[m]$ de longueur, une balle de $0.45[kg]$ et un coefficient de transmission d'énergie de 0.9.

Ceci est résumé dans le tableau 3.1 contenant l'énergie potentielle de gravité lorsque la balle est lâchée et l'énergie cinétique transmise au robot.

TABLE 3.1: Expérimentation menée et énergie relative

Angle Initial (deg)	Énergie Potentielle (J)	Énergie Transmise (J)	Différente hauteur de balle (m)
23	0.56	0.50	0.13
33	1.13	1.02	0.26
40	1.64	1.48	0.37
47	2.23	2.01	0.51

Pour obtenir l'énergie subit par le robot lors de la perturbation, nous avons définie la relation quadratique suivante :

$$E_{perturbation} = aE_{kin}^2 + bE_{kin} + c \quad (3.9)$$

Où :

— a , b et c sont des valeurs constantes.

3.4 Mouvement réflexe

Nous cherchons par cette étude à définir des algorithmes de détection de perturbations qui puissent être adaptés au *Gyrolift*. Définir des stratégies de mouvements réflexes comme illustrées dans les travaux de Guihard et Gorce (2002), Hyon *et al.* (2009) ou Kanamiya *et al.* (2010) n'est pas ici le but de notre démarche. Nous cherchons ici à illustrer l'intérêt de notre procédure de détection de perturbation en terme de réactivité pour la gestion d'une situation de déséquilibre sur le *Gyrolift*.

La procédure de mouvement réflexe que nous avons implémentée après l'impact est inspirée pas les travaux de Borovac *et al.* (2011). Ce mouvement implique une correction angulaire des articulations au niveau des hanches et des chevilles.

Nous avons défini une classification simple afin de définir le type de perturbation subie par le robot humanoïde.

Une perturbation peut donc être répertoriée dans une des classes suivantes :

1. Une première classe lorsqu'il s'agit d'une perturbation faible. Nous avons évalué ces perturbations comme étant inférieures à $1[J]$ d'après notre expérimentation. Celles-ci requièrent seulement un léger mouvement des hanches en réaction.
2. Une seconde classe de perturbations entraîne un mouvement des hanches et des chevilles. Cette réaction peut être modélisée par un double pendule inversé où la cheville et la hanche doivent être ajustées.

3. Une troisième classe, pour les perturbations maximales, requiert de faire un pas dans la direction opposée à la perturbation pour compenser.

Afin de déterminer la correction à appliquer aux hanches et aux chevilles, la variation de l'angle du torse, $d\theta$, fournie par la centrale inertielle du *NAO* est notre entrée. Une partie de cet angle $d\theta$ est réinjectée dans les chevilles et les hanches.

Comme Nashner (1976) qui représente les angles sous forme de dépendance d'autres angles, nous avons décidé d'introduire un coefficient proportionnel à la variation d'angle et de l'implémenter dans les articulations afin de procéder à la correction. Ces coefficients sont déterminés expérimentalement.

Après la phase de test, nous décidons expérimentalement d'injecter 40% de la variation d'angle du torse dans les hanches et 20% de ce dernier dans les chevilles. Si nous augmentons le ratio des chevilles, les pieds viennent frapper le sol trop sèchement et cela ajoute une nouvelle perturbation qui entraîne la chute du robot. Si la valeur est supérieure dans les hanches, cela crée une chute également. Si nous diminuons les valeurs, le robot est plus lent à réagir et augmente donc la probabilité de chute.

$$\begin{cases} \theta_{Hip} = -0.4.d\theta + \theta_{hip_init} \\ \theta_{Ankle} = -0.2.d\theta + \theta_{ankle_init} \end{cases} \quad (3.10)$$

Où :

- $d\theta$ est la variation d'angle du torse.
- θ_{hip_init} et θ_{ankle_init} sont les angles des hanches et des chevilles.

Cette correction permet de plaquer les pieds au sol.

Le mouvement réflexe du robot *NAO* est donc décomposé en deux parties (Figure 3.7). La première partie consiste à garder les pieds ancrés au sol et à déplacer le torse en avant ou en arrière afin de ne pas perdre l'équilibre. La seconde partie consiste à repositionner le torse en position initiale.

Nous cherchons ici à produire un mouvement réflexe humain après une perturbation qui n'implique pas de mettre un pied en avant ou en arrière.

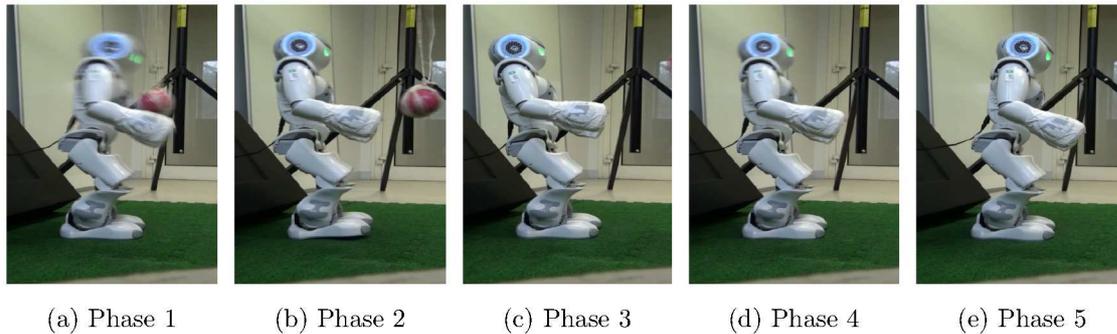


FIGURE 3.7: Décomposition du mouvement réflexe du robot *NAO*

- Phase 1 : le robot subit la perturbation.
- Phase 2 : le robot détecte la perturbation.
- Phase 3 : le robot plaque ses pieds au sol.
- Phase 4 : le robot repositionne son torse.
- Phase 5 : le robot est de retour en position initiale.

3.5 Résultats du test de perturbation par le pendule simple

À l'aide de la centrale inertielle et des capteurs embarqués dans le robot *NAO*, nous pouvons analyser les résultats de la perturbation sur le robot et sa réaction.

3.5.1 Temps de détection d'une collision

Nous avons comparé le temps de détection entre la première technique basée sur les critères du ZMP/CP et la détection résultante de la seconde technique qui estime l'énergie cinétique angulaire. La première procédure permet de calculer la distance euclidienne entre le CP et le ZMP. Nous considérons qu'une perturbation apparaît lorsque cette distance atteint un seuil. La seconde procédure utilise un filtrage de la

vitesse angulaire issue de la centrale inertielle avec la vitesse calculée avec le modèle de cinématique direct.

Le tableau 3.2 fournit le temps moyen pour une détection avec la méthode du ZMP/CP et pour la méthode de l'énergie cinétique angulaire. Ceci pour chaque angle initial du pendule simple.

TABLE 3.2: Différences de temps de détection

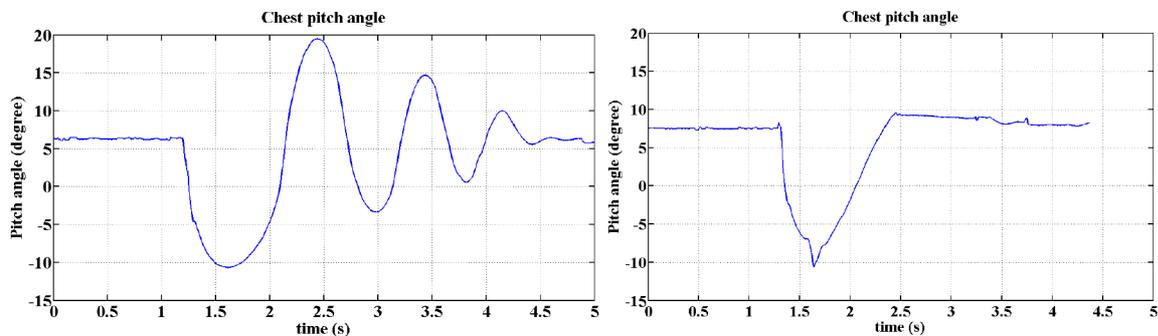
Angle initial (deg)	Procédure du ZMP/CP (ms)	Procédure de l'énergie cinétique (ms)
23	63	22
33	55	28
40	42	14
47	36	10

Le temps de détection de la perturbation avec la méthode du CP/ZMP est compris entre 36[ms] et 63[ms]. Le temps de détection avec l'énergie cinétique est compris entre 10[ms] et 28[ms]. Grâce à la méthode de l'énergie cinétique, il est possible de détecter une perturbation approximativement 60% plus vite que par la méthode du CP/ZMP. Ce gain de temps permettra une réaction plus rapide du robot.

3.5.2 Influence du mouvement réflexe

Le mouvement réflexe est appliqué pour limiter les conséquences d'une perturbation, en terme d'oscillations et risque de chute.

La Figure 3.8 permet d'observer au cours du temps les oscillations du torse résultantes d'une perturbation au torse, sans mouvement réflexe (a), et avec le mouvement réflexe pour compenser (b). Ce mouvement modifie l'angle de tangage des hanches et des chevilles selon l'équation (3.10). Le mouvement réflexe introduit après le temps



(a) Angle de tangage sans mouvement réflexe

(b) Angle de tangage avec mouvement réflexe

FIGURE 3.8: Angle de tangage pour une perturbation d'un angle initial de 40 deg

de détection permet une réduction du nombre d'oscillations significatives. Dans le cas de la Figure 3.8, où la balle a été lâchée d'un angle de 40[deg], les oscillations ont été réduites de 3 périodes à une demi-période seulement. Le pic sur la demi-période est dû aux pieds qui viennent frapper le sol.

TABLE 3.3: Résultats expérimentaux avec et sans le mouvement réflexe

Angle Initial	Sans le mouvement réflexe				Avec le mouvement réflexe			
	Pourcentage de chute		Nombre d'oscillations (moyenne sur 10 lancers)		Pourcentage de chute		Nombre d'oscillations (moyenne sur 10 lancers)	
	avant	arrière	avant	arrière	avant	arrière	avant	arrière
23	0%	0%	1.7	1.5	0%	0%	0.5	0.5
33	0%	0%	2.1	2.5	0%	0%	0.6	0.5
40	0%	0%	2.8	2.9	0%	0%	0.7	0.5
47	100%	0%	-	3.4	40%	0%	0.8	0.8

Le Tableau 3.3 répertorie le ratio de chute et le nombre de périodes d'oscillation moyen pour tous les angles initiaux. Pour des perturbations frontales et sans mouvement de compensation, dans le pire cas (angle initial de $47[deg]$) le robot tombe à tous les coups. Avec le mouvement réflexe, le ratio de chute est réduit de 100% à 40% seulement.

De plus, le nombre d'oscillations a été drastiquement réduit pour toutes les collisions (Figure 3.8 et Table 3.3). La période d'oscillation reste en moyenne proche d'une demi-période, ce qui est une amélioration significative comparée aux résultats sans le mouvement réflexe.

Cette étude a présenté des travaux menés sur la détection de perturbations à partir d'une étude de chocs sur le *NAO*. Elle introduit un nouvel algorithme de détection. Cet algorithme de détection a été développé et testé expérimentalement sur un robot *NAO*. Il introduit un critère de détection reposant sur l'énergie cinétique angulaire et sur le critère du CP/ZMP. Nous obtenons de très bons résultats, permettant de réduire le ratio de chute de 100% à seulement 40%. Ce critère permet aussi de réduire le nombre d'oscillations suite à une perturbation. En effet, la détection rapide permet aussi de réagir vite et le mouvement réflexe diminue le nombre d'oscillations après un choc.

La détection a été suivie par le développement d'un mouvement réflexe pour réguler les conséquences de la collision. Des expérimentations ont été menées afin de valider cette approche en montrant que cela pouvait améliorer la réaction du robot et ainsi réduire l'effet des perturbations. Sur différentes amplitudes de perturbations, des résultats très prometteurs ont révélé que la solution proposée permettait de réduire de 60% les chutes. La solution réduit aussi les oscillations dues à la perturbation à une demi-période alors qu'ils étaient en moyenne de deux périodes et demi.

