



Synthèse sur la conception, commande et planification de trajectoire d'une interface de locomotion pour la réadaptation de la marche

Thèse

Dinh-Son Vu

Doctorat en génie mécanique
Philosophiæ doctor (Ph. D.)

Québec, Canada

© Dinh-Son Vu, 2017

**Synthèse sur la conception, commande et
planification de trajectoire d'une interface de
locomotion pour la réadaptation de la marche**

Thèse

Dinh-Son Vu

Sous la direction de:

Clément Gosselin, directeur de recherche
Jozsef Kövecses, codirecteur de recherche

Résumé

Cette thèse synthétise la conception d'une plateforme de marche destinée à la réadaptation des membres inférieurs pour le mouvement de la marche. L'automatisation du travail des thérapeutes, la réduction de leur charge de travail et la diversification des exercices pour les patients est un atout par rapport aux outils existants sur le marché tels que les tapis roulants ou les allées instrumentées pour la réadaptation. La conception d'une interface de locomotion pour la simulation de la marche présente des défis en terme de performance et de stabilité du mécanisme, de même que pour assurer la sécurité de l'utilisateur. L'équilibre de l'utilisateur doit être préservé grâce à une interaction humain-robot souple durant la phase d'élanement du pied et une sensation de rigidité lors de la phase d'appui.

Dans un premier temps, la thèse présente le mouvement de la marche humaine pour trois types de milieux, c'est-à-dire la marche au sol, la marche d'escalier ascendante et la marche d'escalier descendante. Entre autres, le chapitre 1 cible les points essentiels de la cinématique et de la dynamique des membres inférieurs afin d'établir les exigences physiques pour la conception de la plateforme de marche. Le chapitre 2 introduit l'architecture mécanique de l'interface de locomotion basé sur deux systèmes indépendants de courroies déplaçant les deux effecteurs dans les translations horizontale et verticale, correspondant au plan sagittal dans lequel la majeure partie du mouvement de marche s'effectue. L'architecture du routage de courroies découple les degrés de liberté et simplifie ainsi la commande de la plateforme en séparant chaque degré de liberté en système indépendant. Cette architecture augmente également le rendement des efforts articulaires transmis aux effecteurs comparativement à un système dont les degrés de liberté sont co-dépendants.

La thèse introduit ensuite la commande mise en place pour l'interaction entre le mécanisme et l'opérateur. Les exigences cinématiques et dynamiques diffèrent selon la phase d'élanement et la phase d'appui de la marche. Ainsi, le chapitre 3 présente la straté-

gie mise en place dans la direction horizontale pour minimiser les forces d'interaction entre l'utilisateur et l'effecteur. La commande en force permet, dans un premier temps, de diminuer l'inertie apparente de l'effecteur ressentie par l'utilisateur. Par la suite, un mécanisme passif à câbles est utilisé en tant qu'interface pour réduire davantage l'impédance ressentie du système. Le chapitre 4, quant à lui, décrit la stratégie mise en place pour gérer la phase d'appui de la marche afin de générer la contrainte rigide nécessaire à la simulation du sol virtuel. Le chapitre introduit la commande pour générer la limite virtuelle ainsi que la mise en place du système d'équilibrage statique à ressort à gaz pour diminuer le travail des moteurs et supporter le poids de la personne.

Finalement, le chapitre 5 introduit la commande haut niveau pour générer le mouvement infini sur l'interface de locomotion avec un algorithme de recul, ramenant l'utilisateur dans la direction opposée à son mouvement pour générer l'espace nécessaire aux prochaines phases de marche, dans la direction horizontale comme pour le fonctionnement d'un tapis de course et dans la direction verticale, comme pour le fonctionnement d'un escalier mécanique inversé.

Abstract

This thesis summarizes the design of a locomotion interface for gait rehabilitation. The aim of the mechanism is to alleviate the workload of therapists by automating the repetitive movements involved in the rehabilitation exercises. Moreover, by offering a larger panel of exercises, the locomotion interface should be an asset compared to standard treadmills or rehabilitation walkways. Walking simulation is a challenge in terms of performance, power and safety since the mechanism includes the user in the workspace of the effectors. The balance of the user should be ensured during the swing phase with a reduced human-robot interaction and reliable during the stance phase.

First, Chapter 1 describes the walking motion, the stair climbing up and down movement and highlights their main kinematic and dynamic features. Chapter 2 then introduces the architecture of the locomotion interface based on independent belt routings which transmit the movement to two end-effectors that carry the user. Each foot platform has two degrees of freedom (dofs) corresponding to the horizontal and vertical translations in the sagittal plane. Decoupling the dofs simplifies the control of the locomotion interface and increases the efficiency of the torque of the motor sent to the end-effectors compared to systems with co-dependent degrees-of-freedom.

Then, the thesis presents the strategies used to supervise the human-robot interaction. The kinematic and dynamic requirements are different during the swing phase and the stance phase of the human gait. Therefore, Chapter 3 introduces the force controllers that lighten the apparent inertia of the mechanism as well as the additional mechanism based on passive cables in order to further alleviate the impedance of the effector. Chapter 4 presents the controller that generates the vertical virtual constraint in order to produce the required reliable floor during the stance phase. The rendering of the virtual environment is improved with the implementation of a static balancing system based on gas springs that alleviates the workload of the motors that handle the weight of the user.

Finally, Chapter 5 introduces the cancellation algorithm that generates the infinite environment. Horizontally, the user is brought backward such as on a treadmill. Vertically, the user is moved in the opposite direction of his/her movement such as in a reversed escalator.

Table des matières

Résumé	iii
Abstract	v
Table des matières	vii
Liste des tableaux	x
Liste des figures	xi
Remerciements	xviii
Introduction	1
I Analyse des exigences cinématiques et dynamiques de la marche pour la conception d'une interface de locomotion	11
1 Analyse de la marche	12
1.1 Introduction	13
1.2 Objectifs des études cliniques liées à l'analyse de la marche	14
1.3 Description des phases de la marche	18
1.3.1 Phase d'élanement et phase d'appui	18
1.3.2 Les facteurs de Gage	19
1.3.3 Les fonctions de la marche	20
1.3.4 Les déterminants de la marche	22
1.4 Modélisation de l'humain lors de la marche	23
1.4.1 Modélisation de la bipédie	23
1.4.2 Données cinématiques et dynamiques de la marche	25
Forces d'interaction avec le sol	25
Mouvement du pied	27
Vitesse du centre de masse	30
Mouvement latéral du pied	30
1.5 Description de la marche d'escalier	32

1.6	Conclusion : récapitulatif des exigences cinématiques et dynamiques de la marche.	34
2	Présentation de la plateforme de marche	36
2.1	Introduction	37
2.2	Contexte du développement des interfaces de locomotion pour la ré-adaptation	39
2.2.1	Les tapis de course	39
2.2.2	Les mécanismes à double effecteurs	42
2.3	Conception de la plateforme de marche	45
2.4	Caractéristiques cinématiques et dynamiques de la plateforme de marche	52
2.4.1	Cinématique de l'interface de locomotion	52
	Équations cinématiques	52
	Dualité cinématique-dynamique	57
2.4.2	Dynamique de l'interface de locomotion	58
2.5	Conclusion : descriptif de la plateforme de marche	67
 II Gestion des phases de la marche avec l'interface de locomotion		 68
3	Phase d'élanement de la marche	69
3.1	Introduction	69
3.2	Concept de transparence pour l'évaluation du mouvement libre avec l'interface haptique	70
3.3	Commande en admittance de la plateforme de marche	73
3.4	Commande en force directe de la plateforme de marche	80
3.5	Commande en boucle ouverte de la plateforme de marche	89
3.6	Comparaison des admittances globales des différentes stratégies de commande	92
3.7	Interface passive pour amélioration de la transparence de l'interface de locomotion	92
3.7.1	Interface passive basée sur des liaisons rotoïdes	94
3.7.2	Mécanisme passif à câbles	97
	Description du mécanisme	97
	Validation expérimentale du mécanisme à câbles	100
	Étude de la sensibilité cinématique	103
3.7.3	Mécanisme à câbles optimisé	108
	Évaluation des capacités du mouvement du système passif à câbles	111
	Validation expérimentale du mécanisme à câbles optimisé	117
3.8	Conclusion : gestion de la phase d'élanement	124
4	Phase d'appui de la marche	125

4.1	Introduction	125
4.2	Modélisation et évaluation d'un environnement virtuel raide	126
4.2.1	Méthodes pour implémenter et évaluer un sol virtuel raide	126
4.2.2	Méthodes pour améliorer la stabilité du système haptique	130
4.3	Commande de la plateforme pour la gestion de la phase d'appui	132
4.3.1	Gestion de la force verticale du sol virtuel	132
4.3.2	Gestion de la force horizontale du sol virtuel	135
4.4	Utilisation d'un réducteur plus important pour la gestion de la phase d'appui dans la direction verticale	137
4.5	Principe de l'équilibrage statique	138
4.5.1	Équilibrage statique basé sur des contre-poids	142
4.5.2	Équilibrage statique basé sur des ressorts	143
4.6	Gestion de la phase d'appui pour le mouvement en marche d'escalier	150
4.7	Conclusion : gestion de la phase d'appui	153
III Navigation en environnement virtuel		154
5	Algorithme d'annulation du mouvement	155
5.1	Introduction	155
5.2	Technique d'implémentation d'annulation du mouvement	156
5.3	Implémentation de l'algorithme d'annulation de mouvement	158
5.4	Résultats expérimentaux de la navigation en environnement virtuel	162
5.4.1	Environnement virtuel plat	162
5.4.2	Montée de marches d'escalier virtuel	168
5.4.3	Descente de marches d'escalier virtuel	171
5.4.4	Évaluation qualitative de la navigation avec l'interface de locomotion	171
5.5	Conclusion : gestion de l'algorithme de recul	174
Conclusion		175
Bibliographie		181

Liste des tableaux

1.1	Données anthropomorphiques utilisées pour l'estimation de la vitesse du pied.	29
1.2	Paramètres standards de la marche (LEVINE et al., 2012)	30
1.3	Cahier des charges cinématiques et dynamiques de la plateforme de marche.	35
2.1	Dimensions de la plateforme de marche.	53
2.2	Comparaison des estimés des paramètres dynamiques de la plateforme par échelon de tension et par méthodes des moindres carrés.	66

Liste des figures

1	Le robot DaVinci ¹ , de Intuitive Surgical, est un appareil utilisé pour la téléopération chirurgicale. Un modèle maître est manipulé par le chirurgien tandis que le modèle esclave interagit avec le patient.	2
2	Exo-squelettes actionnés pour l’augmentation des performances humaines.	4
3	Exo-squelettes passifs basés sur le stockage d’énergie potentielle élastique ou de gravité.	5
4	PhantomOmni ⁶ : une interface haptique à 6 degrés de liberté (MASSIE et SALISBURY, 1994).	6
5	Interfaces de locomotion pour la simulation de la marche.	8
1.1	Instruments pour la saisie de données de la marche humaine.	16
1.2	Description des phases de la marche. Un cycle entier commence par la phase d’appui d’une jambe, se poursuit avec la phase d’élancement et se termine avec le début d’une nouvelle phase d’appui du même membre (NEUMANN, 2002).	18
1.3	Fonction des phases de la marche. La phase d’élancement sert principalement à l’avancée de la personne. La phase d’appui est le support pour que la jambe opposée s’élève au dessus du sol. La phase de double appui est la transition durant laquelle le transfert de poids s’opère.	21
1.4	Définition des plans de la marche.	24
1.5	Modélisation des membres inférieurs pour la réalisation d’un robot marcheur passif (MCGEER, 1990a).	25
1.6	Forces d’interaction entre le pied et le sol durant la phase d’appui.	26
1.7	Modèle cinématique de la jambe lors de la phase d’élancement.	27
1.8	Positions angulaires des articulations des membres inférieurs pendant un cycle de marche.	28
1.9	Cinématique horizontale du pied lors de la phase d’élancement.	31
1.10	Schéma de coupe de marches d’escalier.	32
1.11	Définition des directions et distances souhaitées de la réalisation de la marche.	35
2.1	Mécanismes basés sur un tapis de course.	40
2.2	Mécanismes basés sur deux effecteurs.	43
2.3	Modèle CAO de l’interface de locomotion avec deux effecteurs découplés.	46
2.4	Architecture initiale de la plateforme de marche.	47

2.5	Systèmes de courroie de la plateforme de marche.	49
2.6	Coupe de la plateforme de marche.	51
2.7	Placement des éléments pour le mouvement de l'effecteur.	51
2.8	Mécanisme d'arrêt d'urgence.	53
2.9	Vue du dessus du système pour le déplacement horizontal.	55
2.10	Vue de côté du système pour le déplacement vertical.	55
2.11	Estimation des forces de frottements horizontales des deux effecteurs.	59
2.12	Estimation des constantes de temps pour l'évaluation des forces de frottement dynamiques.	61
2.13	Estimation du modèle de la plateforme dans la direction horizontale.	63
2.14	Estimation du frottement statique pour le mouvement vertical de l'effecteur.	65
3.1	Commande en admittance de l'effecteur dans la direction horizontale. La fonction de transfert H transforme la force du capteur en une vitesse de référence pour le contrôleur interne en vitesse.	74
3.2	Diagramme de Bode de la boucle interne de la commande en admittance. Une valeur du gain proportionnel $K_{adm} = 12.7$ donne une marge de phase de 30° et une marge de gain de 28 dB. La boucle fermée de la boucle interne est donc stable.	76
3.3	Zone de stabilité de la fonction de transfert en admittance. La zone ombragée correspond à des paramètres dynamiques virtuels m_v et b_v instables.	77
3.4	Essai préliminaire de la plateforme de marche pour le mouvement à une fréquence d'environ 0.25 Hz. Une force de 40 N est nécessaire pour déplacer l'effecteur à une vitesse de 1.42 m/s.	78
3.5	Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en admittance.	81
3.6	Commande en force directe. La force du capteur est comparée à la force estimée par la fonction de transfert $G_2(s)$ et l'erreur est utilisée par un contrôleur proportionnel pour réguler la vitesse de l'effecteur.	82
3.7	Réponse en fréquence de la commande en force directe avec le gain proportionnel $K_{DF} = 30$	84
3.8	Réglage du gain K_{DF} et du filtre passe-bas de la commande en force directe.	86
3.9	Expérimentation de la commande en force directe.	87
3.10	Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en force directe.	88
3.11	Recherche des gains stables pour la commande en boucle ouverte.	90
3.12	Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en boucle ouverte.	91
3.13	Comparaison des admittances globales avec les différentes commandes en force.	93

3.14	Interface passive à deux liaisons rotoïdes. Le mouvement de translation verticale et de rotation dans le plan sagittal est libre, mais le mouvement dans la direction horizontale ne possède pas cette liberté.	95
3.15	Schéma de l'interface passive à deux liaisons rotoïdes.	95
3.16	Prototype passif à câbles avec une sensibilité cinématique σ non optimisée.	98
3.17	Schéma du prototype passif à câbles (sensibilité cinématique σ non optimisée). L'estimation de la rotation du pied s'effectue avec un potentiomètre additionnel à l'avant du pied.	98
3.18	Commande de la plateforme de marche avec l'interface passive à câbles en boucle ouverte.	100
3.19	Expérimentation préliminaire de l'interface passive à câbles.	102
3.20	Sensibilité cinématique σ_{\max} sur la surface de l'effecteur actif avec $z = 0.05$ m de l'interface passive à câbles non optimisée.	105
3.21	Interface passive à câbles optimisée. La position des potentiomètres à câbles en arrière du pied améliore la sensibilité cinématique du mécanisme et la lecture de la position du talon.	109
3.22	Schéma de l'interface passive à câbles optimisée.	109
3.23	Sensibilité cinématique σ_{\max} sur la surface de l'effecteur actif avec $z = 0.05$ m avec le mécanisme optimisé. Au niveau de la position initiale \mathbf{p}_i symbolisé par le disque blanc, la sensibilité cinématique est minimale et reste faible dans son voisinage.	111
3.24	Illustration de l'effet des limitations en accélération et vitesse des moteurs sur la distance parcourue par l'effecteur actif.	112
3.25	Vitesse de marche autorisée en fonction du débattement disponible de l'interface passive.	114
3.26	Schéma de fonctionnement de l'interface passive avec la plateforme de marche.	115
3.27	Limite en fréquence de la plateforme de marche. L'utilisation d'une interface passive autorise un plus grand intervalle de fréquence pour le mouvement du talon.	116
3.28	Commande en force directe avec la plateforme active seule. Fréquence de mouvement modérée.	118
3.29	Commande avec le mécanisme à câble optimisé. Fréquence de mouvement modérée.	118
3.30	Commande en force directe avec la plateforme active seule. Fréquence de mouvement élevée.	119
3.31	Commande avec le mécanisme à câble optimisé. Fréquence de mouvement élevée.	119
3.32	Placement des expérimentations sur le graphique des limitations en fréquence.	121
3.33	Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec l'interface passive à câbles optimisée.	122
3.34	Réponse en fréquence de l'interface de locomotion sans commande en force, avec une commande en force, et équipée de l'interface passive.	123

4.1	Implémentation du sol virtuel avec un ressort simple.	127
4.2	Représentation de l'instabilité liée à l'implémentation du sol virtuel.	127
4.3	Implémentation du sol virtuel avec un système ressort-amortisseur.	127
4.4	Visualisation de l'impédance du sol virtuel via le graphique amortissement-raideur $B-K$	129
4.5	Commande de la plateforme dans la direction verticale pour l'implémentation du sol virtuel. Les paramètres K_{F1} et B_{F1} caractérisent le milieu et la force lue au capteur F_h est envoyée au moteur pour rendre le sol plus réactif.	132
4.6	Expérimentation de la plateforme de marche pour supporter la phase d'appui.	134
4.7	Mise en place du frottement virtuel horizontal lorsque la force verticale atteint un certain palier.	136
4.8	Expérimentation du sol virtuel avec un réducteur de valeur 16.	139
4.9	Principe de l'équilibrage statique avec un contre-poids et un ressort.	140
4.10	Intégration du routage additionnel de l'équilibrage statique avec l'interface de locomotion.	143
4.11	Réduction de l'élongation du ressort à gaz grâce à un routage d'un facteur deux au niveau de l'équilibrage statique.	145
4.12	Équilibrage statique pour la position haute et la position basse de l'effecteur.	146
4.13	Variation de la force du ressort en fonction de l'élongation du piston.	147
4.14	Évaluation de l'effet de l'équilibrage statique basé sur un ressort à gaz sur le couple du moteur.	148
4.15	Expérimentation du sol virtuel avec l'équilibrage statique basé sur des ressorts à gaz.	149
4.16	Fonctionnement de la plateforme pour la marche d'escalier.	150
4.17	Exemple de fonction d'escalier non-linéaire et avec une continuité d'ordre trois où $h_{step} = 0.15$ m.	151
5.1	Mouvement d'un effecteur et de l'environnement virtuel par rapport à l'interface de locomotion.	159
5.2	Mise en place de l'utilisateur sur l'interface de locomotion pour la navigation en environnement virtuel.	163
5.3	Expérimentation du sol virtuel avec l'interface de locomotion sur une période de 60 s.	165
5.4	Analyse du mouvement du pied pour la simulation du sol virtuel.	166
5.5	Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour le sol virtuel.	167
5.6	Analyse du mouvement du pied pour la simulation de la montée d'escalier.	169
5.7	Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour la montée d'escalier.	170
5.8	Analyse du mouvement du pied pour la simulation de la descente d'escalier.	172
5.9	Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour la descente d'escalier.	173

Listes des extensions multimédias

- La vidéo «Chapitre2.mp4» introduit l’architecture de la plateforme de marche comme présenté à la conférence *International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2015* (VU et al., 2015).
Lien : https://youtu.be/dkj0fl_Pex8
- La vidéo «Chapitre3_1.mp4 » compare la performance des commandes en force en admittance, en force directe et en boucle ouverte.
Lien : <https://youtu.be/lTdfkX2q2o>
- La vidéo «Chapitre3_2.mp4 » présente l’interface passive à câbles pour la diminution de l’inertie apparente de l’interface de locomotion.
Lien : https://youtu.be/J89aVMoh1_o
- La vidéo «Chapitre5.mp4» présente la navigation dans un environnement virtuel plat, en montée d’escalier et en descente d’escalier avec l’interface de locomotion.
Lien : <https://youtu.be/Gwu5AXS3eLQ>

*À mes parents,
À ma sœur et mon frère,
Et à toutes les personnes qui
m'ont apporté leur support
direct et indirect.*

En guerre comme en amour,
pour en finir, il faut se voir de
près.