Nous avons précédemment proposé une analogie entre le *Gyrolift* et le robot huma-

noïde. Après cette étude, notre idée est de procéder de cette façon pour la détection de perturbation sur le *Gyrolift*. C'est primordial d'obtenir sur le *Gyrolift* une détection de perturbations la plus rapide possible afin de pouvoir réagir vite et d'assurer la sécurité de l'utilisateur en classant les types de réaction spécifique. Au cours de nos futurs travaux, nous étudierons et adapterons cet algorithme de détection à notre projet.

Chapitre 4

ADAPTATION ET ÉVALUATION DE L'ALGORITHME DE DÉTECTION DE PERTURBATIONS SUR LE *GYROLIFT*

Les premiers résultats que nous avons obtenus à partir des tests sur du robot *NAO* pour la détection de perturbation sont prometteurs. Le nouveau critère de l'énergie cinétique angulaire introduit permet une détection des perturbations plus rapide qu'avec le critère unique du CP/ZMP. Nous arrivons ainsi à détecter rapidement et précisément une perturbation, son sens et l'énergie transmise par cette perturbation.

Comme nous avons défini au cours du chapitre précédent, le *Gyrolift* peut être considéré comme une forme de prothèse des membres inférieurs à condition de maîtriser sa stabilité sans perturbations. Nous avons émis au cours de cette expérimentation l'hypothèse selon laquelle l'algorithme développé était adaptable au *Gyrolift*.

Pour cela, nous avons instrumentalisé (gyromètres et accéléromètres) le *Gyrolift* afin d'obtenir les paramètres de détection utilisés sur le robot *NAO*. Nous avons ensuite évalué cet algorithme avec plusieurs types de perturbation. Nous cherchons ici à confirmer la pertinence de notre démarche pour le fauteuil roulant sur deux roues *Gyrolift* en station debout au moyen de l'étude sur un robot humanoïde par l'analyse de perturbations.

4.1 *Détection de la perturbation*

L'étude décrite dans le chapitre précédent a permis de développer un nouvel algorithme de détection des perturbations pour un robot humanoïde. Les expérimentations ont été menées sur différentes amplitudes de perturbations. Ils ont donné des résultats très prometteurs et révélés que la solution proposée permettait de réduire de 60% les chutes. Cet algorithme est basé sur le calcul de l'énergie cinétique transmise au robot lors de la collision.

Le *Gyrolift* doit être un système que l'utilisateur doit s'approprier en conditions multiples. Nous allons chercher ici à analyser la pertinence d'un tel algorithme afin de détecter les perturbations pour un système présentant un nombre de degré de liberté réduit.

Comme pour le robot *NAO*, nous utilisons l'énergie cinétique afin d'évaluer une perturbation sur le système.

Nous utilisons donc encore l'équation (3.7) où la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ a été mesurée directement à partir d'un gyroscope embarqué sur le gyropode.

4.2 *Étude expérimentale sur la détection de perturbation sur le Gyrolift*

4.2.1 *Protocole d'expérimentation*

Ces études expérimentales ont pour objectif de valider l'utilisation de l'algorithme de détection de chocs. Nous cherchons aussi à évaluer la robustesse de cette détection pour différentes perturbations. Le *Gyrolift* a été développé pour des utilisateurs paraplégiques qui ont un bon contrôle de leurs membres supérieurs. Cependant, comme lors de la première expérimentation (Chapitre 2), nous préciserons que cette étude expérimentale a été réalisée avec un panel constitué d'utilisateurs valides.

Nous avons défini un panel de douze utilisateurs valides. Nous avons donné 15[*min*] à chacun afin de s'adapter au fauteuil.

Chaque membre du panel a effectué onze ateliers, cinq fois chacun, en position assise et en position debout.

Les ateliers mis en place respectent les normes d'accessibilité en vigueur. Il est basé sur le Wheelchair Skills Training Program (WST-P) (Arya, 2011). C'est un programme d'entraînement canadien composé en ateliers permettant d'apprendre à conduire un fauteuil roulant. Les ateliers mis en place ont permis de décrire à la fois une condition normale d'utilisation, comme la marche avant ou le virage, ou de simuler des obstacles pouvant survenir que ce soit en intérieur ou en tout terrain (ateliers construits à partir de situation dite écologique). Nous avons donc réalisé un environnement de test avec 11 ateliers au sein du CEREMH.

Les ateliers sont composés comme suit :

1. une marche avant sur une distance de 6[m] (Figure 4.1a).
2. une marche arrière sur une distance de 6[m].
3. un demi-tour vers la gauche, marquer un temps d'arrêt puis un demi-tour vers la droite.
4. virage à 90[deg] lancé (Figure 4.1b).
5. marche avant sur une distance de 3[m] le long d'un plan incliné (Figure 4.1c).
6. monter une pente de 10% (Figure 4.1d).
7. traversée d'une portion de 2[m] d'herbe synthétique (Figure 4.1e).
8. passage d'un trou de 15[cm] de large et de 10[cm] de profondeur (Figure 4.1f).
9. descente d'un trottoir de 5[cm] (Figure 4.1g).
10. descente du trottoir avec une seule roue (Figure 4.1h).
11. passage d'un seuil de porte (Figure 4.1i).



(a) Marche avant



(b) Virage à 90(deg)



(c) Plan incliné



(d) Pente de 10%



(e) Portion de 2(m) d'herbe synthétique



(f) Trou de 15(cm) de large et de 10(cm) de profondeur



(g) Descente d'une marche de 5(cm)



(h) descente d'une marche avec une seule roue



(i) Passage d'un seuil de porte

FIGURE 4.1: Ateliers d'évaluation - Tests en situation écologique reconstruite

4.3 Résultats du test de détection de perturbation sur le *Gyrolift*

À travers cette expérimentation, nous cherchons à analyser les perturbations que subit l'utilisateur, aussi bien assis que debout. Nous cherchons aussi à analyser la pertinence de l'algorithme développé sur un robot *NAO* et ainsi définir que l'énergie cinétique angulaire est un critère de détection de perturbations pertinent sur notre système prothétique *Gyrolift*.

4.3.1 Critère de l'énergie cinétique angulaire

Une fois l'acquisition des données réalisée sur tous les ateliers pour tous les membres du panel, nous avons analysé les résultats obtenus. Nous cherchons ainsi à réaliser un lien entre les sensations ressenties par les utilisateurs lors des différents ateliers et les données enregistrées par les capteurs. Nous avons décidé d'évaluer les perturbations engendrées par les ateliers en prenant les valeurs d'énergie cinétique maximales lors des tests. Nous avons relevé la moyenne de ces maximums sur les cinq passages de chaque membre du panel et cela pour chaque atelier.

Cela nous a permis de trier les ateliers en trois catégories.

- La catégorie 1 correspond aux ateliers qui amènent à une utilisation normale du gyropode, sans perturbations.
- La catégorie 2 correspond aux ateliers qui provoquent une perturbation pouvant être corrigée par un mouvement du buste de l'utilisateur.
- La catégorie 3 correspond aux ateliers provoquant un choc impliquant une forte perturbation, pouvant entraîner une chute.

TABLE 4.1: Classement des ateliers suivant les perturbations engendrées

Test de perturbation Catégorie 1	Test de perturbation Catégorie 2	Test de perturbation Catégorie 3
Ligne droite (marche avant et arrière)	Herbe synthétique	Descente d'une marche avec une seule roue
Virage lancé	Pente	Descente d'une marche avec les deux roues
Demi-tour		Seuil de porte
Dévers		Passage d'un trou

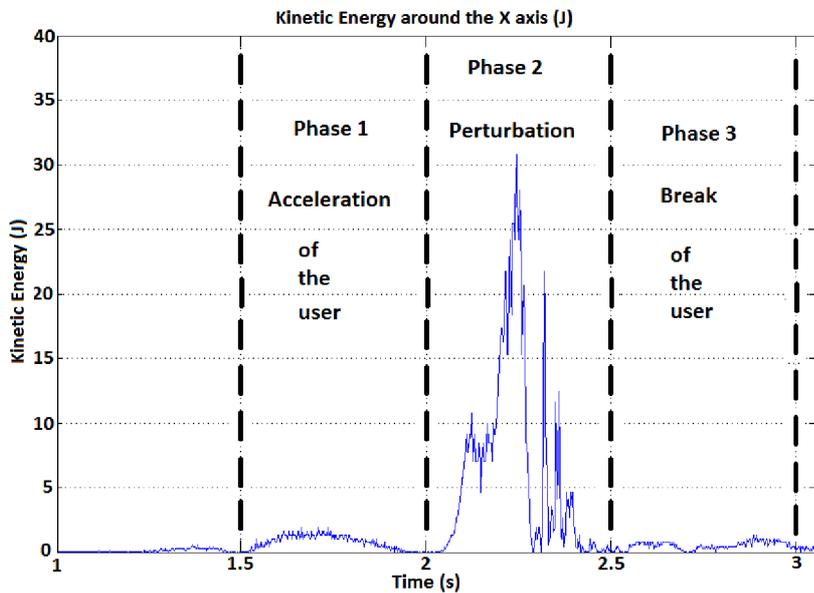


FIGURE 4.2: Énergie cinétique angulaire obtenue pour un passage de seuil porte

La Figure 4.2 permet d'observer la courbe d'énergie cinétique angulaire lors d'un franchissement de porte. On peut observer une phase d'accélération (Phase 1) de l'utilisateur entre 1.5[s] et 2[s], la perturbation (phase 2) puis une phase de freinage

(Phase 3) entre 2.5[s] et 3[s]. La détection du freinage n'est pas dénuée de sens puisqu'un freinage brusque peut aussi créer une nouvelle perturbation ou du moins être détecté comme tel. Cependant, il faut préciser que les freinages sont contrôlés par l'utilisateur avec des risques de pertes de contrôle.

TABLE 4.2: Moyennes du pic maximal d'énergie cinétique par atelier, assis et debout

		Position assise		Position debout	
		Moyenne du pic d'énergie cinétique (J)	Écart type	Moyenne du pic d'énergie cinétique (J)	Écart type
Catégorie 1	Marche avant	1.13	0.57	1.63	1.25
	Marche arrière	1.42	0.76	2.21	2.05
	Virage	1.38	0.71	1.63	1.09
	Demi-tour	0.92	0.42	0.83	0.39
	Devers	0.78	0.45	0.96	0.58
Catégorie 2	Herbe synthétique	0.96	0.54	1.00	0.60
	Trou	10.00	5.81	11.13	8.88
	Pente à 10%	1.08	0.73	1.92	0.87
Catégorie 3	Trottoir	25.25	11.26	24.58	9.88
	Seuil de porte	18.00	18.77	11.83	8.24
	Une roue sur la marche	4.83	2.29	4.50	2.03

Table 4.2 permet d'observer les moyennes du pic maximal pour tous les essais de tous les utilisateurs sur chaque atelier. Ces résultats permettent de justifier la classification définie précédemment. Sur la Table 4.2, nous pouvons voir que la moyenne du pic d'énergie cinétique est beaucoup plus élevée dans la catégorie 3, sur les ateliers pouvant engendrer le plus de perturbations. Les ateliers des catégories 1 et 2 ont

généralisé des moyennes du pic d'énergie cinétique proche. Ceci provient du fait que les ateliers ne génèrent qu'une faible perturbation et que l'utilisateur compense instinctivement les risques des ateliers.

4.3.2 Analyse par atelier

En observant les valeurs d'écart type de la table 4.2, nous notons des valeurs parfois importantes (mises en gras). Ces valeurs peuvent être définies par la définition de deux groupes d'utilisateurs.