Napoléon I^{er} - Bonaparte

Remerciements

«Un bien n'est agréable que si on le partage.»

— Sénèque.

Une thèse présente un engagement physique et mental. Sa réalisation est un travail d'équipe plus qu'une activité personnelle et le nombre de personnes à remercier ainsi que leurs contributions représenteraient l'écriture d'une nouvelle thèse.

Clément Gosselin est un directeur de recherche unique. Durant mon parcours de recherche, ses conseils ont été sans faille et l'atmosphère au laboratoire respire sa présence. Dans le chaos et le désordre qui m'ont accompagnés lors de mes explorations, il a su m'éclairer vers les solutions les plus pertinentes et m'aider à dénouer les problèmes techniques les plus enchevêtrés. Il a été la locomotive guidant le laboratoire et ses étudiants vers la meilleure route à suivre et je lui en suis infiniment reconnaissant. Je tiens également à remercier les professeurs Martin Otis, Laurent Bouyer, Alexandre Campeau-Lecours et Jozsef Kövecses qui ont pris le soin et la patience de lire ce document et d'y apporter leurs remarques constructives.

Les professionnels de recherche du laboratoire, Simon Foucault et Thierry Laliberté m'ont été d'une aide précieuse pour la mise en place du projet. Simon, grâce à qui tout a commencé, m'a confié son mécanisme qui a été, par la suite, la préoccupation de mes pensées et de mon sommeil durant ces années de doctorat. Il m'a appris à en prendre soin et à en tirer le maximum. Thierry a généreusement contribué à l'amélioration du système et leurs attentions ont été les piliers pour la réalisation du projet.

Le laboratoire de robotique est une seconde famille avec laquelle j'ai littéralement passé mes journées et soirées entières. Je tiens donc à remercier Pascal Labrecque et David St-Onge pour avoir partagé ma vie professionnelle et de m'avoir supporté également dans ma vie personnelle en étant des colocataires formidables. Xiaoling Jiang, avec qui j'ai intégré le laboratoire exactement à la même période, a été d'un support chaleureux, tant sur le plan moral et intellectuel. Je remercie également Bruno Sauvet et François Lévesque, qui ont été d'excellents partenaires sportifs ainsi qu'André Gallant et Alexis

Fortin-Côté, avec qui je me suis épanoui dans la photographie. Le laboratoire a été riche en activités extra-professionnelles et le cumul des sorties sportives, des soccers, des hockeys, du curling, des skis de fond et des tagballs m'ont permis de me connecter avec toutes les personnes du laboratoire, entre autres, pour n'en citer que quelques-uns, Julien Boisclair, Jean-Philippe Choinière, Vincent Babin et François Guay.

Pour finir, je tiens à remercier ma famille et mes amis qui ont su m'apporter leur énergie positive à travers les routes et océans. Mon père et ma mère, Dinh-Thuan et Thi Nhan, m'ont toujours apporté leur affection en acceptant mes choix de vie. Mon frère et ma soeur, Dominique et Cathie, m'ont donné confiance en moi dans les moments les plus difficiles.

La thèse est une étape de la vie parmi tant d'autres, cependant cette période a été une concentration d'émotions, de joie, de travail et d'amitié qui me remplit de fierté et restera une aventure inoubliable à jamais.

Introduction

«Le commencement est la moitié de tout.»

— Pythagore.

La robotique est définie comme la conception et la réalisation de robots. Un robot est un mécanisme ayant pour mission d'aider ou de remplacer le travail d'un être humain, souvent évalué comme dangereux ou répétitif. Plusieurs domaines d'expertise sont nécessaires pour la conception de robots tels que la mécanique pour sa réalisation physique, l'électronique pour la motorisation du dispositif, la programmation pour l'implémentation du caractère autonome et bien d'autres encore. D'autres sphères de recherche sont également impliquées si l'appareil est utilisé à des fins médicales et chirurgicales ou bien si le robot est employé sur des chaînes de manutention ou de fabrication industrielle. Dans tous les cas, le but de la robotique est de faciliter la mission des agents humains, d'augmenter l'efficacité et la productivité des opérations redondantes ou bien de minimiser le danger susceptible d'incommoder l'être humain.

Cette thèse s'intéresse à un champ de la robotique lié à l'interaction humain-robot (*HRI : Human Robot Interaction*) pour l'augmentation des performances des capacités humaines à l'aide de mécanismes motorisés (KAZEROONI, 1990). Ce concept est basé sur l'échange d'informations et d'actions entre l'opérateur et la machine —d'où le terme d'interaction— afin d'utiliser les meilleurs atouts des deux parties. D'un côté, l'être humain est doté d'une dextérité, d'une adaptabilité et d'une agilité singulière, considérées comme la base de l'établissement de civilisations. De l'autre, les mécanismes motorisés possèdent une force au-delà des capacités physiques humaines pour l'accomplissement de travaux exigeants. Le domaine de recherche lié à l'interaction humain-robot résout les défis liés à la prise en main de l'appareil pour que celle-ci soit intuitive, sur les exigences en terme d'ergonomie mécanique, sans entrave au mouvement de la personne et sur un maniement sécuritaire pour l'utilisateur et son environnement.



FIGURE 1: Le robot DaVinci¹, de Intuitive Surgical, est un appareil utilisé pour la téléopération chirurgicale. Un modèle maître est manipulé par le chirurgien tandis que le modèle esclave interagit avec le patient.

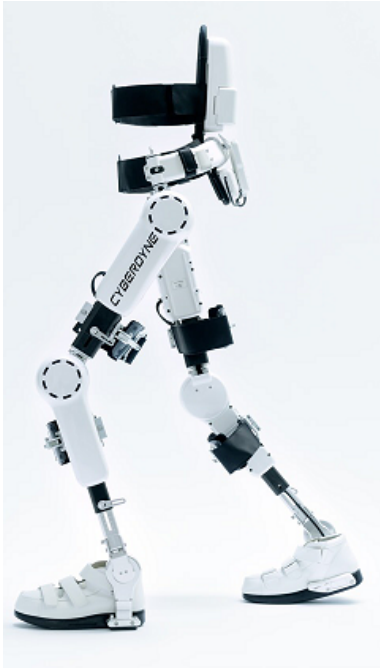
La conception de tels systèmes requiert des capteurs et des actionneurs pour que le mécanisme collecte des informations sur son environnement et interagisse en conséquence avec celui-ci. L'être humain est composé de plusieurs capteurs pour la perception du monde, communément décrits par Aristote par les cinq sens qui sont la vue, l'odorat, le toucher, l'ouïe et le goût. Cette liste, non-exhaustive, est complétée par d'autres perceptions sensorielles tel que l'équilibriception pour le sens de l'équilibre, la proprioception pour la prise de conscience des mouvements des membres du corps les uns par rapport aux autres et les sensations kinesthésiques définissant la mesure des forces et du poids des objets en contact avec la personne. Par analogie avec les sens d'une personne, une caméra donne des informations visuelles au robot sur son environnement, les cellules de charge fournissent des données sur l'intensité du contact entre le robot et ses alentours et les capteurs inertiels sont communément utilisés pour donner la position de l'objet auquel est attachée l'unité. De plus, le corps humain est composé de muscles pour le mouvement du squelette autour d'articulations et l'activation de plusieurs groupes musculaires conduit à des mouvements globaux pour l'accomplissement de tâches complexes comme la saisie d'objets ou bien le déplacement spatial de la personne. Les actionneurs d'un mécanisme entraînent également le mouvement du robot pour que celui-ci interagisse avec son environnement et effectue sa mission assignée.

Cette thèse cible en particulier l'étude sur les interactions physiques entre l'humain et le robot (*Physical Human Robot Interaction - pHRI*), par opposition aux interactions verbales, cognitives ou visuelles. Ce domaine fait appel en priorité au sens lié au toucher, défini par l'haptique, qui inclut les sensations tactiles et les sensations kinesthétiques. Le sens tactile fait référence aux capteurs proches de l'épiderme pour la collecte d'informations sur la température, les pressions légères ou la rugosité des matériaux tandis que les perceptions kinesthétiques sont liées aux sensations de forces et de couples mesurées par la tension des muscles impliquée dans l'interaction entre la personne et son environnement.

L'haptique est un champ de recherche intimement lié au domaine de la téléopération (GRIFFITHS et GILLESPIE, 2008). En effet, la téléopération désigne le contrôle à distance d'un mécanisme «esclave» à partir d'un mécanisme «maître», ce dernier étant manipulé par un opérateur. Un exemple de mécanisme faisant appel à la téléopération dans le domaine médical est le robot DaVinci¹ (cf. Figure 1) où la dextérité humaine est utilisée avec la précision du robot pour l'exécution d'une opération chirurgicale. Le chirurgien manipule le mécanisme maître et ce dernier transmet la nouvelle position de référence au mécanisme esclave en contact avec le corps du patient. Le retour visuel et le retour en force des outils provenant du mécanisme esclave sont renvoyés au niveau du système maître pour que l'opérateur évalue les actions à prendre en fonction des nouvelles informations reçues en temps réel. Cette séparation entre les mécanismes maître et esclave multiplie le nombre d'éléments nécessaires à la conception du système entier, mais elle améliore le confort du chirurgien pour son opération et facilite l'installation du patient avec l'appareil.

Dans le domaine militaire, médical et industriel, les exo-squelettes sont d'excellents exemples de mécanismes faisant appel au concept du *pHRI*. L'équipement développé chez Cyberdyne² et par la Darpa³ en Figure 2a et en Figure 2b augmente la charge utile portée par l'utilisateur. Les moteurs placés au niveau des articulations assistent l'utilisateur en reprenant une partie des efforts nécessaires pour vaincre le poids des objets à saisir, facilitant ainsi sa manipulation. Les éléments placés en parallèle des jambes de la personne soutiennent une partie du poids du corps et, par conséquent, diminuent les efforts fournis par la personne pour le maintien de sa posture ou pour entamer le mouvement de marche. Des exo-squelettes dits passifs exploitent l'utilisation de contre-poids ou de ressorts pour équilibrer la masse de l'effecteur et de la charge

1. Da Vinci Surgical System, Intuitive Surgical Inc. : www.intuitivesurgical.com
2. Cyberdyne Inc. : www.cyberdyne.jp
3. Defense Advanced Research Projects Agency : www.darpa.mil



(a) L'exo-squelette développé chez Cyberdyne² supporte une partie du poids de la personne en attachant celle-ci au niveau du bassin.



(b) L'exo-squelette motorisé développé par la Darpa³ possède une batterie à l'arrière du dos fournissant l'énergie aux actionneurs. Une charge peut être portée à bout de bras sans effort de la part de l'utilisateur.

FIGURE 2: Exo-squelettes actionnés pour l'augmentation des performances humaines.

à tenir et ont l'avantage de ne pas reposer sur l'utilisation de batteries, en général massives et limitées en terme d'autonomie. La Steadicam⁴ utilisé dans le monde du cinéma (cf. Figure 3a) déporte la saisie de la caméra au niveau du bassin et des épaules, libérant ainsi les mains afin de manipuler plus aisément l'orientation de l'appareil. De même, l'utilisation de contre-poids comme en Figure 3b rapproche le centre de gravité du mécanisme vers celui de l'utilisateur, diminuant ainsi la fatigue liée à la tenue de l'outil ainsi que le risque de blessure.

La coopération humain-robot tente donc de tirer des avantages des deux parties. La raideur des matériaux et la puissance des actionneurs du mécanisme compensent les limites physiques de l'utilisateur alors que l'agilité de l'opérateur est mise en valeur pour la réalisation de travaux nécessitant un doigté particulier. La thèse explore l'interaction entre un utilisateur et un environnement virtuel via un mécanisme haptique. Une telle interface complète le retour visuel et auditif d'un milieu modélisé par ordina-

4. Tiffen : www.tiffen.com



(a) L'exo-squelette passif Steadicam⁴, développé dans le monde du cinéma par la société Tiffen, améliore la stabilité de la caméra en réduisant les mouvements verticaux liés à la marche de l'utilisateur.



(b) L'exo-squelette passif pour la maintenance développée chez Lockheed Martin⁵ réduit le poids apparent des outils et par conséquent la fatigue liée à leur manipulation.

FIGURE 3: Exo-squelettes passifs basés sur le stockage d'énergie potentielle élastique ou de gravité.

teur en appliquant des forces et des sensations tactiles (chaleur, vibrations, rugosité) à l'utilisateur. Celui-ci manipule l'effecteur du système mécanique et déplace un avatar pour interagir avec l'environnement virtuel. Les forces d'interaction sont retransmises à l'utilisateur via l'interface haptique et simule ainsi le toucher avec les surfaces de l'environnement virtuel en empêchant l'utilisateur de poursuivre son mouvement dans la direction de la contrainte. Le retour de force augmente donc l'immersion de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. À titre d'exemple, dans le domaine vidéo-ludique, l'utilisation d'un joystick améliore l'expérience de jeu en rendant plus intuitive la commande d'un véhicule. Cependant, avec un appareil possédant un dispositif de retour de force, la dynamique rendue par l'environnement virtuel se rapproche de celle de la

5. Lockheed Martin : www.lockheedmartin.com



FIGURE 4: PhantomOmni⁶ : une interface haptique à 6 degrés de liberté (MASSIE et SALISBURY, 1994).

réalité physique. Le mécanisme haptique Phantom Omni⁶ (cf. Figure 4) est un mécanisme possédant six degrés de liberté pour un déplacement dans les trois rotations et translations (MASSIE et SALISBURY, 1994). Ainsi, le mécanisme applique des forces et des couples dans ces directions pour la simulation d'objets virtuels en trois dimensions. Ce type d'appareil compact est approprié pour la simulation et l'entraînement d'opérations chirurgicales (MA et BERKELMAN, 2006). L'environnement virtuel tente de générer des forces et des textures fidèles à la réalité physique via l'interface haptique afin de préparer de manière plus exhaustive un utilisateur à une opération en condition réelle. De manière plus générale, le retour haptique d'objets virtuels à l'aide d'une interface haptique rend tangible ces objets en fournissant à l'utilisateur une information sur le poids, la structure et la taille des composants virtuels.

Les mécanismes à échelle relativement réduite appliquent des forces dont l'ordre de grandeur est proche de la force appliquée par le bras humain seul, sans le poids du corps pour augmenter la force appliquée sur l'effecteur. Le rendu d'environnement virtuel impliquant la totalité du corps de la personne nécessite des mécanismes haptiques à plus grande échelle avec des actionneurs plus puissants générant des efforts plus importants à l'effecteur pour supporter le poids de la personne. L'immersion dans l'environnement virtuel est d'autant plus accrue car une plus grande partie du corps de l'utilisateur est impliquée dans la boucle de contrôle du système global. La personne interagit alors avec l'environnement virtuel sous forme de navigation et explore ses environs comme il le ferait dans la réalité physique. Les simulateurs de véhicules sont des applications typiques de mécanismes haptiques pour la navigation en environnement virtuel. Les forces inertielles pour la simulation d'accélération et de virages sont générées à l'aide de l'accélération gravitationnelle en penchant le simulateur dans les directions adéquates.

6. Geomagic Touch : www.geomagic.com

Cette thèse s'intéresse en particulier aux interfaces de locomotion pour la navigation à l'aide du mouvement de marche. La marche est un mouvement exécuté de manière naturelle et sans avoir besoin d'y penser. Il est considéré comme mature lorsque la perte d'énergie entre chaque pas est limitée et s'acquiert en moyenne à l'âge de trois ans (SUTHERLAND et al., 1980). Cependant, lorsqu'il devient difficile d'interagir avec le milieu proche à la suite d'évènements défavorables (maladie, vieillesse, accident), la recherche d'une solution technologique afin de palier ce manque mène au développement de nouveaux outils et d'installations innovantes afin de soutenir et réduire les fonctions faisant défaut. Dans le cadre de la réadaptation, l'utilisation d'une interface de locomotion pour la simulation de la marche dans un environnement virtuel diminue les contraintes de temps et d'espace ainsi que la fatigue des praticiens grâce à l'automatisation des exercices de rééducation, souvent qualifiés comme répétitifs et éprouvants physiquement pour les patients comme pour les thérapeutes.