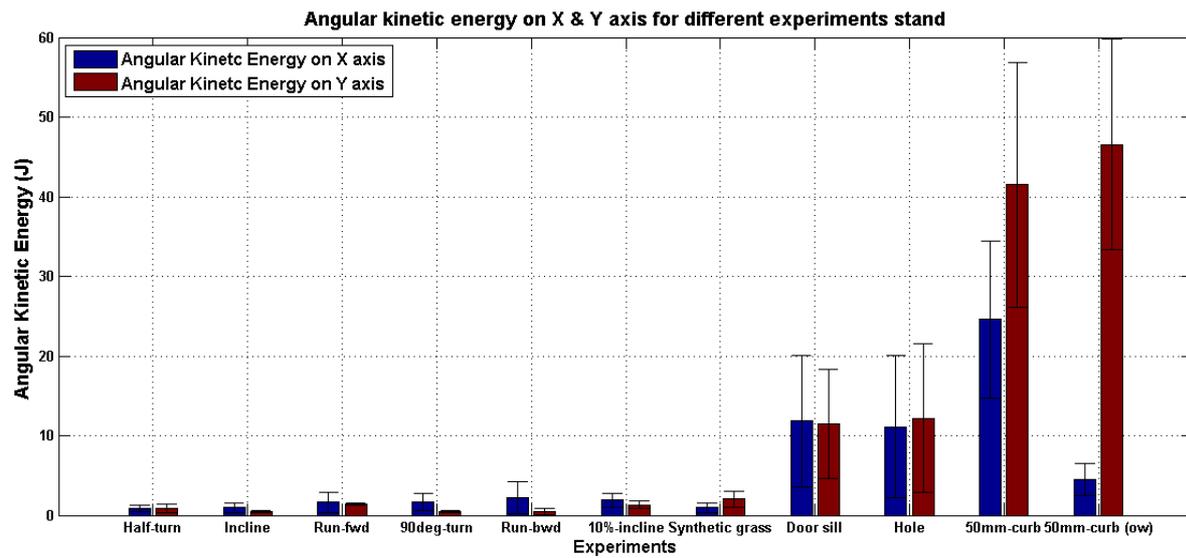
Un premier groupe de personnes ayant une conduite brusque du gyropode. Ceci peut être dû à une appréhension ou à un apprentissage plus sommaire du système. On repère ainsi des pics plus importants sur les ateliers ce qui implique des écarts types importants comme pour les ateliers du trou, trottoir ou seuil de porte (indiqués en gras dans la table 4.2). Les phases d'accélération et de freinage sont très marquées sur les courbes comme sur la Figure 4.2. Sur la Figure, l'accélération et la décélération atteignent presque $3[J]$ et le franchissement du seuil de porte crée un pic de plus de $30[J]$. Ceci est dû aux mouvements brusques que ces utilisateurs appliquent sur le système.

Le second groupe d'utilisateurs rassemble les personnes ayant un bon contrôle du gyropode et n'ayant pas d'appréhension. Ils n'ont pas peur du système, ils ont une conduite souple. Cela se traduit par de légères perturbations sur les ateliers (Figure 4.3). Les accélérations et freinages en début et fin d'atelier sont presque indétectables et n'interfèrent pas dans l'étude des perturbations.

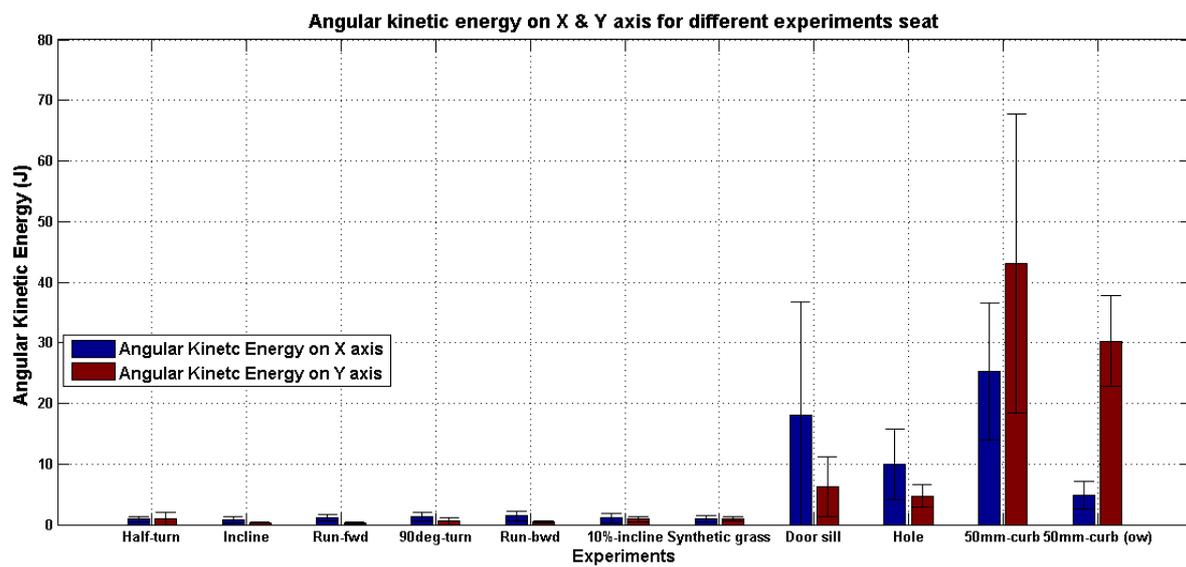
Ces différences significatives dans la conduite mènent à des différences de valeurs du pic d'énergie cinétique significatives et ainsi des écarts types élevés. Cependant, la valeur de l'écart type donne une réelle information que nous pouvons intégrer à notre analyse. En effet, ce sont les ateliers que nous avons classés comme présentant le plus de risque qui ont les plus grandes valeurs d'écarts types. Ces ateliers agissent bien sur l'appréhension de l'utilisateur. Cette appréhension est une raison de la classification

de ces ateliers dans les catégories 2 ou 3 aussi. Ceci valide donc encore notre classement d'ateliers.

La Figure 4.3 permet d'illustrer les variations d'énergies cinétiques et d'écart types sur chaque atelier, en position assise et debout. Cela permet de valider le classement des ateliers du moins violent au plus dangereux.



(a) Position assise



(b) Position debout

FIGURE 4.3: Énergie cinétique angulaire et écart type sur les différents ateliers

Cette étude a permis d'étudier l'algorithme développé initialement sur le robot humanoïde *NAO* et de l'adapter pour le *Gyrolift*. Cette étude a aussi permis la réalisation d'un ensemble d'expérimentations. Différents ateliers permettent de mettre en situation un utilisateur sur différents cas de figures lors de l'utilisation courante du fauteuil. Ces ateliers ont permis d'identifier et de classer les perturbations que subira le système et surtout la personne utilisatrice.

Nous avons classé ces différentes situations/ateliers par risque croissant de chute et proposé une validation de ce classement par la série de tests. Nous avons pu aussi identifier deux types de comportement. Un premier qui se trouve à l'aise sur le système, n'a aucune appréhension et a un bon contrôle de l'engin. Un second qui a une appréhension du système et donc un contrôle beaucoup plus approximatif de son engin. Ceci engendre donc des à-coups et des détections de perturbations.

L'algorithme mis en place sur les robots *NAO* à donné des résultats très prometteurs. Cela c'est révélé tout aussi prometteur sur le *Gyrolift* puisque les perturbations sont bien détectées et classées par risque d'appréhension ou de chute pour les tests proposés. L'intérêt est donc maintenant d'adapter le système pour réduire – ou faire disparaître complètement – l'appréhension possible des utilisateurs. Un système supplémentaire doit aussi être mis en place afin proposer une utilisation sûre du *Gyrolift* pour des personnes à mobilité réduite.

Au cours de nos travaux, nous avons réalisé une nouvelle version du *Gyrolift V2* qui permettra de corriger les éléments mis en lumière par l'étude du Chapitre 2 et aussi réduire l'appréhension, même psychologique, de certains utilisateurs. Nous mettrons aussi en place un système de sécurisation pour le *Gyrolift*.

Chapitre 5

AMÉLIORATION DU *GYROLIFT*

Le *Gyrolift* étant un module permettant à un utilisateur à mobilité réduite de retrouver une mobilité sur deux roues et ceci aussi bien assis que debout, il nécessite une détection de perturbations pour sécuriser l'utilisateur. Après les évaluations menées dans le chapitre précédent, nous avons obtenu des résultats prometteurs pour la détection de perturbations avec le critère de l'énergie cinétique angulaire. Au cours du Chapitre 2, nous avons réalisé une première version du *Gyrolift* pour évaluer la faisabilité du système. Nous avons étudié la trajectoire de verticalisation et analysé les perturbations qu'elle pouvait engendrer. En terme de verticalisation et de perturbation, nous avons pu confirmer l'importance d'une trajectoire adaptée à la personne. Une trajectoire adaptée réduit de 50% l'erreur entre la trajectoire effectuée et la trajectoire optimale. Nous avons aussi effectué une étude sur le *Gyrolift* avec l'aide d'ergonomes et d'ergothérapeutes. Les résultats ont donné des enseignements positifs puisqu'il en ressort que le *Gyrolift V1* est confortable, qu'il était rapide à prendre en main et réactif. Cependant, ils ont aussi mentionné le fait que la trajectoire de verticalisation n'était pas adaptée à la morphologie de tous (Chapitre 2.3.4).

L'algorithme mis en place sur les robots *NAO* (Chapitre 3) donne aussi des résultats tout aussi prometteurs sur le *Gyrolift* (Chapitre 4).

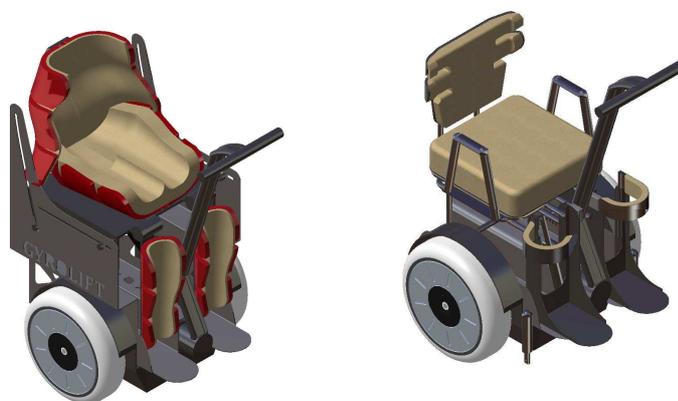
Cette seconde étape de conception du *Gyrolift V2* vise à faire un système ouvert aux morphologies, et donc maintenant d'adapter le système à la taille et poids de l'utilisateur afin de réduire ou faire disparaître l'appréhension possible des utilisateurs (Section 2). Un système de sécurisation doit aussi être mis en place. La seconde

version du *Gyrolift* est toujours destinée à des utilisateurs paraplégiques ayant encore l'usage de leurs abdominaux.

Ce chapitre présente la conception du nouveau *Gyrolift V2* ainsi que le système de stabilisation, de sécurisation et son système de contrôle.

5.1 Spécification du système robotique

Cette seconde version du *Gyrolift* (Figure 5.1), comme la première version, a été conçue pour des utilisateurs paraplégiques qui ont encore le contrôle de leurs membres supérieurs.



(a) Premier module *Gyrolift*

(b) Second module *Gyrolift*

FIGURE 5.1: Développement effectué : premier et second modules *Gyrolift*

Le *Gyrolift* est composé :

- d'un gyropode,
- d'un siège complet avec guides des cuisses et tibias,
- d'un système quatre-barres permettant la verticalisation,
- un système de sécurisation réalisé par des béquilles.

Cette seconde version de l'appareil a été développée avec l'aide d'une ergothérapeute afin de répondre le mieux possible aux exigences de morphologie et de maintien. Il pèse $30[kg]$ pour un poids d'embarquement autorisé de $120[kg]$ (contrainte du constructeur *Segway*). Cette nouvelle cinématique nous permet de gagner $10[kg]$ sur la précédente version du *Gyrolift*. Une rotation à la base du guidon permet de faciliter le transfert de l'utilisateur.

5.1.1 Système de verticalisation version 2

La première version verticalisait l'utilisateur à l'aide de guides latéraux et d'un vérin linéaire positionné sous le siège (Figure 5.2a). Pour cette seconde version, un système de quatre-barres a été défini sous le fauteuil afin de réaliser la trajectoire de verticalisation définie dans le Chapitre 2. Cette nouvelle cinématique (Figure 5.2b) permet de réduire le volume du système ainsi que la hauteur de l'assise. Elle permet aussi de répondre à un autre critère fixé lors de son développement : obtenir une trajectoire de verticalisation paramétrable. La cinématique de cette nouvelle version intègre donc deux vérins électriques supplémentaires pour pouvoir paramétrer la trajectoire de verticalisation. Ainsi, le système contrôle la trajectoire de verticalisation de la même manière qu'au cours de la simulation mis en place au Chapitre 2. Cette cinématique permet de verticaliser différents types de morphologies.