Les interfaces de locomotion (cf. Figure 5) pour la simulation de la marche sont partagées en deux familles composées des tapis de course et des mécanismes basés sur deux pédales accueillant les deux pieds de l'utilisateur (HOLLERBACH et al., 2005). Les tapis de course génèrent facilement l'espace infini nécessaire à la répétition des exercices de réadaptation grâce à la courroie déplaçant l'utilisateur dans la direction opposée à son mouvement. Des essais cliniques de sujets atteints de lésions de la moelle épinière ont montré des résultats bénéfiques à l'utilisation de ce type d'appareil (TIMOSZYK et al., 2003). Les modèles de tapis bi-directionnels comme l'*Omni-directional treadmill* (DARKEN et al., 1997) ou le *Torus Treadmill* (IWATA, 1999a; IWATA, 1999b) proposent un déplacement frontal et latéral, autorisant ainsi l'opérateur à évoluer dans les deux directions du plan. Le Lokomat⁷ (JEZERNIK et al., 2003) est un mécanisme axé pour la réadaptation en vente dans le commerce (cf. Figure 5a). Il propose un harnais de soutien pour alléger le poids que la personne supporte avec ses propres jambes. De plus, deux mécanismes motorisés placés en parallèle des jambes de l'utilisateur enseignent le mouvement et la cadence correcte du mouvement de la marche afin d'améliorer l'apprentissage du mouvement. Cet exo-squelette demande néanmoins un temps de calibration pour chaque patient et un travail d'ajustement pour les thérapeutes afin d'installer la personne dans le mécanisme. Les interfaces de locomotion basées sur deux pédales, quand à elles, accueillent les pieds de l'utilisateur et leur fonctionnement se rapproche de celui des vélos elliptiques sur lequel l'utilisateur est debout sur les deux pédales et exécute le mouvement cyclique imposé par l'architecture du mécanisme. L'ajout d'ac-

7. Hocoma : www.hocoma.com



(a) Lokomat⁷ : une interface de locomotion développée par la société Hocoma pour la réadaptation de la marche basée sur un tapis de course.



(b) Le G-EO System⁸, développé par la société Reha Technology, est un mécanisme basé sur deux effecteurs pour la simulation de la marche et du mouvement d'escalier.

FIGURE 5: Interfaces de locomotion pour la simulation de la marche.

tionneurs et de degrés de liberté supplémentaires multiplie les exercices disponibles. En particulier, le mouvement de marche d'escaliers constitue un exercice de réadaptation pertinent dû à sa présence naturelle dans les environnements urbains. Le système G-EO⁸ (HESSE et al., 2010 ; TOMELLERI et al., 2011), également en vente dans le commerce, propose de contrôler seulement les pieds de l'utilisateur et de laisser le choix de la mobilité des autres membres impliqués dans la marche (cf. Figure 5b).

Des essais cliniques soulignent les effets positifs liés à l'utilisation de ces mécanismes pour des exercices de réadaptation (ROBERTSON et al., 2010 ; HUSSEIN et KRÜGER, 2011). En effet, l'avantage des interfaces de locomotion par rapport aux exercices usuels de réadaptation est la possibilité pour les thérapeutes de rester dans le voisinage du patient pendant que celui-ci répète aussi souvent que nécessaire ses exercices d'apprentissage. Le support du poids via un harnais et l'aide apportée par le mouvement des effecteurs entraînant le mouvement de marche allège une partie du travail physique des thérapeutes et plus d'attention peut être mise sur le côté psychologique de la réadaptation. Les États-Unis comptent 50 millions de personnes touchées par un handicap et les pays asiatiques comme la Corée ou le Japon enregistrent un vieillissement de leur population avec une moyenne de 36% d'individus qualifiés comme personne âgée, correspondant à 60 millions d'individus (VAN DER LOOS et REINKENSMeyer, 2008). Le développement des interfaces de locomotion pour la marche est donc une solution technologique adéquate afin de traiter le bassin de population grandissante présentant un besoin de réadaptation des membres inférieurs avec un personnel qualifié en nombre limité.

Cheminement de la thèse

Dans un premier temps, la thèse analyse le fonctionnement de la marche humaine et détermine les éléments clefs en terme cinématique et dynamique pour finalement présenter la conception de l'interface de locomotion. Le mécanisme est basé sur deux effecteurs dont les mouvements sont transmis grâce à un système de courroies découplé, rendant ainsi le mouvement de translations horizontales et verticales indépendant dans le plan sagittal. Ensuite, la thèse analyse la gestion des phases de la marche avec l'interface de locomotion. La phase d'élanement et la phase d'appui nécessitent un comportement différent de la part de la plateforme. L'impédance de la plateforme dans la direction horizontale doit être minimale afin de laisser l'utilisateur avancer son pied naturelle-

8. Reha Technology : www.rehatechnology.com

ment sous peine de troubler son équilibre. À l'inverse, les effecteurs doivent montrer une forte rigidité pour la simulation du sol virtuel sur lequel s'appuie la personne. Les algorithmes de commande en force et en position sont présentés ainsi que les améliorations du mécanisme pour combler les limites de l'interface de locomotion. Finalement, la dernière partie introduit la navigation de l'utilisateur en environnement virtuel ainsi que les algorithmes d'annulation de mouvement nécessaires pour la simulation d'espaces infinis représentés par des surfaces planes ou composées par des marches d'escalier.

Première partie

Analyse des exigences cinématiques et dynamiques de la marche pour la conception d'une interface de locomotion

Chapitre 1

Analyse de la marche

«If you can't fly then run, if you can't run then walk, if you can't walk then crawl, but whatever you do, you have to keep moving forward.»

— Martin Luther King Jr.

Résumé

Cette première partie de la thèse décrit les éléments clefs de la bipédie humaine et établit les données cinématiques et dynamiques à respecter par les effecteurs de l'interface de locomotion pour la simulation d'une expérience de marche proche de celle d'une personne sur le sol physique.

Dans un premier temps, le chapitre introduit les objectifs des études cliniques liées à la marche afin de placer le contexte de la conception d'une plateforme de marche. Ensuite, les phases clefs de la marche, à savoir la phase d'élanement et la phase d'appui, sont décrites. Chacune des phases présente des caractéristiques physiques et dynamiques du mouvement du pied à respecter par l'interface de locomotion. Finalement, le mouvement de la marche en escalier est introduit pour conclure la liste des requis nécessaires pour la conception de la plateforme de marche.

1.1 Introduction

La marche est un mode de déplacement appris dans les premiers stades de la vie. Historiquement, la bipédie se caractérise par une augmentation de la rigidité des membres postérieurs et à la perte de leurs capacités préhensiles afin de libérer les membres supérieurs. Il en résulte d'une élévation du centre de gravité ainsi que de la hauteur du regard pour observer un horizon plus large et prévenir des dangers potentiels avec une plus grande efficacité. La bipédie n'est pas propre à l'être humain, les oiseaux comme les autruches, les canards et d'autres mammifères comme les singes ou les kangourous partagent également ce mode de déplacement. La différence biologique se trouve sur le positionnement du trou occipital du crâne par lequel passe la moelle épinière qui est situé en arrière chez ces espèces animales et plus en avant chez les êtres humains. Cette nuance de position participe à une élévation supplémentaire de la posture et l'augmentation du champ de vision. La bipédie et l'amélioration de la dextérité des membres supérieurs ont participé à la création d'outils, à l'échange de produits entre individus et, par conséquent, à la fondation des sociétés que nous connaissons aujourd'hui.

La marche a pour fonction principale le rapprochement spatial entre la position actuelle de la personne vers un objectif, symbolisé par un autre individu, un objet ou une destination. L'exploration d'un nouveau milieu, l'avancée vers un semblable ou l'atteinte d'un objet hors de portée immédiate implique le déplacement du corps, d'où l'importance de cette fonction motrice. Un problème affectant cette capacité conduit à

une dépense d'énergie supplémentaire pour mener l'action à bien et, le cas échéant, à une forme d'isolement. Avant de devenir un mouvement naturel, la marche nécessite un temps d'apprentissage enseigné durant la jeune enfance : à partir de 3 ans (SUTHERLAND et al., 1980), la marche de l'enfant est considérée comme mature. Après une succession d'essai-erreur, l'enfant est capable d'effectuer une marche stable et efficace en terme d'économie d'énergie. Ce constat souligne l'existence d'actions sous-jacentes nécessaires au bon fonctionnement global de la marche. Le mouvement complet implique la coordination de plusieurs membres comme la rotation de la jambe autour de la hanche, du genou et de la cheville afin d'éviter la traînée du pied à terre et afin d'amortir le choc lors de la réception du poids sur la jambe d'appui. Ces actions élémentaires sont apprises tôt dans la vie d'un individu et doivent être enseignées à nouveau aux personnes ayant subi un accident demandant un arrêt temporaire de la mobilité. Comme pour tout type d'apprentissage, la réadaptation de la marche est bâtie sur des exercices longs et répétitifs. Plusieurs thérapeutes sont mobilisés pour l'enseignement du mouvement à une personne adulte afin de gérer le poids des jambes et du tronc. Ces exercices ont pour but l'apprentissage et l'automatisation de ces sous-fonctions liées au mouvement de la marche (PERRY et BURNFIELD, 2010).

1.2 Objectifs des études cliniques liées à l'analyse de la marche

L'analyse de la marche a pour but d'étudier le mouvement d'une personne lors de son déplacement afin d'en comprendre le fonctionnement et d'améliorer les performances physiques à des fins d'optimisation et dépassement des compétences humaines ou bien à des fins en réadaptation pour acquérir de nouveau une fonction non utilisée pour cause de blessures physiques ou mentales (VAN DER LOOS et REINKENSMEYER, 2008). Typiquement, l'analyse de la marche est utilisée à des fins de réadaptation pour des personnes possédant une déficience affectant le mouvement ou pour augmenter l'efficacité du mouvement en terme de vitesse et d'endurance dans le domaine du sport (DAVIS, 1988). Dans le cadre de la réadaptation, le défaut de cette fonction primaire affecte particulièrement les activités usuelles de vie. Le fait de saisir un objet hors de portée de main requiert un effort physique et mental plus important et l'isolement social est une conséquence directe de cette diminution du mouvement. Ainsi la recherche clinique a pour but d'identifier ces problèmes et d'y apporter une solution technologique ou cognitive.

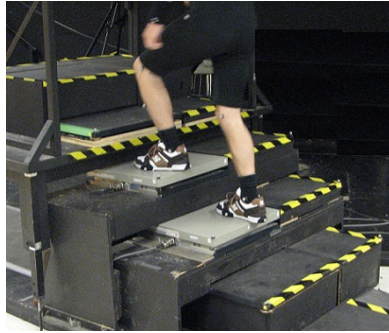
L'étude du mouvement a été grandement facilitée à l'aide du développement des appareils photographiques et des vidéo caméras permettant de capturer le mouvement d'une personne de manière simple, rapide et économique afin d'en exposer les détails non visibles à l'œil nu grâce à une visualisation image par image, au ralenti et même en sens inverse. Le plan frontal et le plan sagittal sont les angles de vue les plus pertinents pour l'étude du mouvement. L'installation à base de caméras limite les répétitions du mouvement de marche. Ainsi, la personne évalue elle-même sa propre démarche avec un regard extérieur pour finalement entreprendre les ajustements nécessaires à améliorer. D'autres appareils complètent les capteurs facilitant l'étude du mouvement (cf. Figure 1.1) et peuvent être catégorisés en trois groupes (HERRAN et al., 2014) :

- Les capteurs basés sur la vision enregistrent des données cinématiques de la marche. Un traitement de l'image efface l'arrière-plan pour récupérer seulement la démarche du sujet. L'information sur la profondeur est obtenue avec différentes méthodes comme la vision stéréoscopique qui utilise deux caméras pour former une image en trois dimensions de la scène filmée. L'utilisation d'une caméra thermique mesurant les émissions de chaleur ou bien l'utilisation d'une caméra à émission de lumière structurée de type Kinect¹ donne directement l'information de la profondeur à l'aide d'un seul appareil. L'utilisation de marqueurs passifs ou actifs placés sur les éléments clés du corps de la personne fournit les données cinématiques de manière plus précise qu'un enregistrement vidéo seul. Les compagnies telles que VICON² (cf. Figure 1.1a) ou Optotrak³ offrent ce type de systèmes de mesures. L'avantage des marqueurs passifs est l'absence de batteries à porter par l'utilisateur. La calibration doit être effectuée en début de séance pour que l'ordinateur identifie chaque marqueur et les vêtements de la personne ne doivent pas contenir d'éléments réfléchissants sous peine d'être confondus avec un marqueur du système de vision. Les marqueurs actifs, quand à eux, possèdent un label reconnaissable éliminant ainsi le problème de confusion des marqueurs rencontrés avec le système passif.
- Les chemins instrumentés, tels que les marches d'escalier instrumenté avec des capteurs de force AMTI⁴ (cf. Figure 1.1b), sont des parcours équipés de cellules de charge au niveau du sol qui enregistrent la force d'interaction entre le pied de l'utilisateur et le plancher lors de la phase d'appui, phase durant laquelle le pied de la personne est en contact avec le sol. Ces capteurs sont différenciés en deux

1. Microsoft Kinect Sensor : www.microsoft.com
2. Motion Capture Systems VICON : www.vicon.com
3. Optotrak Certus Motion Tracking : certus.ndigital.com
4. AMTI Six-axis Force Sensors : amti.biz



(a) Caméra Vicon² pour la capture de mouvement avec des marqueurs passifs.



(b) Marches d'escalier instrumentées avec des capteurs de force AMTI⁴.



(c) Système de capteurs inertiels Xsens⁵.

FIGURE 1.1: Instruments pour la saisie de données de la marche humaine.

catégories. Les capteurs de pression donnent une information sur l'intensité de l'effort sans pour autant en donner la direction. Ils sont utiles pour l'obtention de la répartition de la pression sur l'ensemble de la plante de pied. En complément de ces informations, les capteurs de force donnent la direction de la force d'interaction, en particulier les composantes verticale et latérale qui caractérisent la direction vers laquelle l'utilisateur souhaite se diriger.

- Les capteurs portatifs (cf. Figure 1.1c) libèrent l'utilisateur de la contrainte des espaces clos grâce à des appareils à batterie enregistrant des données similaires aux capteurs décrits précédemment. Des capteurs de pression placés sous la semelle de la chaussure enregistrent les informations dynamiques comme le feraient les chemins instrumentés. La capture de mouvement s'effectue à l'aide de capteurs inertiels (par exemple, Xsens Technologies⁵) placés sur différents membres pour enregistrer leurs accélérations ainsi que leurs vitesses et leurs positions par un procédé d'intégration. L'utilisation de goniomètres fournit la position angulaire des articulations. Finalement, les électromyogrammes enregistrent l'activité musculaire et détectent les fonctionnements anormaux des éléments moteurs de la marche.

Ces appareils enregistrent les données clés de la marche telles que la cadence, la longueur et la vitesse des pas, l'amplitude du mouvement des articulations, l'intensité de

5. Xsens 3D motion tracking : www.xsens.com

l'impact entre le sol et le pied du sujet ainsi que l'intensité musculaire de la marche. Ces informations sont ensuite comparées à une base de données de sujets sains afin de repérer les anomalies potentielles détectées lors du traitement des sujets. Les informations recueillies peuvent également être utilisées à des fins d'optimisation de mouvement dans le cadre d'une performance athlétique.

L'analyse de la marche est utilisée principalement pour deux domaines de recherche (LEVINE et al., 2012) : l'évaluation clinique de la marche et la recherche "fondamentale" sur la marche. Le premier aspect cherche directement à aider de manière individuelle le patient en analysant la forme de sa marche et à la corriger le cas échéant. Le second tente d'approfondir la compréhension du mouvement pour une connaissance plus approfondie de la bipédie humaine et pour le développement de meilleurs traitements. Les deux domaines d'étude se chevauchent et s'enrichissent mutuellement : pour améliorer les pratiques des thérapeutes et des patients, un laboratoire de recherche se charge d'entreprendre le développement d'une solution technologique et son évaluation est ensuite effectuée en condition clinique auprès des praticiens et des patients afin de vérifier sa pertinence.

La conception de la plateforme de marche demande de connaître les outils et les méthodes utilisés dans l'analyse de la marche et la pertinence de sa fabrication doit être confirmée par l'examen de résultats de recherches cliniques. L'utilisation d'un tapis de course instrumenté avec des capteurs d'effort et sa comparaison avec le mouvement effectué sur le sol se concluent par des différences minimales en terme cinématique et dynamique (RILEY et al., 2007). La conception d'une interface de locomotion est donc appropriée pour la réadaptation si celle-ci se rapproche du fonctionnement d'un tapis de course. D'après l'examen des capteurs énoncés, l'utilisation de capteurs d'efforts au niveau des effecteurs et de vidéo caméras sont des outils essentiels pour étudier le mouvement de l'utilisateur sur la plateforme. De plus, l'usage d'un harnais pour soutenir partiellement le poids de l'utilisateur montre une amélioration de l'apprentissage du mouvement (VISINTIN et al., 1998) grâce à la réalisation d'un cycle de marche plus propre comparativement à des personnes devant supporter leur poids en entier. Finalement, l'intégration du mouvement de marche d'escalier avec l'interface de locomotion complète la réadaptation de la marche standard par ses différences cinématiques et dynamiques (NADEAU et al., 2003) et par sa présence dans la vie quotidienne. Cependant, les différences de mouvement entre l'interface de locomotion et la marche standard sont également à anticiper, comme avec le G-EO System basé sur deux effecteurs (HESSE et al., 2010) présenté en introduction.

1.3 Description des phases de la marche

1.3.1 Phase d'élanement et phase d'appui

La marche est un mouvement cyclique faisant intervenir les rotations de la hanche, des genoux et des chevilles pour le déplacement du corps. Le motif du mouvement se répète jusqu'à parvenir à la destination désirée. La description des différentes phases de la marche identifie les fonctionnalités de chaque étape du cycle et donne ainsi les exigences nécessaires pour la conception de la plateforme de marche. Cette section porte sur l'étude des phases de la marche en ligne droite chez une personne saine ne comportant pas de trouble du mouvement. Les personnes atteintes d'arthroses ou de paralysies locales accommodent leur mouvement et celui-ci diffère du mouvement générique.

Le mouvement élémentaire du cycle s'appelle une enjambée et celle-ci est composée de deux pas effectués par une jambe puis par sa jambe opposée (PERRY et BURNFIELD, 2010). Par exemple, le premier pas s'effectue avec l'élanement de la jambe gauche avec le pied droit en appui puis le deuxième pas s'effectue avec l'élanement de la jambe droite avec le pied gauche en appui. L'analyse d'une seule jambe durant une enjambée montre donc que celle-ci subit deux phases distinctes : la phase d'appui et la phase

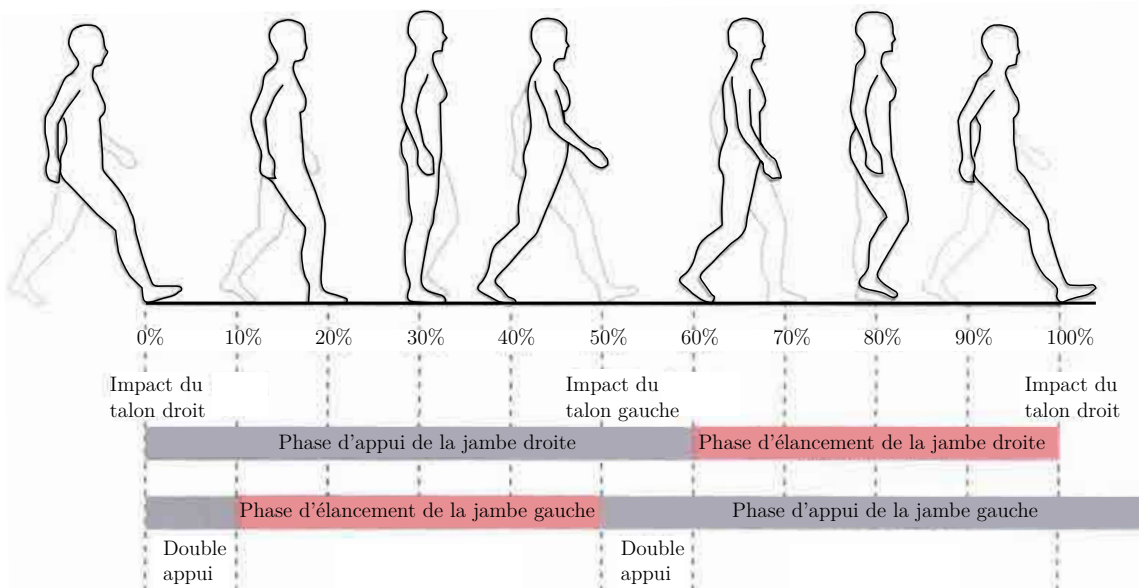


FIGURE 1.2: Description des phases de la marche. Un cycle entier commence par la phase d'appui d'une jambe, se poursuit avec la phase d'élanement et se termine avec le début d'une nouvelle phase d'appui du même membre (NEUMANN, 2002).

d'élanement. La phase de double appui est la période durant laquelle les deux pieds de la personne sont en contact avec le sol. Une enjambée est donc divisée en trois phases présentées en Figure 1.2 :

- La phase d'élanement, ou *swing phase*, correspond à 40 % du cycle. Le pied de la personne est au-dessus du sol sans contact avec celui-ci. Le mouvement part de l'arrière et s'élançait vers l'avant. Le talon décolle du sol et les orteils émettent une propulsion pour l'accélération initiale de la jambe et du centre de gravité global du corps. Le genou est fléchi pour éviter la traînée du pied au sol lors du passage de la cuisse de l'arrière à l'avant du corps. Le genou s'étend ensuite, le pas s'allonge et la jambe s'apprête à réceptionner le poids du corps pour le début de la phase d'appui. Cette avancée de la jambe prévient la chute de la personne lorsque son corps avance avec l'impulsion initiale.
- La phase d'appui, ou *stance phase*, correspond à 60 % du cycle. La phase d'appui commence avec la réception du poids du corps. La jambe reste tendue et raide pour supporter le poids du tronc. La rotation du corps autour du pied se déroule ensuite en 4 étapes. Premièrement, le talon absorbe le choc du poids de la personne avec le sol et le pied tourne autour de celui-ci pour se retrouver dans une position aplati au sol. Ensuite, la jambe tourne autour de la cheville, faisant passer le poids du corps de l'arrière du pied vers l'avant. La fin du mouvement est caractérisée par une rotation autour de l'articulation métatarso-phalangienne (zone du pied située juste avant les orteils) et d'une rotation autour du gros orteil, finissant ainsi la phase d'appui par une impulsion projetant la jambe vers sa nouvelle phase d'élanement.
- La phase du double appui, ou *double stance phase*, correspond à 20 % du cycle. Il s'agit d'une sous-période de la phase d'appui. Durant cette période, les deux jambes sont en contact avec le sol. La jambe amorçant la phase d'appui est en contact avec le sol via le talon, la jambe quittant cette phase commence le mouvement d'élanement avec la rotation autour des orteils. La période complémentaire à la phase de double appui est la phase en appui simple —c'est-à-dire avec une seule jambe en contact avec le sol— et dure 40 % du cycle de marche.

1.3.2 Les facteurs de Gage

Les deux phases, d'élanement et d'appui, s'enchaînent de manière alternative et inversement synchronisée entre les deux jambes : lorsqu'une est en phase d'appui, l'autre est en phase d'oscillation avec la transition du double appui marquant le début et la

fin de chaque phase. Les cinq facteurs de Gage (GAGE, 1993) définissent les critères à respecter afin d’effectuer un mouvement de marche adéquat :

- La stabilité en phase d’appui : ce critère est basé sur la rigidité de la jambe d’appui pour le support du poids de la personne mais aussi la qualité du sol sur lequel le pied est posé. Une surface glissante et bancal affecte la marche en déstabilisant l’individu (CHAM et REDFERN, 2002). Dans le cadre d’une plateforme de locomotion, l’effecteur doit développer une force importante rapidement tout en restant stable pour accepter rapidement le poids de la personne sans instabilité de l’effecteur.
- L’absence d’accrochage de pied pendant l’oscillation : un objet se trouvant dans la trajectoire du pied est un potentiel danger à l’équilibre de la personne. Lors de la phase d’élanement, la transparence de l’effecteur est essentielle afin d’éviter d’altérer le mouvement et l’équilibre de l’utilisateur.
- Le pré-positionnement correct du pied en fin de phase d’élanement : avant d’amorcer la phase d’appui, le pied se pré-positionne afin d’établir un support stable. La réception du pied avec le talon et l’orientation du pied légèrement ouvert vers l’extérieur prépare la rotation de la jambe autour du pied mais aussi la rotation de la jambe autour du bassin. En effet, le tronc de l’utilisateur reste à la verticale durant la phase d’appui, l’ouverture du pied favorise la rotation de la jambe autour du bassin en conservant le centre de gravité du corps plus bas.
- La longueur adéquate des pas : ce paramètre est directement lié à la longueur de la plateforme de locomotion. Une interface avec une longueur limitée oblige la personne à faire des pas plus courts que la normale et conduit à une marche non standard et non intuitive.
- La conservation d’énergie lors de l’enchaînement des cycles : ce critère regroupe les quatre notions précédentes et correspond à la fonction objective à minimiser lors de la correction des troubles de la marche. Ce critère est évalué par la mesure de la consommation d’oxygène durant le mouvement. À titre d’exemple, un enfant présentant un trouble moteur cérébral consomme jusqu’à trois fois plus d’oxygène pour effectuer le mouvement de marche (PERRY et BURNFIELD, 2010).

1.3.3 Les fonctions de la marche

Les parties du corps impliquées dans le mouvement de la marche sont le tronc, le bassin, la cuisse, le genou, l’avant-jambe, la cheville et le pied. Une coordination de tous ces éléments forme le mouvement associé à la marche pour l’avancée du centre de gravité

de la personne vers l'avant. La phase d'appui et la phase d'élanement sont divisées en sous-parties définies par des caractéristiques dynamiques et cinématiques des éléments de la jambe et ayant pour but de remplir une fonction pour optimiser le recyclage d'énergie du mouvement. Les trois fonctions à satisfaire pour effectuer une enjambée complète sont les suivantes (PERRY et BURNFIELD, 2010) :

- L'acceptation du poids organise la jambe pour absorber le choc de l'impact du pied avec le sol. Le poids du corps est transféré de la jambe d'appui précédente à la nouvelle phase d'appui encore instable. Le contact initial caractérise le début de cette fonction. La jambe est tendue et le contact avec le sol s'effectue avec le talon. S'ensuit alors le transfert de poids : le centre de gravité avance et le poids du corps est soutenu par le nouveau pied d'appui. La rotation du pied s'effectue au niveau du talon et celui-ci finit par s'aplatir sur le sol. Le genou est fléchi pour absorber le choc entre le pied et le sol. Les deux pieds sont toujours en contact avec le sol, mais la jambe opposée est sur le point d'amorcer la phase d'élanement. L'impact maximal du poids se produit durant cette phase avec une force sur le sol d'environ 120% du poids de l'individu (PERRY et BURNFIELD, 2010).
- Le support en appui simple est défini par le support du poids par une seule jambe. Pendant cette période d'appui intermédiaire, le pied en phase d'élanement passe de l'arrière du centre de gravité du corps vers l'avant. La rotation du mouvement s'effectue au niveau de la cheville et le genou s'étend à nouveau. Le centre de gravité du corps est à sa hauteur maximum ainsi que son énergie potentielle.

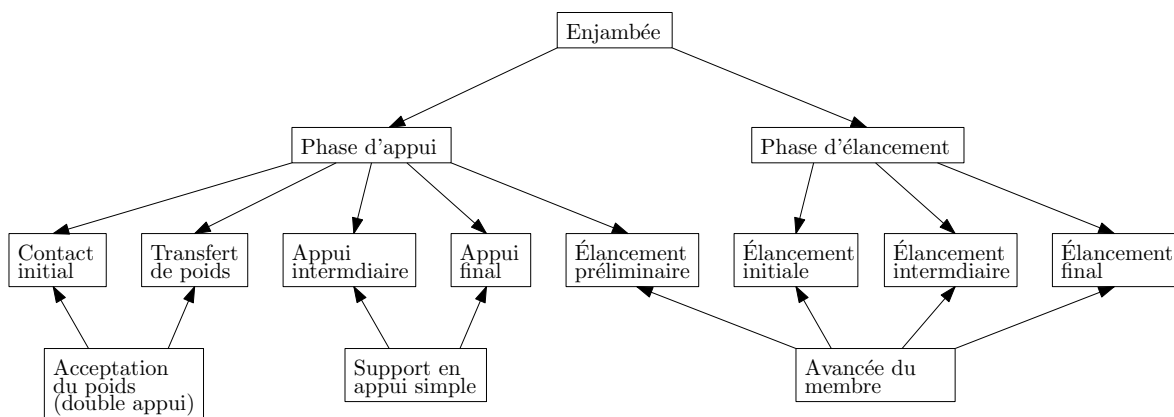


FIGURE 1.3: Fonction des phases de la marche. La phase d'élanement sert principalement à l'avancée de la personne. La phase d'appui est le support pour que la jambe opposée s'élève au dessus du sol. La phase de double appui est la transition durant laquelle le transfert de poids s'opère.

L'appui final conclut la fonction de support en appui simple. Le corps pivote autour de l'articulation métatarsophalangienne (articulation entre les phalanges des pieds et des orteils) et le centre de gravité passe au devant du pied. Le talon décolle du sol et la jambe s'apprête à amorcer la phase d'élanement tandis que le pied opposé entame sa phase d'appui. L'intensité du contact pour le départ en phase oscillante du pied est de 120 % du poids du corps correspondant à une intensité similaire à l'impact talon-sol lors du contact initial.

- L'avancée du membre se caractérise par le début de la phase oscillante. L'élanement préliminaire engage le transfert de poids vers le pied opposé commençant la phase d'appui. Le pied termine sa rotation autour des orteils, le genou se fléchit et la jambe est prête à partir pour l'élanement initial. Le genou se fléchit davantage afin d'éviter le frottement entre le pied et le sol. La phase intermédiaire de l'élanement se caractérise par le passage de la jambe à l'avant du centre de gravité. L'inertie du pied entraîne l'élongation de la jambe et la flexion des hanches. La phase finale de l'élanement se conclut par une préparation du pied au contact initial avec le sol avec une flexion dorsale du pied pour s'assurer du roulement du talon sur le sol.

1.3.4 Les déterminants de la marche

La marche est donc une succession d'une phase d'appui et d'une phase d'oscillation ayant pour conséquence de faire avancer le centre de gravité de la personne. Afin de définir la marche comme saine et efficace en terme d'énergie, six déterminants ont été définis (SAUNDERS et al., 1953) comme référence pour évaluer les irrégularités du mouvement. Ces déterminants ont pour but de minimiser le mouvement vertical et latéral du centre de masse tout en adoucissant le caractère discontinu de la marche. En effet, durant le cycle de marche, le centre de gravité possède une hauteur minimale lors de la phase de double appui et une hauteur maximale lorsque la jambe en simple appui est perpendiculaire au sol. La transition entre deux pas n'est pas parfaitement continue. En effet, le changement d'une jambe à l'autre engendre un instant durant lequel le centre de masse est à l'arrêt. Les critères observables pour évaluer la marche sont définis par l'analyse des membres inférieurs suivants :

- La rotation du bassin autour de la colonne vertébrale agit sur l'amplitude minimale du mouvement verticale du centre de gravité en diminuant la chute du bassin.
- La rotation du bassin selon un axe perpendiculaire au plan frontal agit cette fois-

ci sur le maximum de l'amplitude du mouvement vertical en diminuant l'élévation du bassin à son point culminant.

- La flexion du genou pendant la phase d'appui diminue également le maximum d'amplitude lorsque le centre de masse passe au-dessus du membre porteur.
- La rotation du genou et la rotation de la cheville sont deux critères agissant sur le lissage du mouvement du centre de masse donnant à celui-ci une allure sinusoïdale. Le passage de la pleine extension de la jambe en début de la phase d'appui à une flexion rapide des articulations du genou et de la cheville réduit la discontinuité du mouvement ainsi que le coût énergétique de la marche.
- Finalement la forme de la jambe diminue le déplacement latéral du centre de masse. Lors du cycle, le centre de masse se déplace latéralement et la projection de sa position se situe au dessus du pied d'appui. Deux jambes parfaitement parallèles produisent un déplacement dont l'amplitude est égale à la taille du bassin soit environ 14 cm crête à crête. La fermeture de l'angle entre le bassin et le fémur rapproche la position des deux pieds et diminue le déplacement latéral du centre de masse.

L'interaction avec la plateforme de marche s'effectue via les pieds de l'utilisateur. La connaissance de la dynamique et de la cinématique lors de chaque phase donne une information sur les dimensions nécessaires aux effecteurs de l'interface de locomotion.

1.4 Modélisation de l'humain lors de la marche

1.4.1 Modélisation de la bipédie

Le mouvement de la marche se déroule majoritairement dans le plan sagittal montré en Figure 1.4 dans lequel s'effectue la rotation des hanches, du genou, de la cheville et du complexe des pieds avec le sol pour élaner le centre de gravité vers l'avant. La marche humaine sur deux jambes est définie comme un mouvement dynamique en opposition avec une marche statique où la projection du centre de gravité au sol doit être située dans l'aire définie par les pieds d'un bipède, par exemple un robot. Les accélérations et les forces inertielles sont limitées avec ce dernier type de mode sous peine de voir le robot rompre son équilibre statique et potentiellement de chuter. Le robot peut arrêter son mouvement à tout instant du cycle sans craindre d'être déséquilibré mais la marche est lente et le recyclage de l'énergie cinétique peu efficace. La marche dynamique, quant à elle, repose sur un transfert d'énergie cinétique et d'énergie potentielle, avec un balancement continu du centre de gravité d'un membre à l'autre. Le déplacement

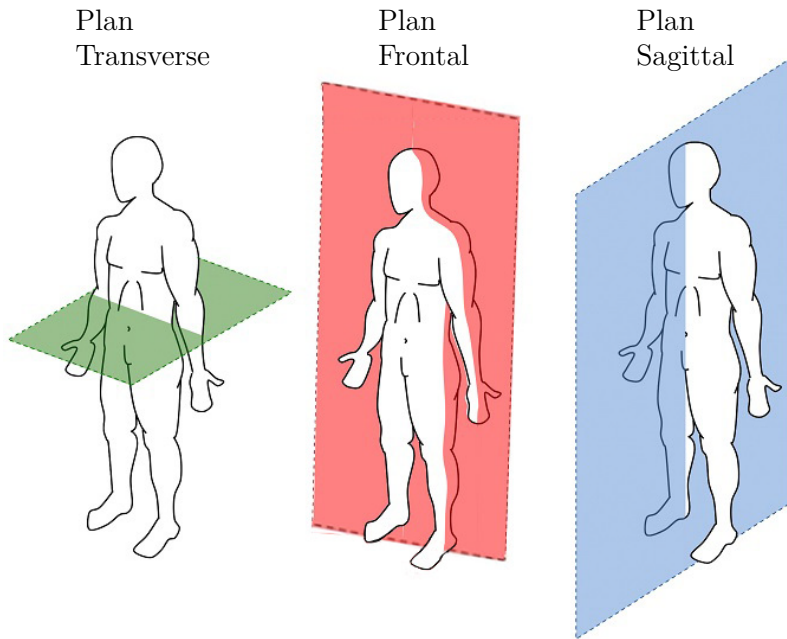


FIGURE 1.4: Définition des plans de la marche.

est généré non pas par l'énergie d'actionneurs transportant le centre de gravité mais grâce aux forces inertielles des membrures ayant pour effet la chute perpétuelle mais contrôlée du centre de gravité vers l'avant. La marche est efficace en terme d'énergie car l'élan du mouvement précédent est recyclé pour effectuer le mouvement suivant.

Les robots marcheurs passifs démontrent l'efficacité du recyclage d'énergie du mouvement de la marche en utilisant des systèmes non-actionnés pour faire avancer des mécanismes bipèdes, comme montrés en Figure 1.5. Un premier modèle de robot bipède est représenté par un système où chaque jambe est représentée par un pendule simple (MCGEER, 1990a). Deux barres raides sont attachées à un axe de rotation représentant la hanche et les pieds sont en forme d'arcs de cercle pour rouler sur le sol et simuler la rotation du pied lors de la phase d'appui (cf. Figure 1.5a). Sur un terrain légèrement en pente et avec une légère impulsion initiale, le mécanisme descend sans actionnement comme le ferait un tube roulant sur une pente descendante. L'énergie nécessaire pour le mouvement d'avancée provient de l'action de la gravité et du recyclage de l'énergie cinétique via l'inertie des membrures du mécanisme. Un actionneur est néanmoins utilisé lors de la phase d'élancement pour raccourcir le membre et prévenir le frottement du pied au sol. Avec l'ajout de l'articulation du genou montrée avec le mécanisme en Figure 1.5b, ce problème du frottement du pied est corrigé grâce au fléchissement du genou qui augmente l'élévation du pied lors de la phase d'élancement.