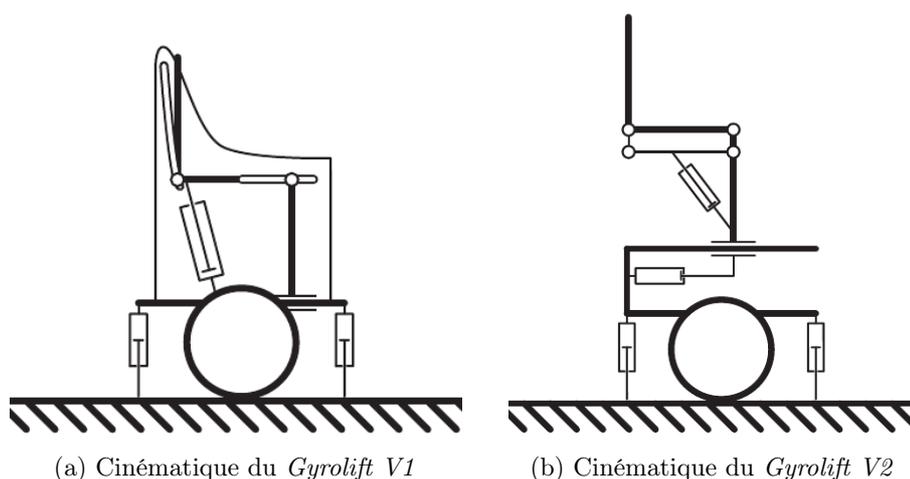
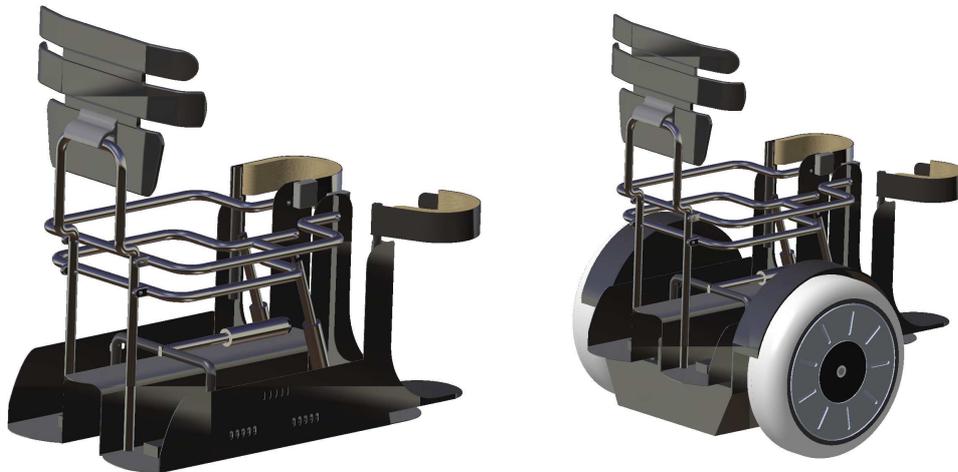


FIGURE 5.2: Cinématiques des deux version du *Gyrolift*

La verticalisation est effectuée à l'aide de trois vérins électriques linéaires. Nous cherchons à effectuer la trajectoire définie sur la Figure 2.5b afin de conserver la trajectoire de verticalisation. Comme le gyropode ne peut embarquer qu'un poids limite

de $120[kg]$, nous avons donc proposé une solution comprenant un vérin électrique (Vérin 1 sur Figure 5.4b) de force nominale $1200[N]$ placé horizontalement sur la base afin de faire reculer l'utilisateur par une translation horizontale entre les pieds et la base. Le vérin électrique est positionné sur la plaque en acier qui vient se fixer sur la base du gyropode (Figure 5.3). Le vérin vient pousser une tige en acier fixée sur les talons des repose jambes. Nous avons aussi deux vérins électriques (Vérins 2 et 3 sur Figure 5.4b) de force nominale $1200[N]$ en parallèle afin d'effectuer la rotation du genou lors de la verticalisation. Le vérin électrique est fixé par une liaison pivot passive sur les repose jambes (Figure 5.3a). À son autre extrémité, il est fixé par une même liaison pivot passive sur la seconde barre horizontale du système quatre-barres.



(a) Vérins électriques positionnés sur plaque en acier et système quatre-barres (b) *Gyrolift* vue de $3/4$ dos, position des vérins électriques

FIGURE 5.3: Positionnement du vérin électrique linéaire dans le second prototype

Ce nouveau module permet :

1. Un gain de poids : cette nouvelle version est plus légère de 10[*kg*] que la précédente version du *Gyrolift*.
2. Un gain de volume : l'assise sera positionnée 15[*cm*] plus basse que la précédente. Cette caractéristique est importante pour le transfert de l'utilisateur.
3. Un gain en image : cette version est plus légère, moins volumineuse que la précédente. D'un point de vue de l'image, un usager à mobilité réduite cherche un appareil qui ne le catégorisera pas comme personne à mobilité réduite. Une version plus "design" peut même être utilisée par des personnes valides comme transport de personnes.

L'utilisateur actionne toujours la verticalisation grâce à une télécommande positionnée sur le guidon et un contrôleur en boucle fermée. Les vérins électriques permettent de déplacer le siège d'une position assise à une position debout selon la trajectoire définie par le modèle biomécanique (Chapitre 2). Les vérins électriques du système quatre-barres permettent la rotation des genoux (Figure 5.4b).

Le vérin électrique positionné horizontalement sur la plaque en acier à la base du *Gyrolift* permet de déplacer l'utilisateur en arrière pour garder le centre de gravité de ce dernier toujours au centre du système.

Ces deux actions sont effectuées simultanément. Le système quatre-barres permet de descendre l'assise de 7[*cm*]. C'était une contrainte importante lors de la conception. De plus, en configurant les dimensions de chaque barre et les angles entre chacun d'entre eux, cela a permis de réduire la longueur d'allongement du piston à 100[*mm*]. Ce système permet toujours de se verticaliser selon la trajectoire définie au cours du Chapitre 2. Cette trajectoire permet à l'utilisateur de se verticaliser sur un gyropode sans créer de perturbation supplémentaire.

Le *Gyrolift V2* permet donc, avec sa nouvelle cinématique, une trajectoire de verticalisation paramétrable et adaptée à la morphologie de l'usager tout en réduisant

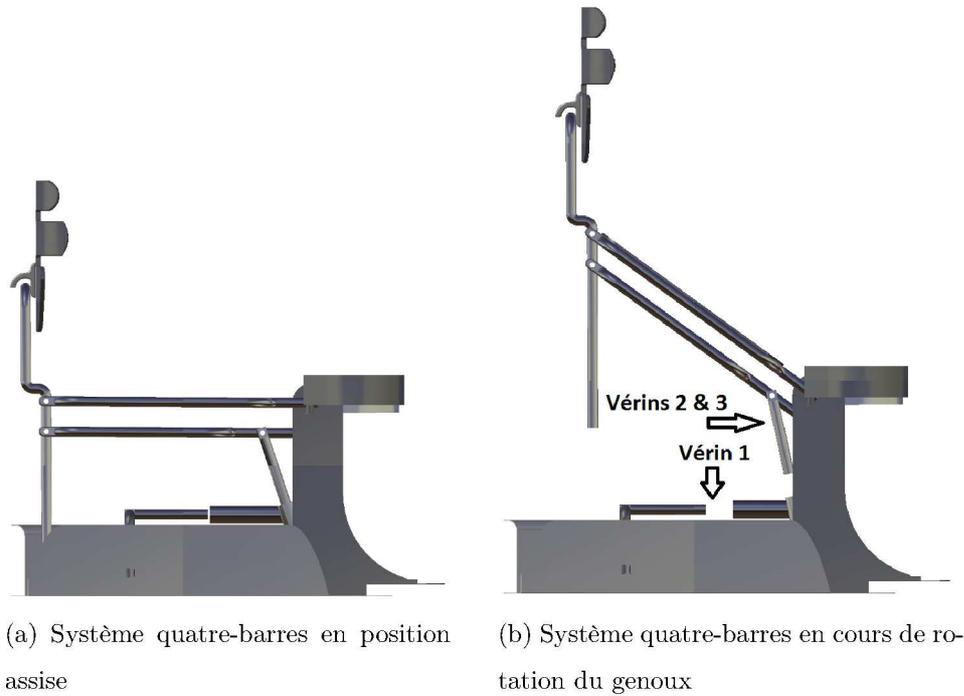


FIGURE 5.4: Système quatre-barres pour la verticalisation de la seconde version du *Gyrolift*

le volume d'embarquement sur le gyropode, donc la hauteur de l'assise. La nouvelle version est aussi plus légère et permet donc d'avoir une gamme d'utilisateur plus large. Le maintien et le positionnement ont aussi été revus.

5.1.2 Le siège, le maintien et le positionnement



(a) *Gyrolift* sans les mousses

(b) *Gyrolift* avec les mousses sur mesures

FIGURE 5.5: Dossier, assise et repose jambe du second prototype

Le siège, le dossier et les repose jambes (Figure 5.5a) n'ont pas été dimensionnés grâce au modèle biomécanique (section 2.3) comme pour la première version. Nous avons développé cette nouvelle version avec l'aide d'une ergothérapeute afin de normaliser les dimensions. La structure a été réalisée en acier puis chacun de ces éléments a ensuite été recouvert d'une mousse faite sur mesure. Il s'agit d'une mousse thermoformée (Figure 5.5b) prescrite sur mesure pour ce type de pathologie et pour la verticalisation.

La forme de ces trois parties a été dessinée pour assurer un bon maintien de l'utilisateur ainsi que son confort dorso-lombaire. En effet, avec l'aide de la clinique du positionnement (Datta et Ariyaratnam, 1996) et (Hastings *et al.*, 2003), ces mousses sont réalisées en fonction de la morphologie de l'utilisateur et de sa pathologie.

Lorsque l'utilisateur est assis, les jambes sont contraintes. Des cales genoux viennent

se placer sur les genou et bloquer le déplacement du tibia/péroné. Une ceinture vient se placer au niveau du bassin afin d'empêcher les cuisses de tomber en avant. Nous n'avons toujours pas dessiné d'accoudoirs parce que la personne tiendra le guidon durant son utilisation.

5.2 Spécification du système de détection de perturbation et sécurisation

5.2.1 Données gyroscopiques

D'après l'étude décrite au cours du chapitre précédent, nous avons montré que le critère de l'énergie cinétique angulaire fournissait de bons résultats pour la détection de perturbation sur le fauteuil roulant deux roues *Gyrolift*. Nous avons donc développé un contrôleur permettant de détecter les perturbations et de contrôler le *Gyrolift V2* afin de conserver la sécurité de l'utilisateur. Afin d'obtenir l'énergie cinétique angulaire dans le plan transversal, nous avons positionné un premier gyroscope suivant l'axe X et un second suivant l'axe Y. Cela nous permet de détecter les perturbations suivant l'axe sagittal et l'axe transverse.

Toutefois, il est apparu que les gyroscopes étaient très sensibles. Pour filtrer ce bruit non désiré nous avons développé un filtre numérique RC passe bas. Un filtre analogique dans le domaine complexe a été simulé puis converti en numérique à une fréquence d'échantillonnage de $1[ms]$. Une fréquence de coupure de $40[Hz]$ a été déterminée expérimentalement.

Le filtre de la vitesse angulaire peut être défini par la fonction de transfert du première ordre suivante :

$$G_z = \frac{b_0}{z - a_0} \quad (5.1)$$

Où

- a_0 est une constante définie dans notre système à : $a_0 = 0.78$.
- b_0 est une constante définie dans notre système à : $b_0 = 0.22$.

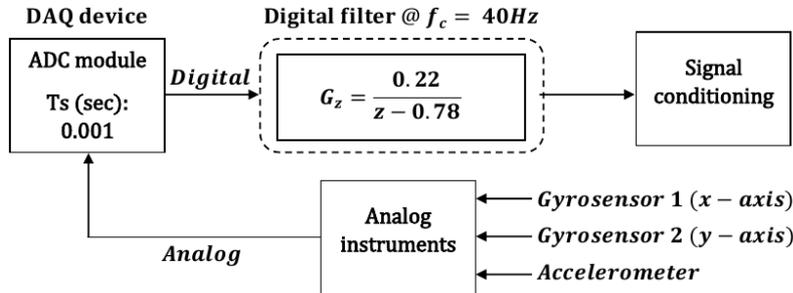


FIGURE 5.6: Processus de conditionnement du signal des gyroscopes et de l'accéléromètre

La Figure 5.6 décrit le processus complet de conditionnement du signal des gyroscopes et de l'accéléromètre.