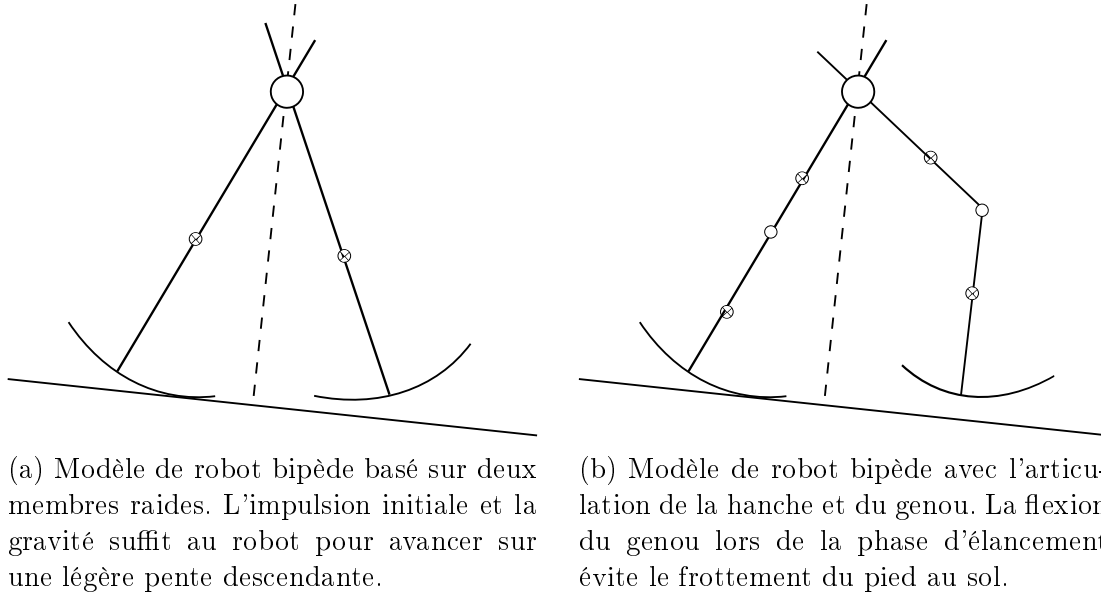


FIGURE 1.5: Modélisation des membres inférieurs pour la réalisation d'un robot marcheur passif (MCGEER, 1990a).

Ainsi, l'actionneur raccourcissant le pied de la jambe raide de la Figure 1.5a n'est plus nécessaire (MCGEER, 1990b). Ce dernier modèle de la jambe est proche du mouvement réalisé par un humain lors de la marche à vitesse moyenne (MOCHON et MCMAHON, 1980a). Les forces horizontales et les angles de rotation du modèle en Figure 1.5b sont conformes avec ceux générés par un être humain, même si les forces verticales diffèrent par rapport aux courbes standards de marche humaine. Un modèle avancé (MOCHON et MCMAHON, 1980b) considère une phase d'appui avec une flexion du genou afin de prédire une force de réaction verticale plus proche de celle observée lors de la marche humaine. Il en résulte que la flexion du genou de la jambe d'appui n'influence pas la force verticale de la réaction du sol. Un modèle plus complet (REN et al., 2007) prend en compte le tronc, la rotation de la cheville et la rotation métatarsophalangienne et montre un respect plus fidèle les forces de réaction du sol.

1.4.2 Données cinématiques et dynamiques de la marche

Forces d'interaction avec le sol

Durant la phase d'appui, le pied applique une force sur le sol dont les intensités verticale et horizontale sont données en Figure 1.6. Une attention particulière doit être portée à la composante verticale car celle-ci présente l'amplitude la plus élevée. L'interface de locomotion doit posséder des composants mécaniques raides dans la direction verticale

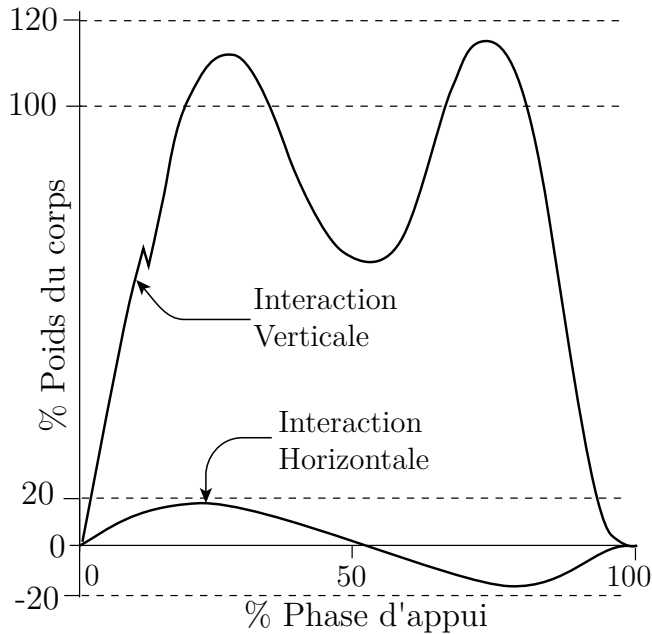


FIGURE 1.6: Forces d'interaction entre le pied et le sol durant la phase d'appui.

afin de ne pas subir de déformation suite à l'application de la force liée au poids de la personne et à la dynamique de la marche. En effet, à la réception du poids avec le talon et à l'impulsion du pied lors de l'élanement, la force appliquée sur le sol montre deux pics d'intensité équivalents à 120 % du poids de la personne. Les moteurs responsables du mouvement vertical doivent également fournir un couple à l'effecteur pour résister à la force appliquée dans cette direction sous peine de voir l'utilisateur s'enfoncer dans le sol virtuel. Les efforts horizontaux montrent une force d'interaction plus limitée. Cependant, l'effecteur doit appliquer une force horizontale sur le pied de la personne lors de la phase d'appui, sans quoi la rotation autour du pied ne peut s'effectuer, conduisant à une sensation de glissement lors de l'utilisation de la plateforme.

Durant la phase d'élanement, le système de pendule double (MCGEER, 1990b) est une représentation suffisamment fidèle afin de simuler l'accélération et la vitesse du pied à partir des données angulaires des articulations du genou et de la hanche. L'amplitude angulaire des articulations de la hanche, du genou et de la cheville lors de la marche varie peu entre individus sains. Néanmoins, les paramètres géométriques (entre autre, la taille du fémur et celle du tibia) sont différentes entre individus et modifie la cinématique du pied. En se basant sur la taille moyenne de la population, il est possible de déterminer la vitesse moyenne du pied lors de la marche. Pour une simplification supplémentaire, la cheville et le pied sont symbolisés par un élément ponctuel au bout du tibia. Ainsi,

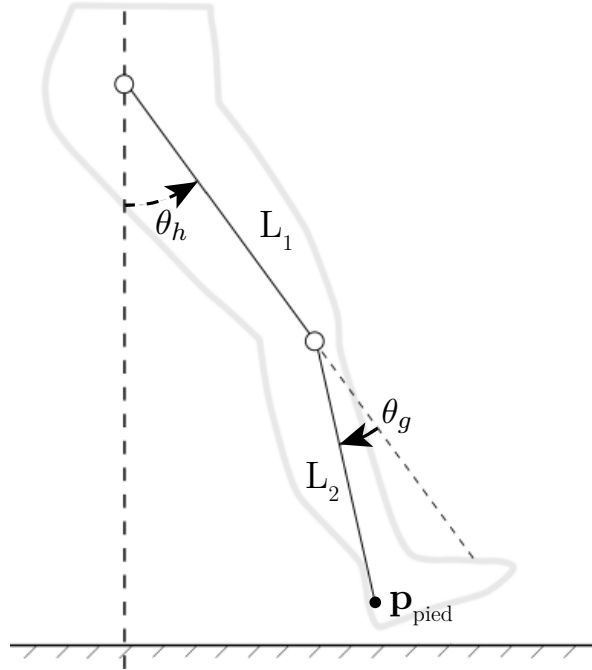


FIGURE 1.7: Modèle cinématique de la jambe lors de la phase d'élanement.

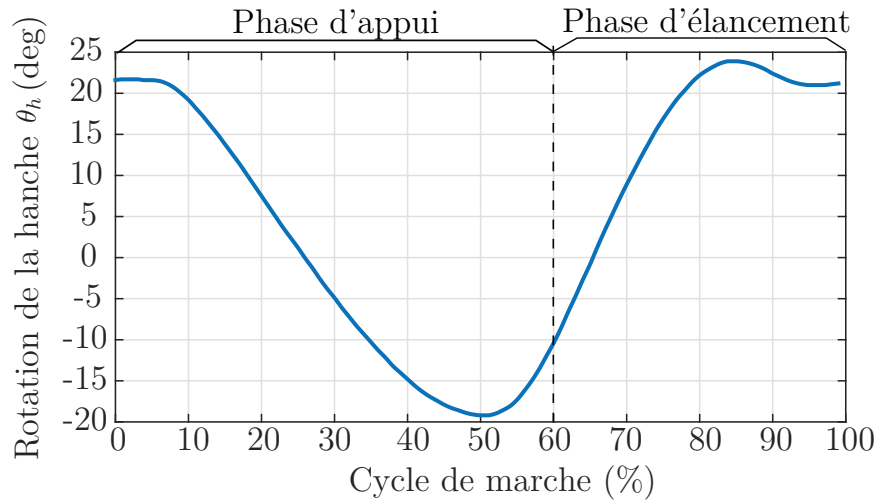
l'utilisation de déplacement angulaire de la hanche et du genou suffisent pour estimer la cinématique du système pied-cheville.

Mouvement du pied

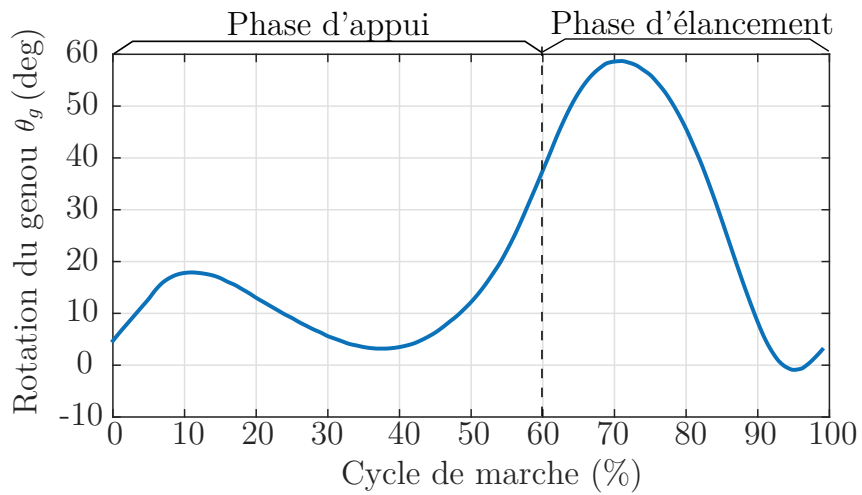
Le mouvement angulaire de la hanche par rapport à la verticale est défini par θ_h et le mouvement du genou par rapport à la cuisse par θ_g montrés en Figure 1.7. La longueur L_1 et la longueur L_2 représentent respectivement la longueur de la cuisse et de l'avant-jambe. La position du pied \mathbf{p}_{pied} lors de la phase d'élanement est obtenue grâce aux équations suivantes :

$$\mathbf{p}_{\text{pied}} = \begin{bmatrix} L_1 \sin \theta_h + L_2 \sin (\theta_h - \theta_g) \\ L_1 \cos \theta_h + L_2 \cos (\theta_h - \theta_g) \end{bmatrix}. \quad (1.1)$$

Les positions angulaires de la hanche et du genou en fonction du cycle de marche sont données en Figure 1.8. Le cycle de marche commence par la phase d'appui avec le contact du sol avec le talon. Il se poursuit ensuite avec la phase d'élanement et se termine finalement avec un nouveau contact au sol du même pied. Le mouvement angulaire de la hanche est donné en Figure 1.8a. La flexion de la hanche par rapport à la verticale est caractérisée par un angle positif pour θ_h et l'extension par un angle négatif. Il en va de même pour la flexion-extension du genou θ_g . Au début de la phase d'appui,



(a) Position angulaire de la hanche pendant un cycle de marche.



(b) Position angulaire du genou pendant un cycle de marche.

FIGURE 1.8: Positions angulaires des articulations des membres inférieurs pendant un cycle de marche.

Taille	170 cm
Longueur L_1 (cuisse)	0,42 cm
Longueur L_1 (mollet)	0,42 cm
Durée d'enjambée	1,2 sec

TABLE 1.1: Données anthropomorphiques utilisées pour l'estimation de la vitesse du pied.

la hanche est d'abord en flexion : le pied est à l'avant du tronc. La hanche s'étend progressivement pendant la phase d'appui, ce qui correspond au passage du tronc de l'arrière à l'avant du pied d'appui. Pour la phase d'élanement, la hanche est d'abord en position étendue, puis elle se fléchit au fur et à mesure pour ramener le pied de l'arrière vers l'avant. L'articulation du genou donnée en Figure 1.8b ne peut s'étendre au-delà de la rotule, ce qui se traduit par une valeur toujours positive pour l'angle θ_g . Lors de la phase d'appui, le genou est légèrement fléchi pour limiter l'amplitude verticale du centre de gravité alors que pendant la phase d'élanement, le genou se fléchit puis s'étend rapidement pour prévenir le frottement du pied sur le sol et pour préparer l'impact du talon au sol pour la nouvelle phase d'appui.

La Figure 1.8 donne les positions articulaires de la hanche et du genou en fonction du cycle de marche. La position du pied en fonction du cycle de marche s'obtient à l'aide de l'équation (1.1). Afin d'obtenir la position du pied en fonction du temps, il faut définir la durée d'une enjambée. Le temps moyen d'un cycle complet est compris entre 0,89 et 1,32 secondes pour un adulte masculin âgé de 18 à 49 ans (LEVINE et al., 2012). Les longueurs de cuisse et d'avant-jambe L_1 et L_2 sont choisies comme une proportion de la taille d'un individu (DRILLIS et CONTINI, 1966). Le tableau 1.1 assemble les données du corps humain utilisées pour estimer les valeurs cinématiques du pied. Les valeurs de vitesse et d'accélération du pied $\dot{\mathbf{p}}_{\text{pied}}$, $\ddot{\mathbf{p}}_{\text{pied}}$ sont obtenues ensuite en dérivant par rapport au temps l'équation (1.1), soit

$$\dot{\mathbf{p}}_{\text{pied}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_h L_1 \cos \theta_h + (\dot{\theta}_h + \dot{\theta}_g) L_2 \cos(\theta_h - \theta_g) \\ -(\dot{\theta}_h L_1 \sin \theta_h + (\dot{\theta}_h + \dot{\theta}_g) L_2 \sin(\theta_h - \theta_g)) \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

$$\ddot{\mathbf{p}}_{\text{pied}} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_h L_1 \cos \theta_h - \dot{\theta}_h^2 L_1 \sin \theta_h + L_2(\ddot{\theta}_h + \ddot{\theta}_g) \cos(\theta_h + \theta_g) \\ -L_2(\dot{\theta}_h + \dot{\theta}_g)^2 \sin(\theta_h + \theta_g) \\ -(\ddot{\theta}_h L_1 \sin \theta_h + \dot{\theta}_h^2 L_1 \cos \theta_h + L_2(\ddot{\theta}_h + \ddot{\theta}_g) \sin(\theta_h + \theta_g) \\ + L_2(\dot{\theta}_h + \dot{\theta}_g)^2 \cos(\theta_h + \theta_g)) \end{bmatrix}. \quad (1.3)$$

La cinématique du pied est illustrée en Figure 1.9. La position du pied est obtenu grâce aux valeurs du tableau 1.1, aux données θ_h , θ_g de la Figure 1.8 et au système d'équations

	Cadence (pas/min)	Temps de cycle (s)	Longueur d'enjambée (m)	Vitesse (m/s)
Sujets féminins entre 18 et 49 ans	98-138	0,87-1,22	1,06-1,58	0,94-1,66
Sujets masculins entre 18 et 49 ans	91-135	0,89-1,32	1,25-1,85	1,10-1,82

TABLE 1.2: Paramètres standards de la marche (LEVINE et al., 2012)

(1.1), (1.2) et (1.3). La Figure 1.9a montre la position horizontale et verticale du pied. Le pied monte sensiblement lors de la phase d'élanement pour éviter que le pied tombe au sol, mais le mouvement est principalement dirigé dans la direction horizontale. Un pic de vitesse de 2,4 m/s est observé en milieu de phase d'élanement (cf. Figure 1.9b) et correspond à l'extension rapide du genou pour préparer la jambe à la nouvelle phase d'appui. Les accélérations abruptes en début et fin de phase d'élanement (environ 22 m/s² et -36 m/s²), montrées en Figure 1.9c, sont dues à la propulsion du pied lors du départ des orteils et à l'arrêt soudain du pied lors de l'impact du talon avec le sol.

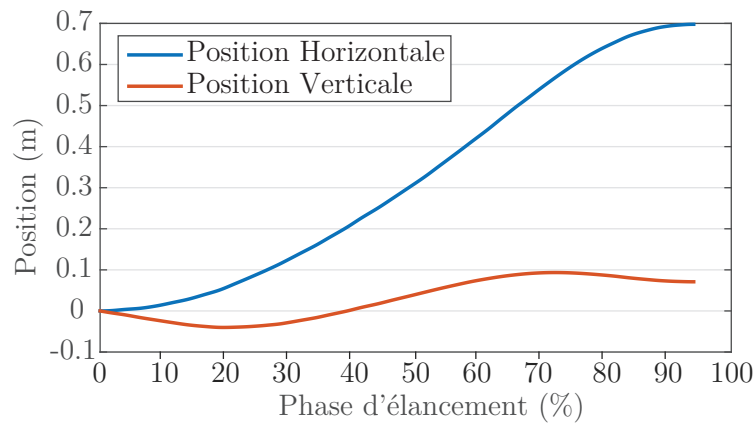
Vitesse du centre de masse

La vitesse de marche s'obtient avec les données cinématiques du tableau 1.2 (LEVINE et al., 2012) correspondant aux données standards de la marche pour une population âgée de 18 à 49 ans. La cadence est le nombre de pas par minute, le nombre d'enjambées par minute correspond à la moitié de cette donnée. Le temps de cycle est la durée d'un mouvement complet de marche, en prenant en compte la phase d'appui et la phase d'élanement. La longueur d'enjambée est la distance parcourue lors d'un cycle complet. Au final, la vitesse de la marche correspond à la vitesse mesurée au niveau du centre de masse. Elle peut également être estimée avec les calculs suivants :

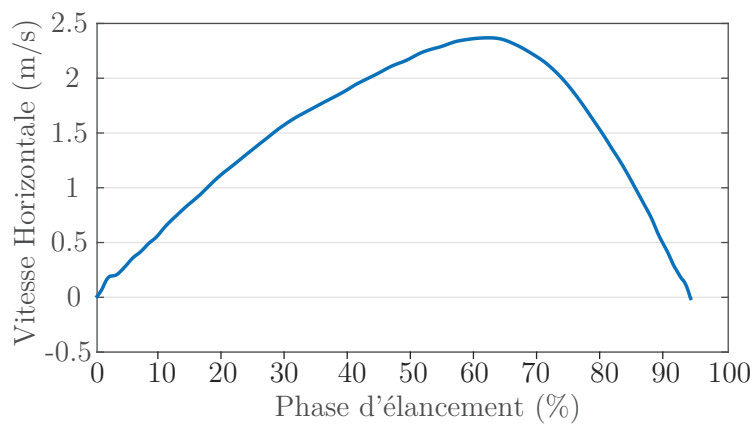
$$\text{vitesse de marche} = \frac{\text{Longueur d'enjambée}}{\text{Temps de cycle}} = \frac{\text{Longueur d'enjambée} \times \text{Cadence}}{120}. \quad (1.4)$$

Mouvement latéral du pied

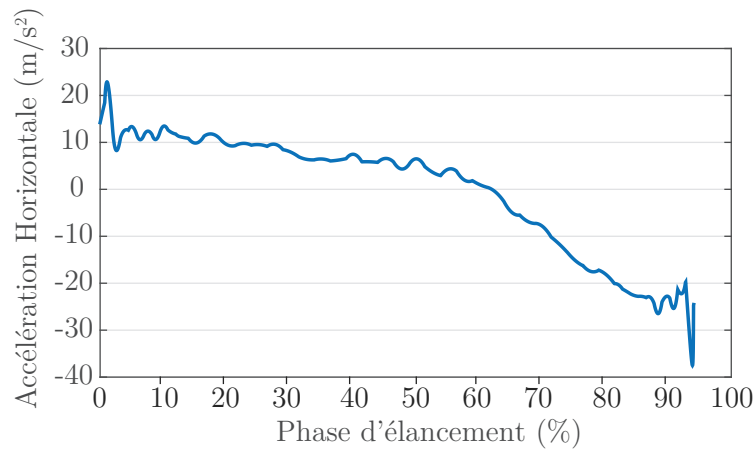
Lors de l'alternance des phases d'appui et d'élanement des deux pieds, la position successive des talons crée un couloir qui définit la base de la marche ou la largeur de pas (à ne pas confondre avec la longueur de pas). La projection du centre de masse au sol est contenue dans ce couloir et une sortie de celui-ci est potentiellement synonyme de chute. La distance moyenne latérale est de 9,6 cm chez de jeunes adultes (21-47 ans) et de 7,48 cm chez des adultes plus âgés (66-84 ans) (GABELL et NAYAK, 1984). De plus,



(a) Position horizontale et verticale du pied lors de la marche.