5.2.2 Contrôleur du système de détection de perturbation

Le fauteuil deux roues *Gyrolift* permettra à une personne à mobilité réduite de pouvoir se déplacer et effectuer des tâches quotidiennes aussi bien assise que debout avec un gyropode. Le transfert de l'utilisateur sur le *Gyrolift V2* nécessite des précautions particulières. Le système de sécurisation doit donc, dans un premier temps, permettre à l'utilisateur de se transférer sur le fauteuil deux roues en le fixant au sol et en le stabilisant dans une position sécurisée pour l'utilisateur. Le transfert est rendu possible par l'utilisation de béquilles de transfert (Actuated Transfer Stands, ATS).

Ainsi, en cas de détection de perturbation durant l'utilisation du *Gyrolift V2*, des béquilles avec une roue au bout (Actuated Wheel Stands, AWS) seront déployées afin que le gyropode reste stable et sécurisé pour l'utilisateur.

Pour le contrôle de sécurisation, nous utilisons un système embarqué à base de processeur ARM, le micro-contrôleur ST32F417IG de ST Microelectronics.

Le contrôleur est basé sur un contrôleur flou. La logique floue a prouvé qu'elle fournissait de bonnes performances et stabilité lorsque les modèles sont hautement

non-linéaire ou lorsqu'un contrôleur robuste est requis (Abdessemed *et al.*, 2004). En comparaison à d'autres conceptions et techniques de contrôle différentes, la conception d'un contrôleur flou n'exige pas directement de modèle mathématique mais des règles de comportement choisies lors de la programmation. En raison de la non-linéarité de certains systèmes, définir un modèle mathématique peut s'avérer très difficile, parfois même impossible, avec des algorithmes de contrôle traditionnels (Zhao et Bose, 2002).

La représentation en étape du système de contrôle (Figure 5.7) détaille les étapes fonctionnelles du contrôle mis en place. Cette figure représente graphiquement la solution complète intégrée dans le contrôleur, du transfert de l'utilisateur avec la mise en marche du système à son utilisation normale et la détection de perturbation et verticalisation. Du *Step 0* au *Step 3*, il s'agit de la mise en route du *Gyrolift V2* et du transfert de l'utilisateur. Au *Step 6*, l'utilisateur se trouve dans une utilisation active du fauteuil deux roues. À l'intérieur de ce mode, l'utilisateur peut décider de se mettre en position debout ou assise. Le système détecte les perturbations et sécurise le *Gyrolift V2*.

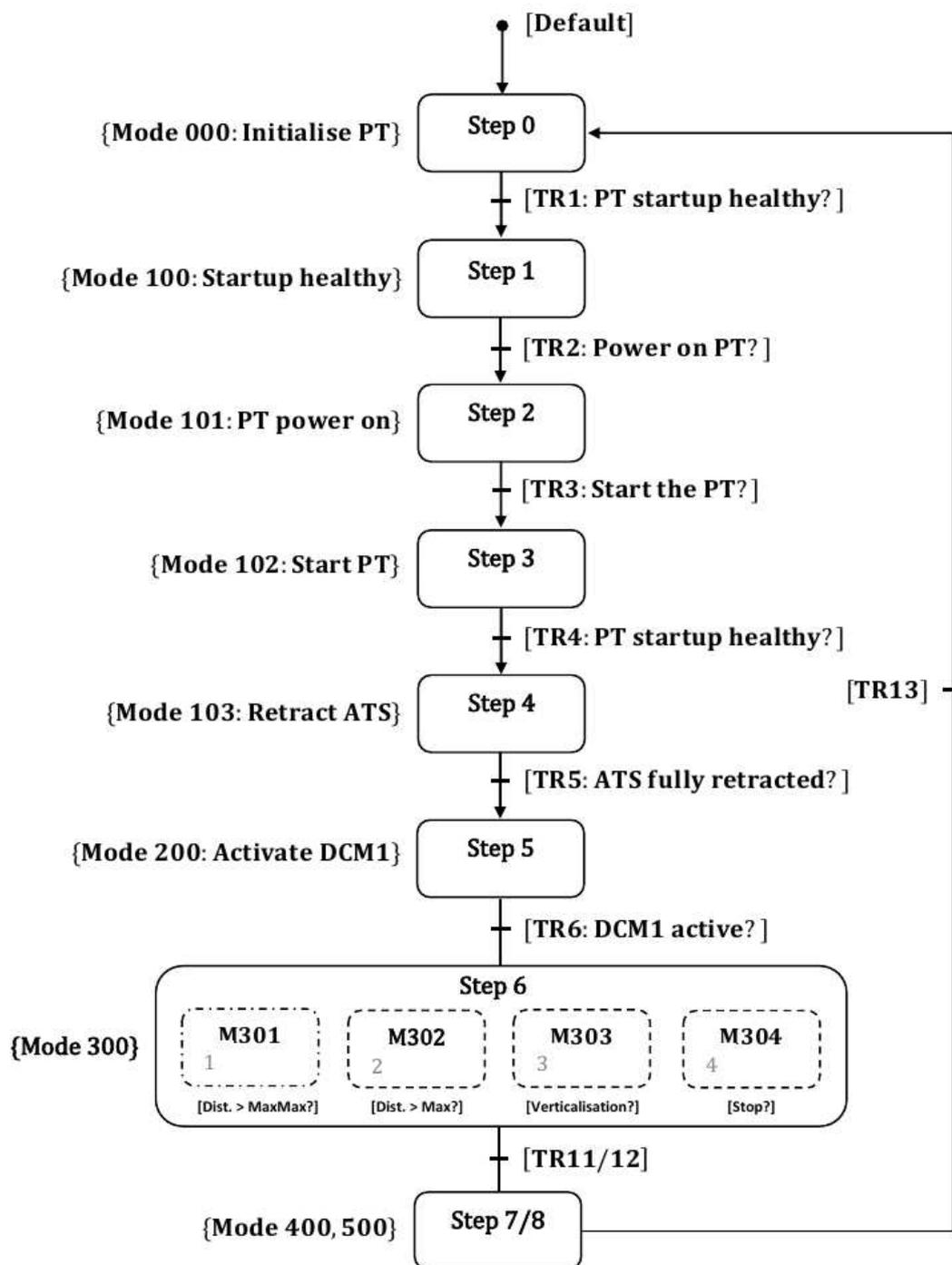


FIGURE 5.7: Représentation du système de contrôle

Le point principal pour la sécurisation de l'utilisateur et la détection de perturbation se trouve dans le *Mode 300*. La Figure 5.8 représente de manière plus détaillée ce mode.

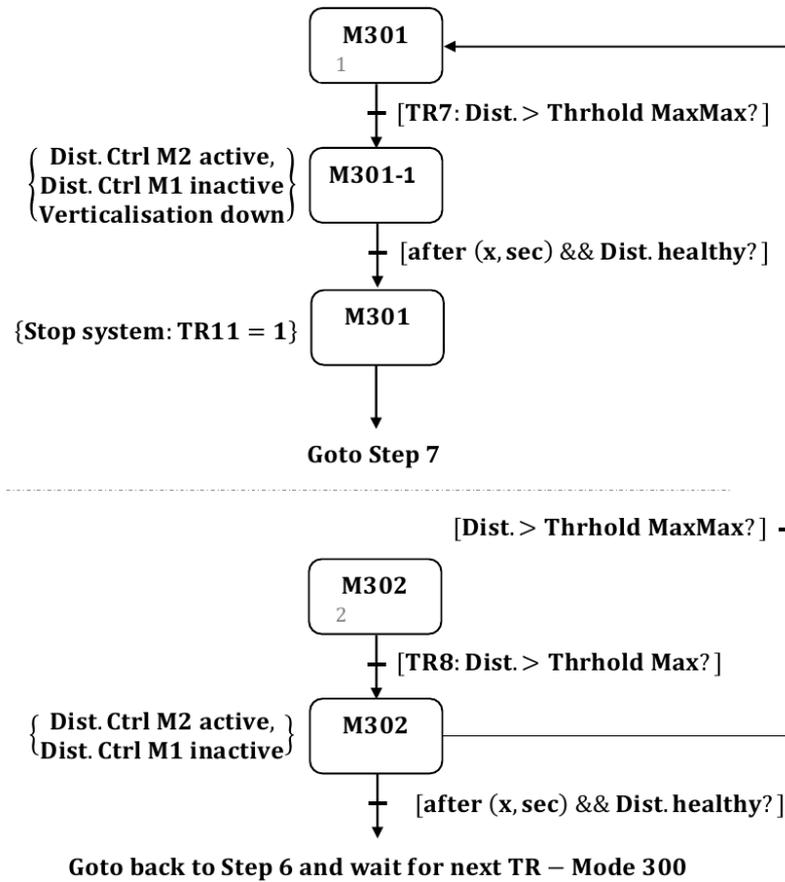


FIGURE 5.8: Représentation du système de contrôle - Mode 300

Comme nous l'indiquions dans la section précédente, les perturbations sont détectées avec des gyroscopes et converties en énergie cinétique angulaire suivant les axes X et Y. Préalablement au contrôleur flou, nous avons fixé expérimentalement deux valeurs de seuil *Thrhold Max* et : $ThrholdMax = 12[J]$ et $ThrholdMaxMax = 15[J]$. Ces valeurs ont été fixées grâce aux expérimentations menées au cours du chapitre précédent et de la classification des risques effectuée.

Le contrôle de la perturbation s'effectue donc comme suit :

1. Si la perturbation est supérieure à *Thrhold MaxMax* les béquilles sont déployées et l'utilisateur est remis en position assise s'il était en position debout lors de l'impact. Le fait de remettre l'usager en position assise rend le système plus compact et réduit la possible appréhension de l'utilisateur.
2. Si la perturbation est comprise entre *Thrhold Max* et *Thrhold MaxMax* les AWS se déploient complètement pour sécuriser l'usager.
3. Si la perturbation est inférieure à *Thrhold Max*, l'énergie cinétique angulaire est traitée par le contrôleur flou. La sortie de notre contrôleur flou pilotera le système mécanique des béquilles en fonction de l'intensité de l'impact, ce qui stabilisera le gyropode.

Ce type de contrôle permet aussi d'adapter la vitesse de sortie des béquilles en fonction de l'intensité de la perturbation. On contrôle alors la béquille de manière analogue à un humain qui corrigerait sa position corporelle ou mettrait sa jambe en avant/arrière pour corriger une perturbation.

L'architecture du contrôleur peut être représentée par la Figure 5.9.

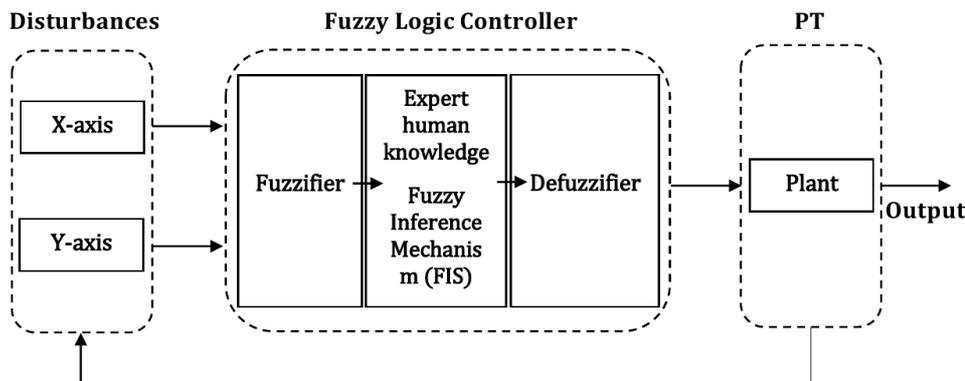


FIGURE 5.9: Architecture du contrôleur flou

Les perturbations sur le fauteuil deux roues sont en entrées de notre contrôleur

en logique floue. La fuzzification consiste à transformer la perturbation en variable linguistique. Pour cela, nous avons défini la fonction d'appartenance. Les fonctions d'appartenance les plus courantes sont des fonctions triangulaires.