(b) Vitesse standard du pied lors de la phase d'élanement.



(c) Accélération standard du pied lors de la phase d'élanement.

FIGURE 1.9: Cinématique horizontale du pied lors de la phase d'élanement.

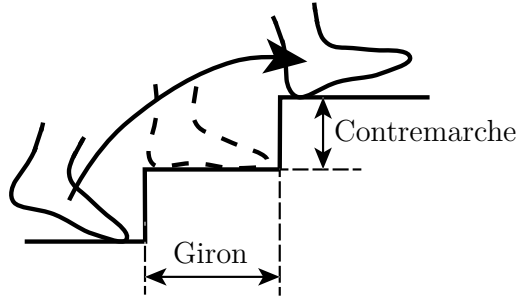


FIGURE 1.10: Schéma de coupe de marches d'escalier.

les pieds ne sont pas parfaitement parallèles à chaque phase d'appui. Le pied pointe en général vers l'extérieur de la ligne directrice de la marche (et plus rarement vers l'intérieur chez certains individus) pour aligner la force de réaction du sol en direction du centre de masse et les efforts de long de la chaîne squelettique. La valeur de l'angle est en moyenne de 7° chez les hommes et de 5° chez les femmes (MURRAY et al., 1964).

1.5 Description de la marche d'escalier

Les marches d'escalier sont une série de plateformes horizontales séparées d'un écart vertical pour le mouvement de montée ou de descente. Les efforts générés par le corps durant l'ascension et la descente dépendent de la dimension des marches et également des caractéristiques physiques de la personne. Une marche d'escalier est définie par sa longueur (le giron) et par sa hauteur (la contremarche). Ces termes seront utilisés par la suite afin d'éviter la confusion entre la marche biologique effectuée par la personne et la marche physique d'escalier correspondant à la plateforme à monter/descendre pour changer d'élévation. Comme pour la marche standard, une jambe sert d'appui lorsque l'autre jambe est en phase oscillante. Celle-ci doit alors traverser les trois distances suivantes : une première contremarche entre le palier précédent et le palier du pied d'appui, le giron sur lequel la jambe d'appui se situe et une nouvelle contremarche du nouveau palier. Il existe plusieurs manières pour monter des escaliers mais la thèse se restreint à cette méthode décrite. En 1672, l'architecte François Blondel définit une formule utilisée pour la conception des marches d'escalier stipulant que la somme de deux contremarches et d'un giron ne doit pas dépasser 2 pieds soit 64,8 cm. Cette limite de longueur est établie avec la longueur du pas moyen lors d'une marche traditionnelle.

Le fait de varier le giron et la contremarche joue sur l'inclinaison des marches d'escalier. Un large giron et une petite contremarche implique une inclinaison faible et la montée

de la personne plus aisée. À l'inverse, une inclinaison forte demande de vaincre une énergie potentielle plus importante et sollicite également de manière plus importante les muscles mis en jeu dans le mouvement (RIENER et al., 2002). Cependant, une inclinaison d'escalier plus faible demande un plus grand nombre de marches et occupe un espace plus volumineux pour une hauteur d'escalier donnée. La vitesse moyenne d'une montée d'escalier pour une inclinaison de 33° est de 0,46 m/s avec une dimension de giron et de contremarche respective de 26 cm et 17 cm (NADEAU et al., 2003).

Comme pour la marche sur un sol plat, une enjambée pour une montée des marches d'escalier se traduit par les trois fonctions fondamentales : l'acceptation du poids, le support en appui simple et l'avancée du membre. Lors de la phase de double appui, le pied d'appui avant prend en charge le poids du corps alors que le pied arrière se décharge pour amorcer sa phase d'oscillation. Le pied avant doit, entre autres, initier l'élévation du tronc pour que le centre de gravité se retrouve au dessus de la jambe d'appui, engendrant un pic de force entre le pied d'appui avant et la marche d'escalier. Lors de la phase en appui simple, le centre de gravité se déplace de l'arrière vers l'avant du membre en appui. Le tronc s'aligne avec le pied de support puis un nouveau pic de force apparaît entre le pied arrière et la marche arrière pour la propulsion du pied lors de l'élanement préliminaire avec l'activation du mollet et la levée du talon afin d'éviter la contremarche. Finalement, la flexion de la hanche, du genou et de la cheville assure un espace sans contact avec la contremarche et déplace le pied de la marche arrière à la nouvelle marche avant. La flexion plantaire prépare le pied à l'atterrissage pour le début d'une nouvelle phase d'appui. En terme d'énergie, les muscles de la jambe doivent produire des pics de puissance, dit positifs, pour avancer, élever le corps et vaincre l'énergie potentielle liée à la montée des marches. Au début de la phase d'appui, la hanche initie la montée du tronc. En milieu de phase d'appui, le genou s'étend pour élever totalement le corps au dessus de la marche où se situe la jambe d'appui. En fin de phase d'appui, la cheville donne une poussée significative pour accélérer le transfert de poids vers la nouvelle jambe d'appui.

En opposition à l'énergie positive générée par les muscles lors de l'ascension des marches d'escalier, le mouvement de descente est caractérisé par le contrôle de la vitesse à laquelle le corps chute. L'énergie de descente est fournie par la différence d'énergie potentielle liée à la contremarche : les muscles se raidissent pour réduire graduellement l'énergie potentielle de gravité et pour amortir le choc lié à la chute du corps, en particulier pour protéger l'articulation du genou subissant le stress le plus important lors du mouvement. Pendant le transfert de poids, la force d'interaction entre le sol et le

Le pied amorçant l'appui est à son maximum, dépassant le pic de 120% observé au même moment du cycle d'une marche normale ou d'une ascension. Les muscles antagonistes et agonistes du genou et de la cheville se raidissent pour amortir une première partie du choc. Lors du support en appui simple, la jambe d'appui a pour mission de contrôler la tombée du poids du corps. L'énergie développée au niveau du genou atteint son maximum afin de stabiliser la chute. L'avancée du membre se caractérise à nouveau par le fléchissement des articulations afin d'éviter la marche précédente. Les muscles du genou sont toujours gainés pour préparer l'impact avec la nouvelle marche. La jambe finit par s'étendre progressivement pour atteindre la marche en contrebas.

Au final, l'ascension consomme plus d'énergie que la marche normale ou que la descente chez des individus sains (PROTOPAPADAKI et al., 2007) et la comparaison de l'activité musculaire entre adultes plus âgés versus adultes plus jeunes montre une intensité doublée pour la montée ainsi que pour la descente.

1.6 Conclusion : récapitulatif des exigences cinématiques et dynamiques de la marche.

Ce chapitre a permis de déterminer les exigences particulières de la marche humaine. Le tableau 1.3 et la Figure 1.11 récapitulent les données cinématiques et dynamiques de la marche dans l'espace cartésien. Le mouvement de la marche demande des exigences d'accélération, de vitesse et de position importantes dans la direction horizontale durant la phase d'élanement. Le tableau est basé sur le mouvement cartésien du pied pour une personne de taille et de poids moyen (170 cm, 65 kg). Pendant la phase d'appui, la force horizontale est modérée car l'effecteur de la plateforme de marche agit pour éviter le glissement de pied. Par contre, l'effecteur doit reprendre le poids de la personne dans la direction verticale ainsi que les effets dynamiques de la marche. Dans la direction verticale, l'espace de travail doit permettre la montée de deux contremarches. La vitesse à laquelle l'effecteur se déplace correspond à la vitesse moyenne de montée d'une personne (NADEAU et al., 2003). Dans cette direction, l'effecteur de la plateforme de marche n'est pas soumis au suivi de la cinématique du pied de la personne. En effet, le chapitre 3 présente plusieurs architectures d'interfaces passives déconnectant partiellement le pied de l'utilisateur et la pédale du mécanisme dans la direction verticale.

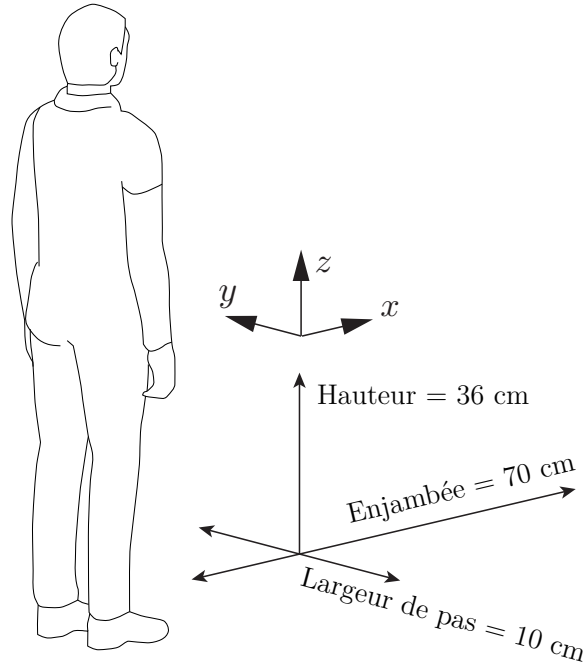


FIGURE 1.11: Définition des directions et distances souhaitées de la réalisation de la marche.

	Direction	Données	Unité
Accélération	$[x]$	[36]	m/s^2
Vitesse	$[x, z]$	[2,5 , 0,4]	m/s
Taille	$[x, y, z]$	[0,7 , 0,1 , 0,36]	m
Force	$[x, z]$	[128 , 765]	N

TABLE 1.3: Cahier des charges cinématiques et dynamiques de la plateforme de marche.

Chapitre 2

Présentation de la plateforme de marche

Résumé

Le chapitre actuel présente l'architecture initiale de la plateforme de marche basée sur des systèmes de courroies indépendantes pour la transmission du mouvement des moteurs à l'effecteur. Son design prend en compte les avantages de l'espace de travail de l'interface de locomotion à câbles (PERREAULT et GOSSELIN, 2008) développée au laboratoire de robotique et comble ses inconvénients liés au manque de rigidité des mécanismes à câbles grâce aux systèmes de courroies développés pour un appareil collaborant avec un utilisateur pour le support partiel du poids lors de la marche (GOSSELIN et LALIBERTÉ, 2011). Le nombre de degrés de liberté actionnés est néanmoins réduit et se concentre seulement sur les translations horizontales et verticales du plan sagittal. Le chapitre commence par une revue de littérature des interfaces de locomotion basées sur l'architecture des tapis de course et celles basées sur deux effecteurs. La conception de la plateforme est ensuite présentée ainsi que ses particularités cinématiques et dynamiques.

La vidéo "Chapitre2.mp4" présente les résultats préliminaires de la plateforme de marche pour rendre le mouvement de marche avec l'architecture initiale du système dont le lien est donné dans la liste des extensions multimédias.

2.1 Introduction

Le développement d'appareils pour la réadaptation est un moyen d'automatiser le processus d'apprentissage en allégeant la charge de travail des thérapeutes tout en augmentant leur rendement. Typiquement, les appareils pour la réadaptation apportent les avantages suivants :

- La répétabilité des exercices : un appareil peut reproduire indéfiniment un mouvement à l'identique. Une séance usuelle de réadaptation requiert une équipe de thérapeutes pour aider le patient à effectuer les gestes de la marche en déplaçant ses jambes et son bassin pour finalement exécuter le mouvement cyclique adéquat. La fatigue s'accumule au fur et à mesure de la durée de l'exercice, non seulement chez le patient, mais aussi chez les thérapeutes. Le poids de la personne à prendre en charge et la baisse de concentration de tous les agents sont les facteurs responsables de la détérioration progressive de la trajectoire du pied et la baisse de qualité de l'exercice par rapport au début de séance. Un mécanisme automatisant le mouvement est donc pertinent pour alléger la charge de travail physique des thérapeutes et maintenir la qualité de l'exercice.

- La variété des instruments et des capteurs disponibles pouvant être mis en place autour du patient : les cliniques d'étude de la marche possèdent, en général, des couloirs instrumentés de caméras et de cellules de charge enregistrant les données nécessaires à l'analyse du mouvement. Ce genre d'installation est relativement encombrant car il requiert un espace de travail suffisamment long pour que le patient répète le mouvement de marche plusieurs fois sur une même séquence. De plus, un espace supplémentaire est requis pour le déplacement du thérapeute accompagnant le patient ainsi que pour les instruments enregistrant les données de la marche. Une plateforme de marche compacte diminue l'encombrement de l'espace de travail, minimise le déplacement des thérapeutes et facilite l'installation des instruments autour du patient.

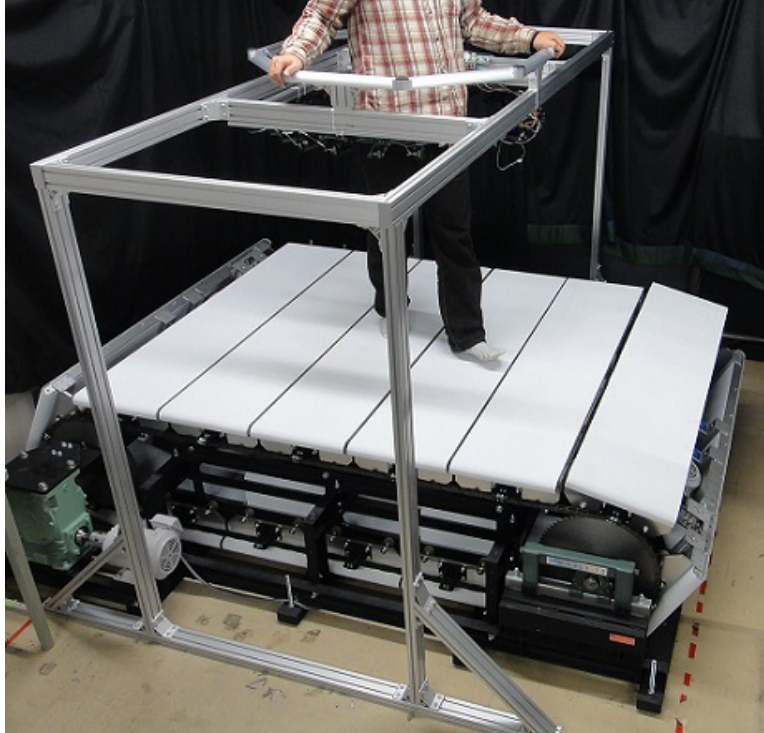
La plateforme de marche proposée ici se positionne dans la catégorie des interfaces de locomotion basées sur deux pédales accueillant les pieds de l'utilisateur à la différence des tapis roulants basés sur une courroie ramenant l'utilisateur dans la direction opposée à son mouvement. Le développement de degrés de liberté additionnels est plus aisé qu'avec un tapis de course, en particulier dans la direction verticale pour le mouvement de marche d'escalier. Cette facilité vient du fait que plusieurs mécanismes offrent la possibilité de mouvoir l'effecteur dans plusieurs directions de l'espace (plateforme Gough Stewart, bras de robot sériel, systèmes à quatre barres, etc). Un tapis de course nécessite une modification complète de l'espace sur lequel évolue l'utilisateur et multiplie donc le nombre de composants nécessaires pour mettre en place une liberté de mouvement supplémentaire. Par exemple, dans le cas du *Torus Treadmill* (IWATA, 1999a), le mécanisme est basé sur une boucle de douze tapis roulants montés en parallèle afin de générer les deux degrés de liberté en translation du plan.

2.2 Contexte du développement des interfaces de locomotion pour la réadaptation

2.2.1 Les tapis de course

Les premiers essais de réadaptation des membres inférieurs à l'aide d'une interface de locomotion ont été menés sur des chats atteints de lésions de la moelle épinière (LOVELY et al., 1986 ; BARBEAU et ROSSIGNOL, 1987). Le système est basé sur un tapis roulant sur lequel évolue l'animal dont le poids est supporté à l'aide d'un harnais dans le but d'entraîner le mouvement de ses jambes. L'adaptation de ce système à l'échelle humaine est un moyen d'entraîner les patients tout en allégeant le travail physique des thérapeutes grâce au support partiel du poids. Une séance standard de réadaptation se déroule avec une équipe de trois thérapeutes chargés de mouvoir les deux jambes ainsi que le bassin durant la marche et de s'assurer que la rigidité des jambes soit suffisantes pour entamer la phase d'appui. Ces exercices sur tapis de course avec un support partiel du corps ont déjà fait leurs preuves auprès de patients paraplégiques et hémiparaplégiques (VISINTIN et al., 1998) mettant en avant une meilleure capacité à effectuer le mouvement de marche. L'automatisation du travail des thérapeutes allège les douleurs lombaires liées à la position et à la charge à gérer lors du traitement des patients. Ainsi, une attention plus importante est portée sur la maintenance de la motivation des patients le long des exercices et sur la surveillance globale de la stature du corps. Les tapis de course, dont deux modèles sont présentés en Figure 2.1, sont donc des mécanismes appropriés à des fins de réadaptation grâce à la possibilité de répéter les exercices indéfiniment. En effet, un tapis de course génère facilement une surface plane infinie et son instrumentation avec des capteurs de force et de vision est plus aisée qu'avec un couloir de réadaptation. Le mouvement de la marche sur un tapis de course et sur le sol physique présente des différences minimales, la seule différence provenant des forces d'interaction dont l'intensité varie d'environ 5 % (GOLDBERG et al., 2008).