La dernière étape, après avoir rempli la table d'implication est la défuzzification. Le but de la défuzzification est de fusionner les commandes et de transformer les paramètres résultants en donnée numérique. La méthode des aires consiste à prendre la médiane qui fait le partage de l'aire en deux. Une autre méthode, dite de Mamdani (Mamdani et Assilian, 1975), consiste à prendre pour valeur finale en sortie, l'abscisse du centre de gravité de la surface de la fonction d'appartenance. Dans notre cas, la sortie consistera en une tension pour les actionneurs des béquilles.

5.3 Étude expérimentale du contrôleur

Afin d'évaluer le contrôleur mis en place, nous avons décidé d'analyser les résultats obtenus à partir des énergies cinétiques angulaires mesurées au cours de l'étude expérimentale (Section 4.2). Nous avons donc fourni en entrée de notre micro-contrôleur les énergies cinétiques angulaires afin d'analyser les résultats obtenus avec le contrôleur flou.

Nous obtenons donc l'étude de notre contrôleur dans les situations écologiques, respectant les normes d'accessibilité en vigueur et basée sur le WST-P, dans des conditions d'utilisations variées pouvant survenir que ce soit en intérieur ou en "tout terrain".

Cette étude permet aussi d'évaluer la pertinence de notre classification faite dans la Table 4.1.

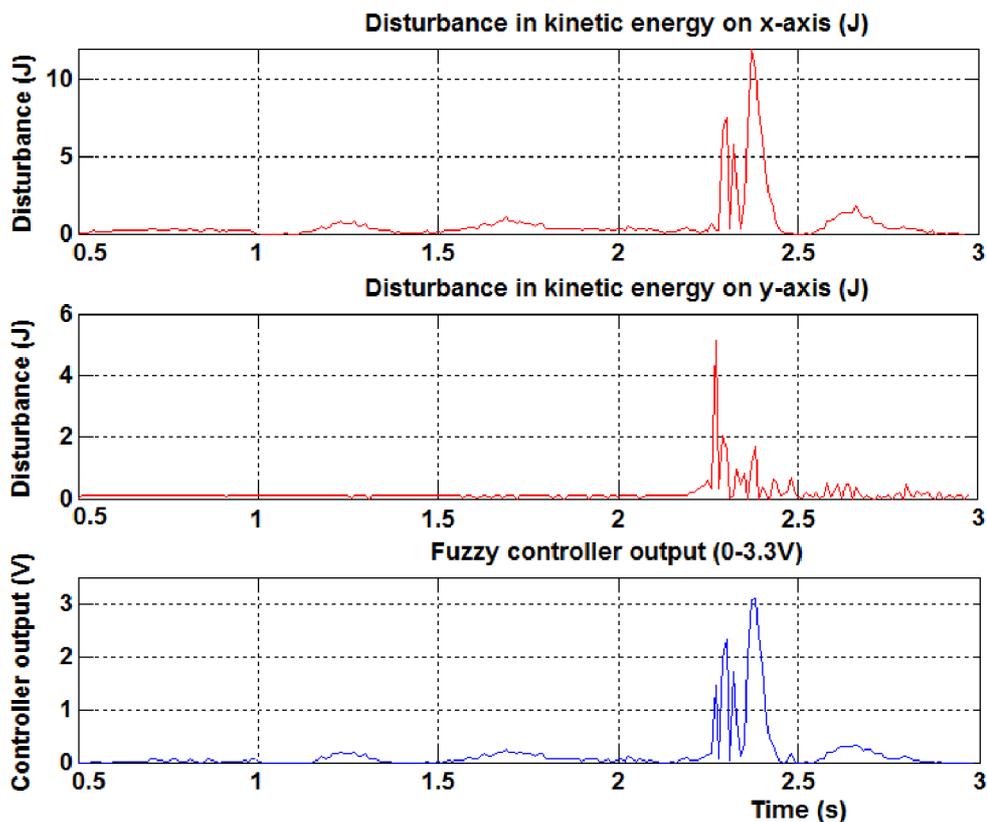


FIGURE 5.10: Sortie du contrôleur flou en fonction de l'intensité de la perturbation

La Figure 5.10 permet d'étudier la réponse en sortie du contrôleur lorsqu'une perturbation suivant l'axe X et Y est détectée. Nous pouvons observer la réactivité du contrôleur à une perturbation en entrée. Cette perturbation (descente d'une marche à 2.5[s]) est suffisamment élevée pour que l'on ait une sortie proche de sa valeur maximale (3.3[V]).

Lorsque la valeur maximale de sortie du contrôleur est atteinte, comme sur la Figure 5.11, la sortie reste à cette valeur maximale durant un délai fixé empiriquement à 2.5[s]. Cela permettra de stabiliser le système et de rassurer l'utilisateur qui peut avoir une appréhension au moment de l'impact de la perturbation. Le contrôleur prend en compte les deux axes et fournit la réponse appropriée pour la perturbation.

Sur la Figure 5.11, un premier test est détecté suivant l'axe Y ce qui entraîne une mise à $3.3[V]$ de la sortie du contrôleur flou durant $2.5[s]$. Cependant, au cours de cette période, une seconde perturbation est détectée. La sortie du contrôleur est donc maintenue à $3.3[V]$ durant $2.5[s]$ supplémentaires.

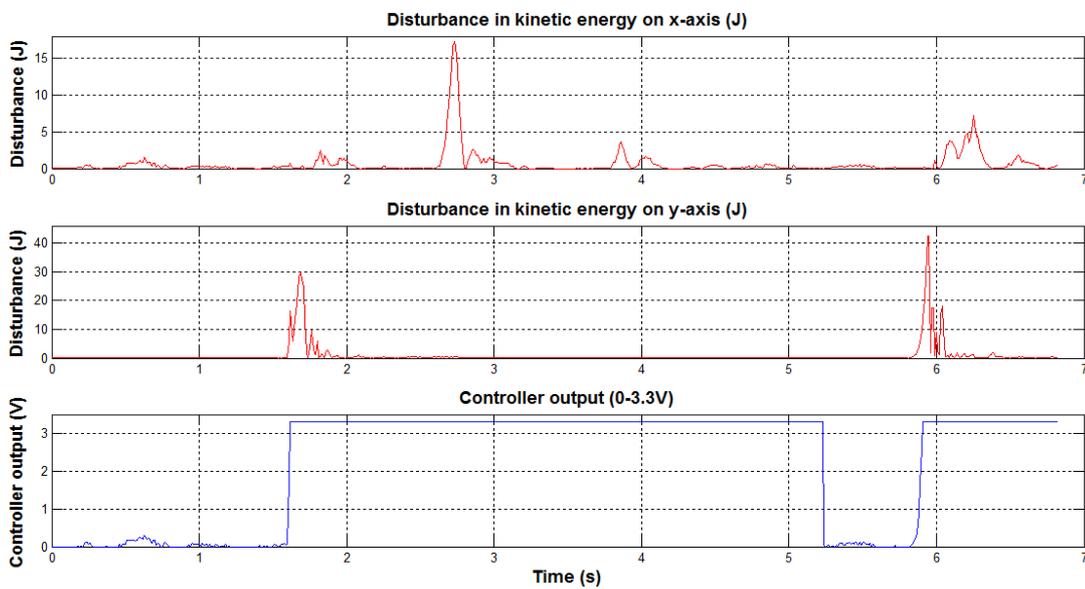


FIGURE 5.11: Sortie du contrôleur flou lors d'une forte perturbation

La Figure 5.12 permet d'observer l'énergie cinétique angulaire et la réponse du contrôleur pour les différents tests. Nous pouvons observer l'intérêt de détecter les perturbations selon les deux axes, transversal et sagittal. Pour la descente d'un trottoir par exemple, c'est l'énergie cinétique angulaire suivant l'axe Y qui est la plus élevée tandis que pour le seuil d'une porte ou un virage c'est l'axe X . La réponse de notre contrôleur, aux différents tests, permet aussi de justifier notre classification proposée dans la Table 4.1. Nous avons alors défini trois groupes d'ateliers en fonction de l'intensité des perturbations qu'ils pouvaient engendrer sur l'utilisateur du *Gyrolift*. Nous retrouvons sur la Figure 5.12 ces trois groupes.

Nous pouvons observer distinctement :

- un premier groupe de cinq tests avec une valeur de sortie très faible (autour de $0.5[V]$) : Demi-tour, dévers, marche avant et marche arrière et virage lancé.
- un second groupe de deux tests avec une valeur de sortie moyenne (autour de $1.2[V]$) : Pente à 10% et herbe synthétique.
- un troisième groupe de quatre tests avec une valeur de sortie presque maximale (entre $2.4[V]$ et $3.3[V]$).

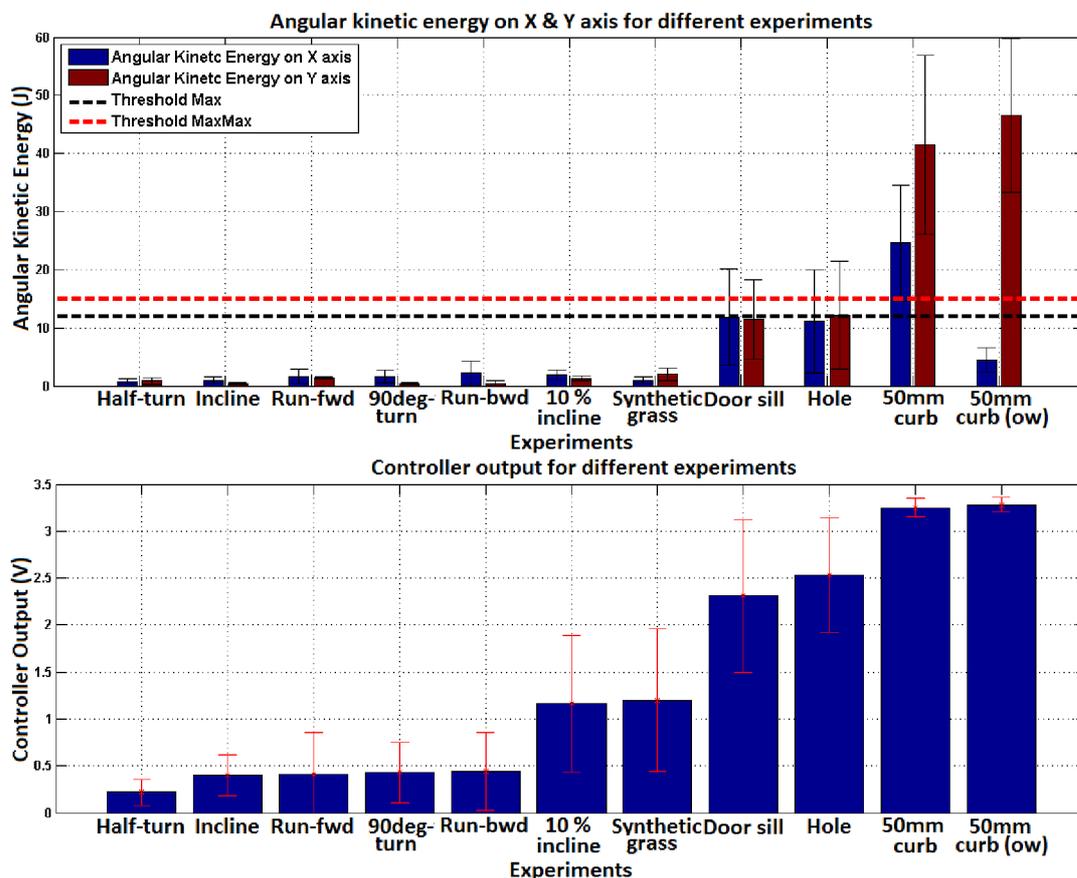


FIGURE 5.12: Énergie cinétique angulaire et sortie du contrôleur en fonction des ateliers

Cette étude a permis la réalisation d'une seconde version du fauteuil deux roues *Gyrolift* avec une nouvelle cinématique pour la verticalisation. Ce nouveau système permet d'effectuer la trajectoire de verticalisation définie lors du Chapitre 2 pour différents types de morphologie d'utilisateurs à l'aide de trois vérins et d'un système quatre barres.

Au cours de cette étude, nous avons aussi développé un système de sécurisation établi sur une détection des perturbations établie à partir du critère de l'énergie cinétique angulaire développé à partir du robot *NAO*. Il est implémenté sous la forme d'un contrôleur flou. Nous avons obtenu des résultats qui permettent de montrer, dans une première étude, le comportement du *Gyrolift* en station debout. Pour un large panel d'utilisateurs et de perturbations, le modèle de détection et de réaction donne des résultats robustes en détectant la perturbation et en sécurisant l'utilisateur. L'énergie cinétique angulaire donne des résultats réactifs dès l'apparition de la perturbation puisque l'algorithme détecte rapidement une perte de stabilité. Des écarts types élevés pour certains tests prouvent qu'il existe bien un aspect psychologique, sous la forme d'une appréhension à la chute par exemple, lors de l'utilisation d'un tel appareil. Cela justifie d'autant plus l'apport de cette sécurisation pour ces utilisateurs.

Avec la réponse du contrôleur pour les différents ateliers, nous avons pu voir apparaître trois groupes d'intensité de perturbations et ainsi confirmer le classement proposé dans le chapitre précédent. Le contrôleur conserve donc bien la proportionnalité des perturbations et permet donc de rapidement les compenser.

Nous comptons maintenant réaliser le système mécanique de la béquille afin de pouvoir réaliser des tests avec un système complet sur la population d'utilisateurs ciblée, à savoir, des personnes à mobilité réduite.



(a) *Gyrolift* position assise



(b) *Gyrolift* position verticale

FIGURE 5.13: Prototypé du *Gyrolift V2* en position assise et verticalisée

Chapitre 6

DISCUSSION ET CONCLUSION

6.1 Bilan du travail effectué

Se mettre debout et maintenir son équilibre malgré la présence d'un certain nombre de perturbations représente un défi que ce soit pour une personne en situation de handicap ou pour un robot humanoïde. À travers le projet *Gyrolift*, sélectionné en pré-maturation de la fondation du Campus Paris-Saclay, nous avons adapté un gyropode, véhicule électrique monoplace sur deux roues muni d'un système de stabilisation gyroscopique, pour le déplacement d'une personne à mobilité réduite en permettant à celle-ci de se déplacer aussi bien assise que debout en intégrant un système de verticalisation. L'objectif est d'étudier la verticalisation de cette personne et d'étudier les perturbations qu'elle peut engendrer et les perturbations que le système peut subir de son environnement.

Ainsi, le travail présenté dans ce mémoire porte sur l'analyse et la modélisation du comportement humain lors d'une verticalisation ou de perturbations afin de concevoir une aide adaptée. Nous avons effectué l'analyse et la modélisation de la verticalisation d'une personne, puis nous avons proposé d'étudier un mode de contrôle pour sécuriser ce système à différentes perturbations et enfin réalisé des tests sur prototypes : *NAO* et *Gyrolift*.

En robotique humanoïde, on s'intéresse à la mobilité et à la stabilité des robots bipèdes. La robotique d'assistance dans notre application porte sur les dispositifs de mobilité incluant des phases de transfert depuis la position assise et des phases de

verticalisation afin de faciliter le déplacement d'une personne en situation de handicap. Les solutions obtenues, que ce soit avec les prototypes de fauteuil roulant à deux roues réalisés ou les algorithmes développés sur robots humanoïdes sont d'autant plus intéressantes qu'elles montrent bien l'analogie mise en place tout au long de ces travaux. L'ensemble de ce travail est axé sur l'analyse et l'interprétation des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout.

Le système permettant de mettre et maintenir en station debout un utilisateur sur le gyropode peut être considéré comme une prothèse des membres inférieurs. Son objectif, à l'inverse des fauteuils verticalisateurs actuels, est de permettre un déplacement aussi bien assis que debout.

Nous avons montré dans le Chapitre 2 que la verticalisation d'un être humain sans déplacement de son centre de gravité était réalisable à l'aide d'une trajectoire définie par un modèle biomécanique. Nous avons simulé cette trajectoire pour la réalisation de la première version du *Gyrolift*. Ainsi, nous avons pu tester cette trajectoire sur le prototype *Gyrolift V1* pour un panel d'utilisateurs. Nous avons pu confirmer l'importance d'une trajectoire adaptée à la morphologie d'une personne. Une trajectoire adaptée réduit l'erreur entre la trajectoire effectuée et la trajectoire optimale, erreur qui entraîne des perturbations sur le système.

Au cours du Chapitre 3, nous avons proposé d'étudier l'effet de perturbation sur le robot *NAO*. Nous avons utilisé ce robot humanoïde afin de développer des algorithmes de détection de perturbations. Le nouveau critère introduit dans l'algorithme de détection de perturbations donne de bons résultats avec une détection beaucoup plus rapide qu'avec les seuls critères déjà existants dans la littérature.

En adaptant cet algorithme au *Gyrolift*, nous avons montré dans le Chapitre 4 qu'il permet de détecter des variations perturbatrices sur ce système, que ce soit en position assise ou en position debout. Comme nous l'avons montré, il est aussi possible de classer le risque engendré par cette perturbation afin de définir la compensation associée.

Enfin, nous avons présenté dans le Chapitre 5, le système mécatronique dédié à la sécurisation du *Gyrolift* et de son contrôleur basé sur l'algorithme mis en place sur le robot humanoïde. Ce contrôleur donne des résultats très prometteurs. Il permet de contrôler le système de sécurisation en fonction de la perturbation subie ou de l'intention de l'utilisateur. Un nouveau prototype a été développé afin de corriger les critiques faites par les ergothérapeutes et ergonomes lors de l'évaluation du premier prototype.

Le contrôleur en charge de la perturbation s'est montré pertinent pour analyser et interpréter les variations perturbatrices de la station debout. Cela a permis d'obtenir des résultats utiles pour définir une trajectoire de verticalisation, détecter les perturbations et contrôler nos systèmes pour compenser ces perturbations.

Les travaux autour du *Gyrolift*, son développement et sa sécurisation et détection de perturbation, ont fait l'objet d'un dépôt de brevet (juillet 2014).

6.2 Perspectives au travail de thèse

Dans ce manuscrit, nous avons développé une trajectoire de verticalisation à l'aide d'un modèle biomécanique reposant sur le le modèle d'Hanavan Jr (1964). Le modèle est paramétré par le poids et la taille de la personne que l'on cherche à modéliser, avec des membres rigides. L'idéal est d'avoir un modèle le plus réaliste possible. Il serait intéressant d'étudier l'apport de masses non rigides telle que masses viscérale, masses sanguines, de peau et de masses graisseuses. Il serait aussi possible d'inclure dans le modèle les paramètres de pathologie. Dans le même temps, nous souhaitons étudier les mouvements des membres supérieurs qui peuvent avoir un impact conséquent sur les perturbations de cette trajectoire.

Pour la détection de perturbations sur un robot humanoïde, nous avons proposé un nouveau critère de détection : l'énergie cinétique angulaire. Ici les perspectives restent limitées aux capteurs déjà intégrés au robot. Il serait intéressant d'étudier les

couples articulaires, calculés avec les courants moteurs, afin de définir un nouveau critère. Cela permettrait de croiser les informations de la paire CP/ZMP, de l'énergie cinétique angulaire et des couples articulaires. Le travail vise à obtenir une meilleure détection de la perturbation et de réduire encore son temps de détection. Sur la base de notre classification, la détection des perturbations par réseau de neurones pourrait enfin être un moyen de personnaliser le comportement du robot.

Ces nouveaux travaux sur la détection de perturbations sur les robots humanoïdes pourraient alors faire l'objet d'une nouvelle adaptation sur le *Gyrolift*. Nous pourrions aussi instrumenter le fauteuil permettant ainsi d'avoir ses propres critères. Des capteurs d'impacts, à base de capteurs de forces, peuvent apporter des résultats complémentaires.

La trajectoire de verticalisation sur la dernière version du *Gyrolift* est paramétrable mais il serait intéressant d'instrumenter le fauteuil afin de retrouver automatiquement des informations sur l'utilisateur (telles que le poids, la taille) et de recalculer, à l'aide du modèle biomécanique, la trajectoire de verticalisation.

Bibliographie

- Foudil Abdessemed, Khier Benmahammed, et Eric Monacelli. A fuzzy-based reactive controller for a non-holonomic mobile robot. *Robotics and autonomous Systems*, 47(1) :31–46, 2004.
- Juan José Alcaraz-Jiménez, Marcell Missura, Humberto Martínez-Barberá, et Sven Behnke. Lateral disturbance rejection for the nao robot. In *RoboCup 2012 : Robot Soccer World Cup XVI*, pages 1–12. Springer, 2013.
- American Spinal Injury Association and American Paralysis Association et al. *International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury*. American Spinal Injury Association, 1996.
- Kamiar Aminian et Bijan Najafi. Capturing human motion using body-fixed sensors : outdoor measurement and clinical applications. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 15 :79–94, 2004.
- Kamal Narayan Arya. A study of effectiveness of wheelchair skill training program (wstp) in teaching wheelie to occupational therapy students. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 5(1), 2011.
- Tony Belpaeme, Paul E Baxter, Robin Read, Rachel Wood, Heriberto Cuayáhuitl, Bernd Kiefer, Stefania Racioppa, Ivana Kruijff-Korbayová, Georgios Athanasopoulos, Valentin Enescu, et al. Multimodal child-robot interaction : Building social bonds. *Journal of Human-Robot Interaction*, 1(2) :33–53, 2012.
- Luis Miguel Bergasa, Manuel Mazo, Alfredo Gardel, Rafael Barea, et Luciano Boquete. Commands generation by face movements applied to the guidance of a

- wheelchair for handicapped people. In *Proceedings of the 15th International Conference on Pattern Recognition*, volume 4, pages 660–663, 2000.
- Monroe Berkowitz. *Spinal cord injury : An analysis of medical and social costs*. Demos Medical Publishing, 1998.
- Branislav Borovac, Milutin Nikolić, et Mirko Raković. How to compensate for the disturbances that jeopardize dynamic balance of a humanoid robot ? *International Journal of Humanoid Robotics*, 8(03) :533–578, 2011.
- Adolfo M Bronstein, Thomas Brandt, Marjorie H Woollacott, et John G Nutt. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. Arnold, 2004.
- Jun Ho Choi et JW Grizzle. Planar bipedal walking with foot rotation. In *American Control Conference, 2005. Proceedings of the 2005*, pages 4909–4916. IEEE, 2005.
- Daisuke Chugo, Tai Asawa, Takuya Kitamura, Songmin Jia, et Kunikatsu Takase. A rehabilitation walker with standing and walking assistance. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 260–265, 2008.
- David Czell, Reinhard Schreier, Rüdiger Rupp, Stephen Eberhard, Gery Colombo, et Volker Dietz. Influence of passive leg movements on blood circulation on the tilt table in healthy adults. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 1 :4, 2004.
- Paolo Dario, Eugenio Guglielmelli, et Cecilia Laschi. Humanoids and personal robots : Design and experiments. *Journal of robotic systems*, 18(12) :673–690, 2001.
- D Datta et R Ariyaratnam. Activities and users’ views of a special seating clinic. *Disability & Rehabilitation*, 18(7) :365–368, 1996.
- M Delcey. Déficiences motrices et situations de handicaps. *Paris : APF*, 2002.

- Giorgos A Demetriou. Robotic wheelchairs. In *Proceedings of the ITAB International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, pages 1–4. IEEE, 2009.
- Volker Dietz, Roland Müller, et Gery Colombo. Locomotor activity in spinal man : significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain*, 125(12) :2626–2634, 2002.
- Steven Dubowsky, Frank Genot, Sara Godding, Hisamitsu Kozono, Adam Skwersky, Haoyong Yu, et Long Shen Yu. Pamm-a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring : A “helping-hand” for the elderly. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 570–576, 2000.
- Nikos G. Tsagarakis Enrico Mingo Hoffman, Nicolas Perrin et Darwin G. Caldwell. Upper limb compliant strategy exploiting external physical constraints. In *IEEE International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, 2013.
- Alberto Esquenazi, Mukul Talaty, Andrew Packel, et Michael Saulino. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11) :911–921, 2012.
- Patrick Fougeyrollas et Réseau international sur le processus de production du handicap. *Classification québécoise–processus de production du handicap*. Lac St-Charles, Québec : RIPPH= SCCIDIH, 1998.
- Stefan Glaser et Klaus Dorer. Trunk controlled motion framework. In *IEEE International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, 2013.
- Ambarish Goswami, Seung-kook Yun, Umashankar Nagarajan, Sung-Hee Lee, Kang-Kang Yin, et Shivaram Kalyanakrishnan. Direction-changing fall control of humanoid robots : theory and experiments. *Autonomous Robots*, 36(3) :199–223, 2014.