Plusieurs modèles à deux degrés de liberté comme le *Torus treadmill* (IWATA, 1999a ; IWATA, 1999b ; IWATA et YOSHIDA, 1999) présenté en Figure 2.1a, l'*Omni-directional treadmill* (DARKEN et al., 1997), ou le CyberWalk (SOUMAN et al., 2011) simulent un environnement plat dans les deux degrés de liberté en translation. Plusieurs tapis de course sont installés en parallèle et génèrent une surface de tapis dont l'actionnement est dirigé dans une direction. Ces tapis sont eux-même attachés à une courroie agissant de manière perpendiculaire aux tapis afin d'actionner le mécanisme entier dans les deux directions du plan.



(a) *Torus Treadmill* : un tapis de course à deux degrés de liberté (IWATA, 1999a).



(b) *Sarcos Treadport* : un tapis de course équipé d'un harnais actif pour la simulation d'environnement en pente ou en escalier (HOLLERBACH et al., 1999).

FIGURE 2.1: Mécanismes basés sur un tapis de course.

L'utilisation d'un harnais actif appliquant des forces sur le torse de l'utilisateur, montré en Figure 2.1b, génère des forces pour simuler différents types d'environnement et diversifier le mouvement de la marche. Entre autre, le harnais compense les forces inertielles lors de l'accélération du tapis de course (CHRISTENSEN et al., 2000) en poussant l'individu pour l'aider dans son mouvement. Au contraire, la simulation d'une marche en pente (HOLLERBACH, 2001) ou en escalier (HAYWARD et HOLLERBACH, 2002) s'effectue en appliquant des forces contraires au mouvement de la personne et en augmentant ainsi l'effort à fournir pour se déplacer dans ce type d'environnement. Un système alliant inclinaison du système et harnais actif (HOLLERBACH et al., 1999) améliore le rendu de l'environnement en pente en accélérant la sensation de montée rapidement grâce au harnais puis progressivement avec l'action du mécanisme d'inclinaison. Des essais cliniques ont été effectués avec le système *Sarcos Treadport* montré en Figure 2.1b avec des patients atteints de lésion de la moelle épinière et ont été comparés avec des résultats utilisant un exercice sur un tapis de course traditionnel (HEJRATI et al., 2012). Les résultats montrent une aisance plus prononcée du mouvement de marche grâce à l'espace de travail plus important offert par le *Sarcos Treadport* et l'environnement virtuel immersif dans lequel est plongé l'individu, agissant directement sur une amélioration de sa motivation.

Toujours dans l'optique d'augmenter le nombre de degrés actionnés pour une interface de locomotion de type tapis de course, le mécanisme *ATR Atlas* (NOMA et MIYASATO, 1998) est basé sur un tapis de course monté sur une plateforme à trois degrés de liberté pour le changement de direction et pour la simulation de pente. Le Lokomat (COLOMBO et al., 2000 ; COLOMBO et MORARI, 2004) de l'entreprise Hocoma, présenté dans l'introduction avec la Figure 5a, utilise un tapis de course équipé d'un harnais pour soutenir partiellement le poids du patient. Deux jambes mécaniques possédant chacune deux degrés de liberté (rotation de la hanche et du genou) sont placées en parallèle des jambes du patient afin que l'exo-squelette entraîne le patient au geste correct de la marche. Les essais effectués avec ce système ont prouvé une courbe d'apprentissage similaire avec les méthodes traditionnelles de réadaptation mais avec une sollicitation plus modérée de praticiens (HORNBY et al., 2005).

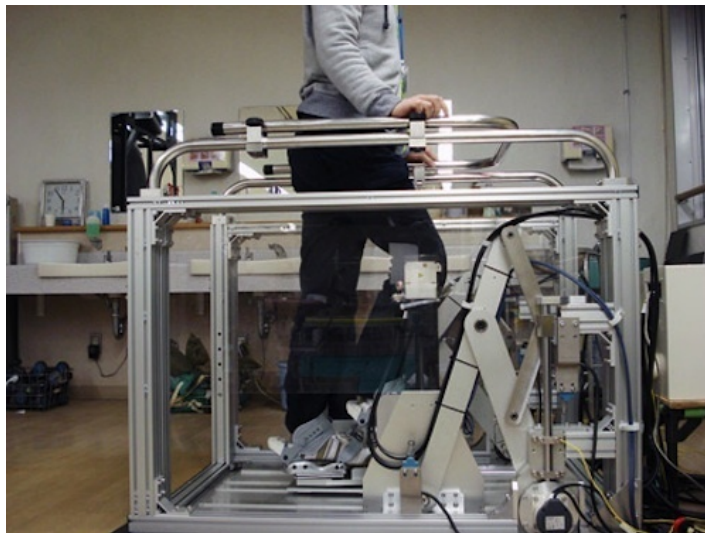
2.2.2 Les mécanismes à double effecteurs

L'autre option populaire pour la conception d'interface de locomotion se base sur l'utilisation de deux pédales actionnées accueillant les pieds de l'utilisateur (cf. Figure 2.2). Les vélos elliptiques sont des appareils en salle de sport reposant sur ce même principe. L'avantage de cette famille de mécanisme est le nombre de degrés de liberté disponible pour chaque effecteur. Plusieurs mécanismes permettent d'actionner l'organe terminal d'un robot dans les six degrés de liberté comme les robots sériels, la plateforme Gough-Stewart ou les mécanisme à câbles. Une interface de locomotion basée sur deux effecteurs à six degrés de liberté autorise une navigation dans les trois translations et rotations de l'espace contrairement aux limitations des tapis de course. Dans le cadre de la réadaptation, le panel d'exercices serait plus varié et améliorerait donc la préparation de l'individu aux activités en environnement réel. Cependant, l'expérience de la marche sur un mécanisme à deux effecteurs diffère de celle effectuée sur un tapis de course ou sur le sol physique (TIMOSZYK et al., 2003). La marche est plus naturelle sur un tapis de course en terme de longueur de pas et d'uniformité du rythme de marche, mais un mécanisme à deux effecteurs détecte de manière plus précise le transfert de poids entre chaque jambe et donc l'identification des phases du cycle.

Le système *GT-1* (HESSE et UHLENBROCK, 2000) commercialisé par la société Reha-Sim fonctionne sur le principe de bielle-manivelle. Le mouvement transmis à l'effecteur simule une phase d'appui de 60% et une phase d'élancement de 40% comme pour une marche classique. Le mouvement ellipsoïde est adapté en modifiant les engrenages ou l'excentricité de la bielle sur la partie rotative, mais n'est pas modifiable en temps réel pendant l'exécution de l'exercice. L'*HapticWalker*, montré en Figure 2.2a, est une amélioration du système *GT-1* et dispose de trois degrés de liberté par effecteur pour l'implémentation de la marche d'escalier (HESSE, 2005). Le système est basé sur un mécanisme hybride, parallèle et sériel. Deux actionneurs linéaires se déplaçant sur le même rail fournissent les translations horizontale et verticale et l'effecteur possède un moteur pour la rotation autour de la cheville. Les effecteurs du mécanisme sont contrôlés en position, ce qui signifie que l'utilisateur suit le mouvement de la plateforme et reste passif durant le mouvement. Or, une contribution physique et mentale de la part de la personne afin de mouvoir ses membres de sa propre volonté améliore le gain en plasticité musculaire (GALVEZ et REINKENSMEYER, 2005). Pour cela, le mécanisme doit assister le mouvement de la personne seulement en cas de nécessité afin d'impliquer le patient dans ses exercices de réadaptation. Le système G-EO (HESSE et al., 2010), présenté en introduction avec la Figure 5b possède une finition plus compacte et ergonomique



(a) *HapticWalker* : le prototype du GeoSystem montré en introduction en Figure 5b (HESSE, 2005).



(b) *GaitMaster5* : un système à deux effecteurs pour la simulation de la montée et descente de marche d'escalier (YANO et al., 2012).

FIGURE 2.2: Mécanismes basés sur deux effecteurs.

que son prédécesseur (*HapticWalker*) pour l'accueil de personnes à fauteuil roulant et intègre cette stratégie sur la participation active du patient grâce à la lecture de la force d'interaction entre l'automate et le pied de la personne.

Le mécanisme *GaitMaster* (IWATA et al., 2001) propose une architecture basée sur deux mécanismes pantographes pour supporter les forces verticales du poids du corps. Comme pour l'*HapticWalker*, l'avancée simultanée des deux moteurs linéaires sur un rail identique déplace l'effecteur vers l'avant, le rapprochement des actionneurs linéaires élève la position de la pédale. Une seconde version de l'interface de locomotion est basée sur trois actionneurs linéaires en compression montés sur une table tournante pour augmenter le nombre de degrés de liberté du mécanisme. Un essai clinique (YANO et al., 2003) utilise la plateforme pour enseigner le geste correct de la marche à des patients hémiparétiques et démontre un gain en autonomie dans l'exécution du mouvement. Le dernier modèle *GaitMaster5*, montré en Figure 2.2b, actionne les effecteurs dans la direction horizontale et verticale (YANO et al., 2010 ; YANO et al., 2012). Les essais cliniques pour la montée d'escalier utilisent une stratégie d'enseignement du mouvement du robot au patient puis une stratégie interactive à l'aide de capteurs de pression pour motiver le patient à initier le mouvement. Une formule portable de la plateforme a été conçue pour pouvoir effectuer les exercices de réadaptation à domicile (YANO et al., 2015). Des modèles plans pour le changement d'orientation basés sur deux effecteurs ont également été développés dans le même laboratoire. Le *CirculaFloor* (IWATA et al., 2005) est composé de quatre dalles mobiles se plaçant sous les pieds de l'utilisateur lors de la phase d'élan et le ramenant dans le centre de la pièce lors de la phase d'appui. Le *StringWalker* (IWATA et al., 2007) est un mécanisme à câbles basé sur une structure circulaire dans lequel se déplace l'utilisateur équipé de patins. Les câbles tirent sur la chaussure pour ramener le pied au centre de l'espace de travail et le réorienter selon la position de départ.

Le mécanisme *Virtual Walking Machine* présenté dans (YOON et al., 2005 ; YOON et RYU, 2006) est basé sur un mécanisme parallèle à six degrés de liberté (ddl) composé de deux sous-mécanismes. Le premier mécanisme plan à trois ddl déplace l'effecteur dans les translations frontale et latérale et dans la rotation du plan. Le second mécanisme, monté sur le précédent système, est basé sur trois vérins verticaux et complète les degrés de liberté restants. La simulation d'environnement en pente ou en forme d'escalier ainsi que la rotation dans l'environnement est possible, mais limitée à cause des interférences potentielles entre les deux effecteurs. Un système plus compact destiné à la télé-réadaptation (NOVANDY et al., 2008 ; NOVANDY et al., 2009) utilise le balancement

des bras pour synchroniser le mouvement des effecteurs de l'appareil, avec une rotation dans l'environnement virtuel à l'aide de boutons poussoirs au niveau des mains.

L'utilisation d'un mécanisme à câbles (PERREULT et GOSSELIN, 2008 ; OTIS et al., 2008 ; GOSSELIN et al., 2009) pour concevoir les pédales accueillant les pieds de l'utilisateur donne un espace de travail confortable pour le mouvement de la marche avec la possibilité d'actionner également les six degrés de liberté. Cependant, l'actionnement par câbles présente des contraintes physiques comme l'obligation de tendre les câbles en tout temps (OTIS et al., 2009a), les interférences potentielles entre les effecteurs et leurs câbles respectifs (OTIS et al., 2009b) et leur manque de rigidité pour supporter rapidement le poids du corps de la personne lors de la phase d'appui.

2.3 Conception de la plateforme de marche

La conception de l'interface de locomotion actuelle découle du prototype à câble à six degrés de liberté (PERREULT et GOSSELIN, 2008 ; OTIS et al., 2008 ; GOSSELIN et al., 2009). Cependant, lors de la phase d'appui, l'impact du talon demande une rigidité importante dont le prototype à câbles ne dispose pas. L'utilisation d'un système de courroies (LALIBERTÉ et al., 2010 ; GOSSELIN et LALIBERTÉ, 2011) pour transmettre les efforts des moteurs aux effecteurs offre la rigidité adéquate pour palier le problème d'oscillation rencontré avec le mécanisme à câbles, cependant le nombre de degrés de liberté est réduit.

La plateforme de marche est un mécanisme parallèle basé sur deux effecteurs accueillant les deux pieds de l'utilisateur. Chaque effecteur possède deux degrés de liberté en translation horizontale et verticale pour développer les mouvements de la marche dans le plan sagittal. La Figure 2.3 donne un ordre de grandeur de la plateforme avec un mannequin de taille moyenne placé sur les effecteurs. En cas de perte d'équilibre, l'utilisateur peut attraper les barres placées le long des côtés du mécanisme. La Figure 2.4 montre une image globale du mécanisme initial de la plateforme de marche. La structure est faite en aluminium extrudé possédant des rainures afin de fixer des pièces supplémentaires telles que les moteurs, les poulies et les courroies transmettant le mouvement à l'effecteur. Le placement des moteurs sur l'infrastructure catégorise le mécanisme dans la famille des systèmes parallèles. À la différence d'un mécanisme sériel, aucun moteur ne déplace un autre actionneur. La puissance délivrée est essentiellement utilisée pour déplacer l'effecteur. L'architecture d'un robot sériel oblige les moteurs proche de la base à supporter le poids des moteurs périphériques. Les mécanismes parallèles profitent d'un

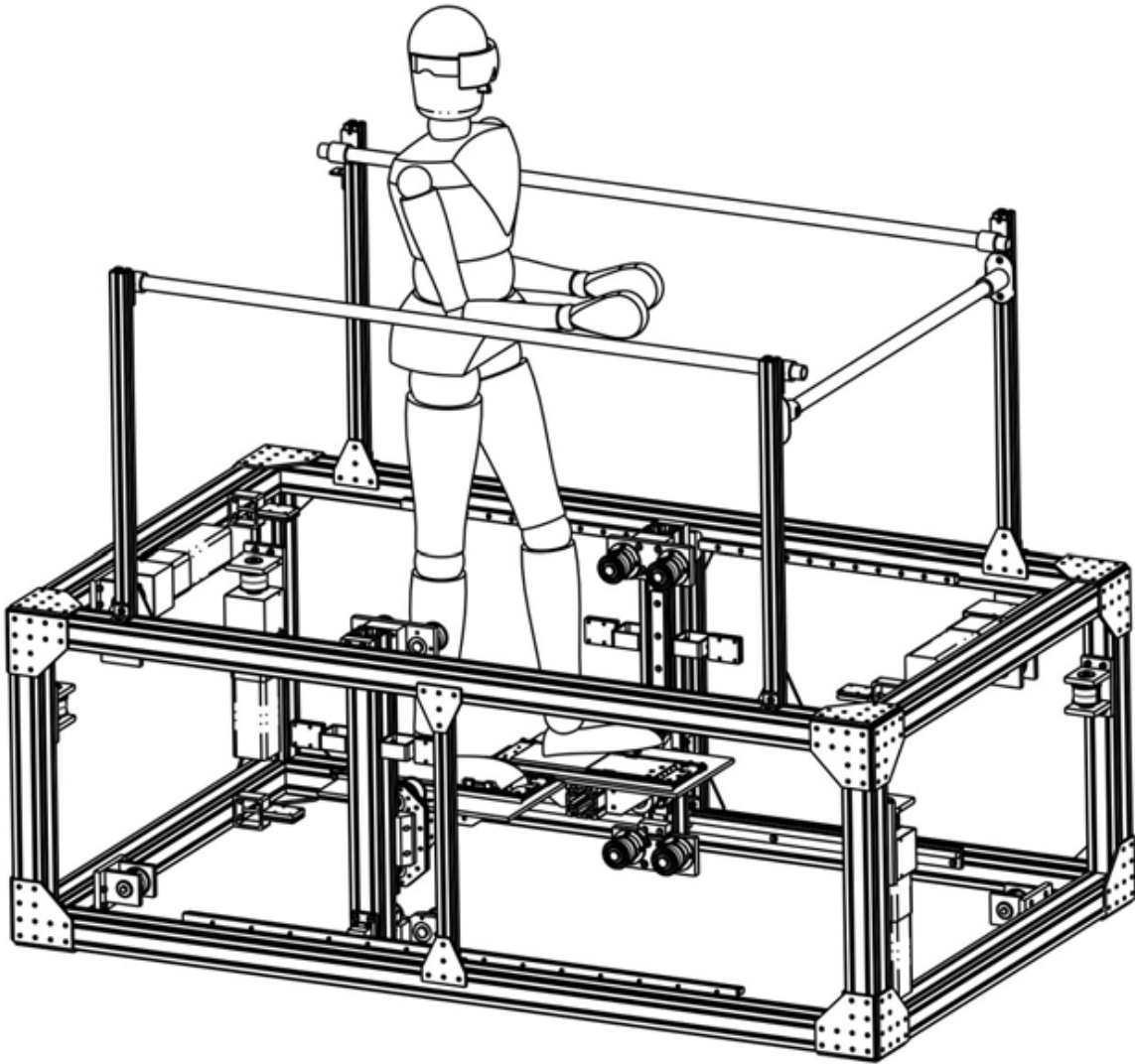


FIGURE 2.3: Modèle CAO de l'interface de locomotion avec deux effecteurs découplés.