- Ambarish Goswami. Foot rotation indicator (fri) point : A new gait planning tool to evaluate postural stability of biped robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 47–52. IEEE, 1999.
- Ambarish Goswami. Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (fri) point. *The International Journal of Robotics Research*, 18(6) :523–533, 1999.
- David Gouaillier, Vincent Hugel, Pierre Blazevic, Chris Kilner, Jérôme Monceaux, Pascal Lafourcade, Brice Marnier, Julien Serre, et Bruno Maisonnier. Mechatronic design of nao humanoid. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 769–774. IEEE, 2009.
- Fabrice Gravez, Olivier Bruneau, et Fethi Ben Ouezdou. Analytical and automatic modeling of digital humanoids. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2 :337–359, 2005.
- Marina Guihard et Philippe Gorce. Dynamic control of bipeds using ankle and hip strategies. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 3, pages 2587–2592. IEEE, 2002.
- Ernest P Hanavan Jr. A mathematical model of the human body. Rapport technique, DTIC Document, 1964.
- Jennifer D Hastings, Elaine Rogers Fanucchi, et Stephen P Burns. Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(4) :528–534, 2003.
- Bernhard Hengst, Manuel Lange, et Brock White. Learning ankle-tilt and foot-placement control for flat-footed bipedal balancing and walking. In *11th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 288–293. IEEE, 2011.

- Yasuhisa Hirata, Kota Kawamata, Kana Sasaki, Aya Kaisumi, Kazuhiro Kosuge, et Eric Monacelli. Regenerative brake control of cycling wheelchair with passive behavior. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pages 3873–3879. IEEE, 2013.
- S Hyon, Joshua G Hale, et Gordon Cheng. Full-body compliant human–humanoid interaction : balancing in the presence of unknown external forces. *IEEE Transactions on Robotics*, 23(5) :884–898, 2007.
- S Hyon, Rieko Osu, et Yohei Otaka. Integration of multi-level postural balancing on humanoid robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1549–1556. IEEE, 2009.
- Shuuji Kajita, Fumio Kanehiro, Kenji Kaneko, Kiyoshi Fujiwara, Kensuke Harada, Kazuhito Yokoi, et Hirohisa Hirukawa. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. In *Proceedings on IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2003*, volume 2, pages 1620–1626. IEEE, 2003.
- Shivaram Kalyanakrishnan et Ambarish Goswami. Learning to predict humanoid fall. *International Journal of Humanoid Robotics*, 8(02) :245–273, 2011.
- Nurul Maisarah Kamaruddin, Norsyahidah Mat Arif, et Mohamad Shahril Salim. Sit to stand motion analysis based on body mass index. In *Proceedings of the IEEE/EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, pages 149–152, 2012.
- Yoshikazu Kanamiya, Shun Ota, et Daisuke Sato. Ankle and hip balance control strategies with transitions. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3446–3451. IEEE, 2010.
- Sung-Hee Lee et Ambarish Goswami. Ground reaction force control at each foot : A momentum-based humanoid balance controller for non-level and non-stationary

- ground. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3157–3162. IEEE, 2010.
- Ebrahim H Mamdani et Sedrak Assilian. An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller. *International journal of man-machine studies*, 7(1) :1–13, 1975.
- Jerzy Mrozowski, Jan Awrejcewicz, et Piotr Bamberski. Analysis of stability of the human gait. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 45(1) :91–98, 2007.
- LM Nashner. Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1) :59–72, 1976.
- Peter D Neuhaus, Jeryll H Noorden, Travis J Craig, Tecalote Torres, Justin Kirschbaum, et Jerry E Pratt. Design and evaluation of mina : A robotic orthosis for paraplegics. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–8, 2011.
- Tim Niemüller, Alexander Ferrein, et Gerhard Lakemeyer. A lua-based behavior engine for controlling the humanoid robot nao. In *RoboCup 2009 : Robot Soccer World Cup XIII*, pages 240–251. Springer, 2010.
- Susan B O’Sullivan, Thomas J Schmitz, et George Fulk. *Physical rehabilitation*. FA Davis, 2013.
- Jessica Rose, James Gibson Gamble, et Janet M Adams. *Human walking*. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 2006.
- L. Saint-Bauzel, V. Pasqui, et I. Monteil. A reactive robotized interface for lower limb rehabilitation : clinical results. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, Special Issue on Rehabilitation Robotics*, 25 :583–592, jun 2009.

- Takashi Sakaguchi, Tsutomu Kanamori, Haruhiro Katayose, K Sato, et S Inokuchi. Human motion capture by integrating gyroscopes and accelerometers. In *Proceedings of the IEEE/SICE/RSJ International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, pages 470–475, 1996.
- Syamimi Shamsuddin, Hanafiah Yussof, Luthffi Ismail, Fazah Akhtar Hanapiah, Salina Mohamed, Hanizah Ali Piah, et N Ismarrubie Zahari. Initial response of autistic children in human-robot interaction therapy with humanoid robot nao. In *IEEE International Colloquium on Signal Processing and its Applications*, pages 188–193. IEEE, 2012.
- Sajjad Taghvaei, Yasuhisa Hirata, et Kazuhiro Kosuge. Control of a passive walker using a depth sensor for user state estimation. In *Proceedings of the IEEE/ROBIO International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 1639–1645. IEEE, 2011.
- T Takahashi, M Takazawa, Y Nishiyama, E Nakano, et Y Handa. Fes cycling chair for the lower limbs disabled people with electric motor power assist. In *Proceeding of the 9th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, 2004.
- Atsushi Tsukahara, Yasuhisa Hasegawa, et Yoshiyuki Sankai. Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit hal. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 211–217, 2009.
- J Vucobratovic, B Borovac, D Surla, et D Stokic. Biped locomotion : dynamics, stability, control and applications, 1990.
- Eric R Westervelt, Jessy W Grizzle, Christine Chevallereau, Jun Ho Choi, et Benjamin Morris. *Feedback control of dynamic bipedal robot locomotion*. Citeseer, 2007.
- Michael W Whittle. *Gait analysis : an introduction*. 2003.

World Health Organization. *Obesity : preventing and managing the global epidemic*. Numéro 894. World Health Organization, 2000.

Seung-Kook Yun et Ambarish Goswami. Hardware experiments of humanoid robot safe fall using aldebaran nao. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 71–78. IEEE, 2012.

Jin Zhao et Bimal K Bose. Evaluation of membership functions for fuzzy logic controlled induction motor drive. In *Annual Conference of the Industrial Electronics Society (IEEE/IECON)*, volume 1, pages 229–234. IEEE, 2002.

Annexe A

ÉVALUATION ASIA

Patient Name _____ Date/Time of Exam _____

Examiner Name _____



AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION

STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY



MOTOR
(scoring on reverse side)

KEY MUSCLES

C5	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Elbow flexors
C6	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Wrist extensors
C7	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Elbow extensors
C8	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Finger abductors (ring finger)

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) + = (50)

KEY MUSCLES

L2	<input type="checkbox"/>	Hip flexors
L3	<input type="checkbox"/>	Knee extensors
L4	<input type="checkbox"/>	Ankle dorsiflexors
L5	<input type="checkbox"/>	Long toe extensors
S1	<input type="checkbox"/>	Ankle plantar flexors

Voluntary anal contraction (Yes/No)

Comments:

LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) + = (50)

TOTALS (MAXIMUM) (50) (50) = (90)

PIN PRICK SCORE (MAXIMUM) (50) (50) = (90)

LIGHT TOUCH SCORE (MAXIMUM) (50) (50) = (90)

Any anal sensation (Yes/No) (max. 112)

PIN PRICK SCORE (MAXIMUM) (50) (50) = (112)

LIGHT TOUCH SCORE (MAXIMUM) (50) (50) = (112)

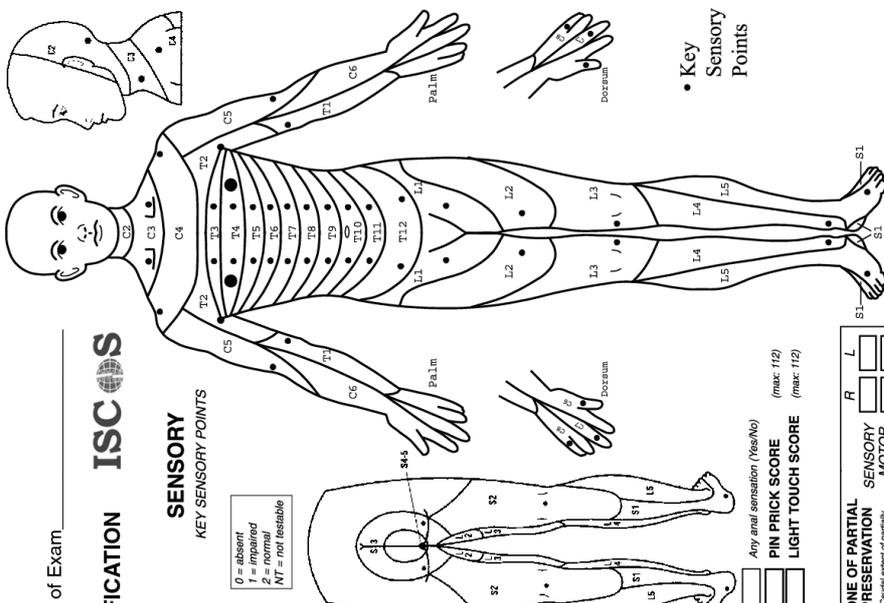
NEUROLOGICAL LEVEL
The most caudal segment with normal function

R	<input type="checkbox"/>	SENSORY	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	COMPLETE OR INCOMPLETE?
L	<input type="checkbox"/>	MOTOR	L	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	incapable - Any sensory or motor function in C4-S5

ASIA IMPAIRMENT SCALE

R	<input type="checkbox"/>	SENSORY	R	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	ZONE OF PARTIAL PRESERVATION
L	<input type="checkbox"/>	MOTOR	L	<input type="checkbox"/>	L	<input type="checkbox"/>	Caudal extent of partially innervated segments

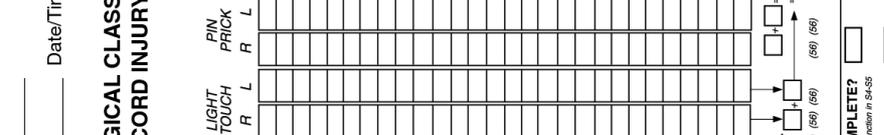
KEY SENSORY POINTS



KEY SENSORY POINTS

0 = absent
1 = impaired
2 = normal
NT = not testable

KEY SENSORY POINTS



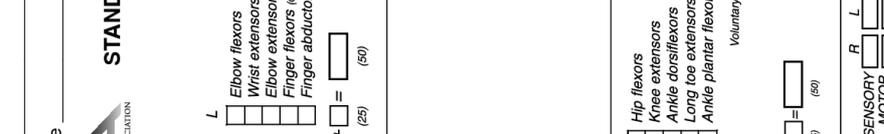
Key Sensory Points

KEY SENSORY POINTS



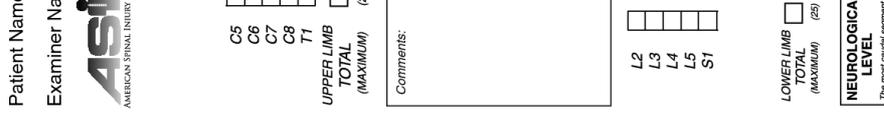
Key Sensory Points

KEY SENSORY POINTS



Key Sensory Points

KEY SENSORY POINTS



Key Sensory Points

REV 03/06