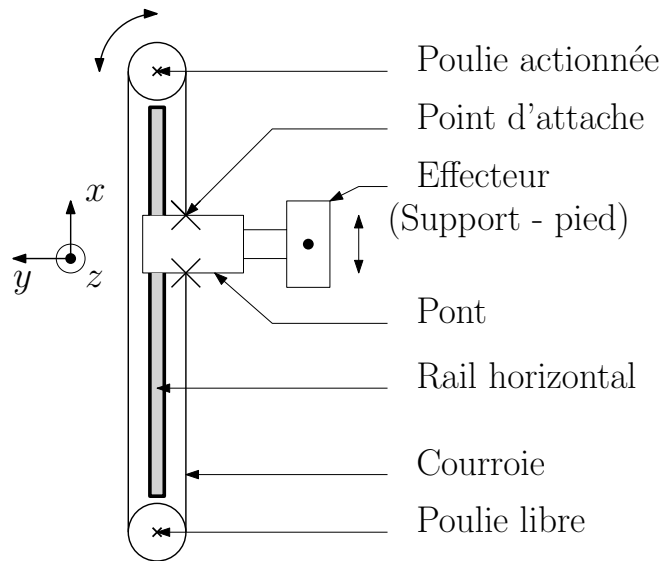
FIGURE 2.4: Architecture initiale de la plateforme de marche.

meilleur rapport de puissance entre celle développée à l'effecteur et celle fournie par les moteurs par rapport à un mécanisme sériel.

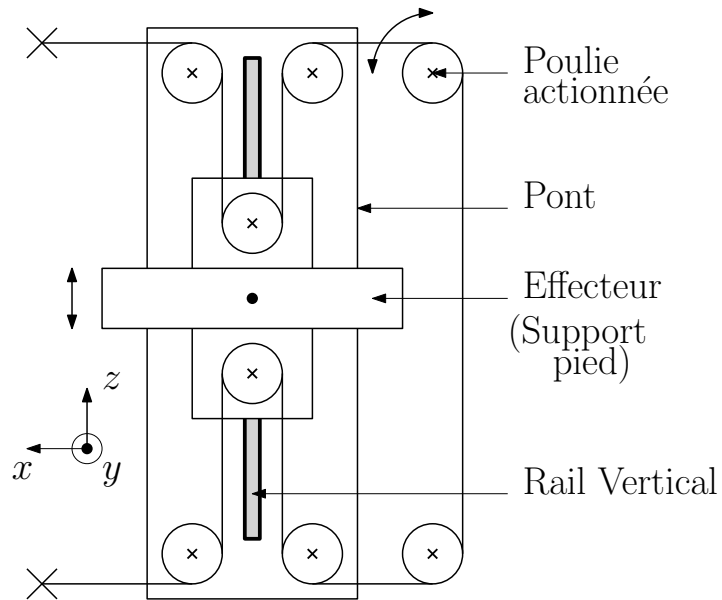
Chaque effecteur possède deux moteurs (Parker BE343LJ) pour le mouvement en translation horizontale et verticale. Le couple continu délivré par les moteurs est de 3.96 Nm. Un réducteur de ratio 4 est placé en sortie des moteurs pour multiplier le couple de sortie, soit un couple continu en sortie de réducteur d'environ 16 Nm. Chaque moteur déplace l'effecteur dans une translation de manière indépendante aux autres moteurs grâce aux routages de courroie montrés à la Figure 2.5, ce qui rend le système découplable. La Figure 2.5a est une vue du dessus du routage responsable du mouvement dans la direction horizontale pour un effecteur. Le système transforme la rotation du moteur en une translation du pont se déplaçant sur des rails horizontaux placés sur la structure de l'interface de locomotion. Le système du mouvement horizontal est équipé de deux poulies. Une poulie dite «active» est attachée au moteur tandis que l'autre poulie dite "passive" est utilisée pour boucler le routage horizontal, avec les deux points d'attache sur le pont glissant. La longueur de la courroie parcourt deux fois la distance de l'espace de travail horizontal. La force horizontale transmise du moteur au pont mobile dépend du couple du moteur et de la taille de la poulie active.

L'effecteur monte et descend dans la direction verticale sur les rails placés sur le pont glissant grâce au routage vertical de la Figure 2.5b. Ce système est composé de huit poulies dont une est active. Deux poulies mobiles sont attachées à l'effecteur, quatre poulies sont attachées au pont glissant et les deux dernières sont fixées à la structure de l'interface. La courroie du mouvement vertical parcourt environ trois fois l'espace de travail vertical et deux fois l'espace de travail horizontal. La configuration du routage vertical multiplie le couple du moteur à l'effecteur par un facteur deux. En d'autres termes, la force appliquée par l'utilisateur sur l'effecteur dans la direction verticale est divisé par deux du point de vue du moteur. En effet, la force d'interaction à l'effecteur est répartie dans les deux brins de courroies de la poulie mobile, d'où l'effet de réduction. En contre partie, la vitesse transmise du moteur à l'effecteur est divisée par deux. Ce compromis est néanmoins satisfaisant car les exigences verticales en position et vitesse sont moins critiques que la force de réaction verticale nécessaire pour anticiper l'impact du pied.

Lorsque le pont d'un des effecteurs bouge horizontalement, seul le moteur horizontal est sollicité sans actionnement du moteur vertical. Les poulies passives du routage vertical de courroie tournent lors du mouvement horizontal et laissent la poulie active du



(a) Système de courroie horizontal en vue de dessus.



(b) Système de courroie vertical en vue de côté.

FIGURE 2.5: Systèmes de courroie de la plateforme de marche.

moteur vertical au repos. De même, lors du mouvement de l'effecteur dans la direction verticale, la poulie active horizontale est à l'arrêt et les poulies passives du routage vertical tournent en fonction du mouvement du moteur vertical. Le mouvement des deux degrés de liberté sont indépendants et le système est découplable. Le système est également isotrope car il garde la même précision du mouvement en tout point de l'espace de travail et il n'existe pas de lieu de singularité. Un mécanisme parallèle découplable bénéficie d'un meilleur rapport de puissance entre celle développée à l'effecteur et celle développée aux moteurs qu'avec un mécanisme dont les degrés de liberté sont couplés (LALIBERTÉ et al., 2010). Ces caractéristiques (découplable, isotrope, sans singularité) se retrouvent dans d'autres mécanismes parallèles tels que le triptéron et le quadruptéron (QUENNOUELLE et GOSSELIN, 2011). La Figure 2.6 montre un plan de coupe de la plateforme réalisé sous ProEngineer avec la disposition des routages vertical et horizontal. La Figure 2.7 montre l'architecture réelle du mécanisme avec les systèmes de courroie.

Les dimensions de la plateforme sont données dans le tableau 2.1. Une installation dans une clinique en réadaptation est possible mais une pratique à domicile n'est pas envisageable dû à la taille assez importante de la plateforme, surtout dans la direction horizontale. L'espace de travail des effecteurs est donné dans le même tableau. La distance moyenne parcourue durant un pas est de 70 cm, la longueur de l'espace de travail de la plateforme est donc conforme pour traiter un pas et demi sans stratégie d'annulation de mouvement. Les effecteurs disposent d'un débattement de 30 cm verticalement, suffisant pour prendre en charge deux marches d'escalier légèrement plus réduites qu'une taille de contremarche standard (18 cm). L'écartement entre les deux effecteurs est de 1 cm. Comme les deux effecteurs sont indépendants et non-actionnés latéralement, le risque de collision est nul.

L'inertie horizontale de l'effecteur est égale à la masse du pont et de l'effecteur lui-même et vaut 33 kg. L'inertie verticale correspond à la masse de l'effecteur seul et vaut 15 kg. Le frottement statique est important dû au contact des éléments glissants sur les rails ainsi qu'à la tension des courroies. Lorsque l'effecteur bouge horizontalement, les poulies du routage horizontal tournent pour donner le mouvement du pont, mais les quatre poulies passives du routage vertical attaché au pont glissant tournent également et génèrent des frottements supplémentaires liées à la tension du routage vertical. Dans la direction verticale, les huit poulies du routage agissent pour déplacer l'effecteur mais la tension de la courroie génère également du frottement. Le frottement statique horizontal est estimé expérimentalement en poussant l'effecteur lentement dans cette direction.

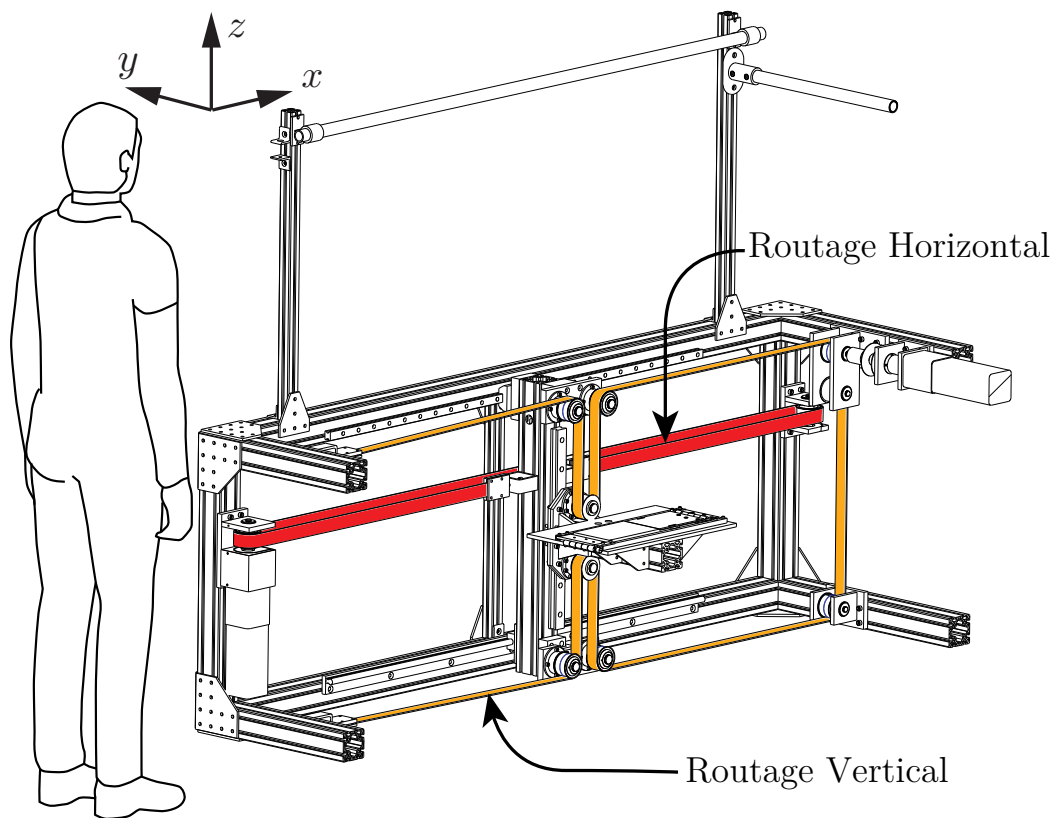


FIGURE 2.6: Coupe de la plateforme de marche.

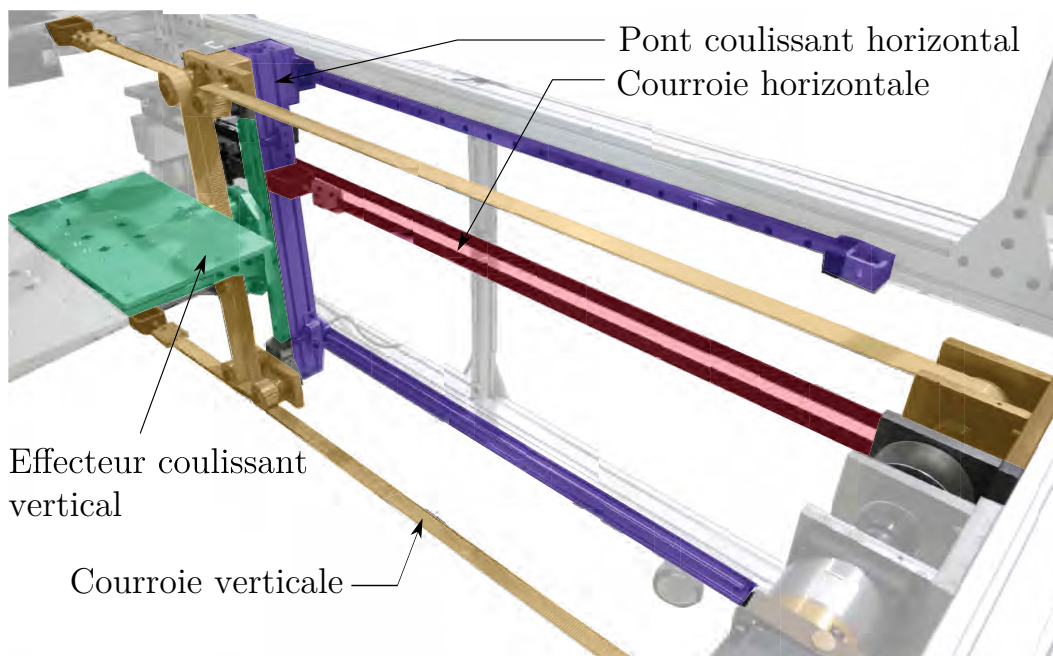


FIGURE 2.7: Placement des éléments pour le mouvement de l'effecteur.

Ainsi, les forces inertielles ne sont pas prises en compte lors de la lecture de la force par le capteur d'effort.

La lecture des forces d'interaction entre l'utilisateur et l'effecteur est effectuée grâce à un capteur d'effort (ATI Omega 160) situé en dessous de l'effecteur. Les efforts maximaux pouvant être lus par le capteur sont de 6250 N verticalement et de 2500 N horizontalement, avec une résolution respective de 0,75 N et 0,5 N, ce qui est supérieur aux forces impliquées dans le mouvement de marche. La lecture de cette donnée participe à l'évaluation de la démarche de la personne sur l'interface de locomotion, mais participe également à la commande de la plateforme. En utilisant la force lue à l'effecteur, la plateforme peut être déplacée plus ou moins rapidement selon l'intensité de la force d'interaction. Cette commande, dite en admittance, est décrite dans le chapitre 3 détaillant la gestion de la phase d'élanement. La force d'interaction participe également à la commande de la plateforme dans la direction verticale pour la gestion de la phase d'appui (chapitre 4) afin d'accélérer le rendu du sol virtuel.

Finalement, un câble d'arrêt d'urgence entoure la plateforme au dessus des barres de stabilisation (cf. Figure 2.8). À tout moment, l'utilisateur peut saisir le dispositif pour arrêter le mouvement des effecteurs. Des limiteurs mécaniques sont mis en bout de course des rails horizontaux et verticaux et coupent les moteurs en cas de contact pour empêcher la butée brusque du mécanisme actionné sur la structure. Les rails possèdent des butoirs en caoutchouc amortissant le choc entre les éléments.

2.4 Caractéristiques cinématiques et dynamiques de la plateforme de marche

2.4.1 Cinématique de l'interface de locomotion

Équations cinématiques

Comme mentionné précédemment, le système est découplable et chaque degré de liberté est indépendant des autres. L'étude du mouvement d'un effecteur peut être séparée en deux systèmes de courroies à un degré de liberté. L'équation cinématique reliant le mouvement de l'effecteur dans l'axe horizontal au mouvement du moteur est illustrée par la Figure 2.9 et la formule suivante :

$$p_1 = R_1 \alpha_1 \theta_1. \quad (2.1)$$

	Direction	Données	Unité
Taille de la plateforme	$[x, y, z]$	[2260 , 1345 , 815]	mm
Taille de l'espace de travail	$[x, z]$	[1370 , 300]	mm
Taille de l'effecteur	$[x, y]$	[500 , 300]	mm
Masse du pont glissant et de l'effecteur		33	kg
Masse de l'effecteur seul		17	kg
Diamètre de poulie active de l'axe horizontal		63,7	mm
Diamètre de poulie active de l'axe vertical		63,66	mm
Rapport du réducteur		4	
Inertie du moteur		$6,9e^{-5}$	kg.m ²

TABLE 2.1: Dimensions de la plateforme de marche.



FIGURE 2.8: Mécanisme d'arrêt d'urgence.

où p_1 , R_1 , α_1 et θ_1 sont respectivement la position cartésienne de l'effecteur dans la direction horizontale, le rayon de poulie active, l'inverse de la valeur du réducteur et la position articulaire (angle de rotation) du moteur pour le premier effecteur. L'indice "1" désigne le premier degré de liberté qui correspond au mouvement horizontal de l'effecteur gauche de la plateforme. L'identification des degrés de liberté est décrit de la manière suivante :

- indice 1 : mouvement horizontal gauche ;
- indice 2 : mouvement vertical gauche ;
- indice 3 : mouvement horizontal droit et
- indice 4 : mouvement vertical droit.

Le rapport de réduction α_i des moteurs est donné comme étant un nombre compris entre 0 et 1. Dans l'architecture initiale de la plateforme, la valeur de réduction est de 4, on a donc $\alpha = 1/4$. La dérivée de l'équation précédente par rapport au temps donne la vitesse de l'effecteur \dot{p}_1 en fonction de la vitesse articulaire $\dot{\theta}_1$. Le rayon de la poulie active et le réducteur étant constants, l'équation de vitesse donne

$$\dot{p}_1 = R_1 \alpha_1 \dot{\theta}_1. \quad (2.2)$$

L'accélération \ddot{p}_1 par rapport à $\ddot{\theta}_1$ est obtenue de manière similaire, soit

$$\ddot{p}_1 = R_1 \alpha_1 \ddot{\theta}_1. \quad (2.3)$$

Dans la direction verticale, le mouvement de l'effecteur est décrit par la Figure 2.10 et son équation cinématique est la suivante

$$p_2 = \frac{1}{2} R_2 \alpha_2 \theta_2 \quad (2.4)$$

où p_2 , R_2 , α_2 , θ_2 font référence à la position cartésienne, au rayon de la poulie active, au rapport de réduction et à la position articulaire du second degré de liberté. Le facteur $1/2$ est lié au rapport de réduction dû à la configuration du routage vertical de courroie.

En effectuant le travail avec l'effecteur droit de l'interface, les équations cinématiques du mouvement sont données par

$$p_1 = R_1 \alpha_1 \theta_1, \quad \dot{p}_1 = R_1 \alpha_1 \dot{\theta}_1, \quad \ddot{p}_1 = R_1 \alpha_1 \ddot{\theta}_1, \quad (2.5)$$

$$p_2 = \frac{1}{2} R_2 \alpha_2 \theta_2, \quad \dot{p}_2 = \frac{1}{2} R_2 \alpha_2 \dot{\theta}_2, \quad \ddot{p}_2 = \frac{1}{2} R_2 \alpha_2 \ddot{\theta}_2, \quad (2.6)$$

$$p_3 = R_3 \alpha_3 \theta_3, \quad \dot{p}_3 = R_3 \alpha_3 \dot{\theta}_3, \quad \ddot{p}_3 = R_3 \alpha_3 \ddot{\theta}_3, \quad (2.7)$$

$$p_4 = \frac{1}{2} R_4 \alpha_4 \theta_4, \quad \dot{p}_4 = \frac{1}{2} R_4 \alpha_4 \dot{\theta}_4, \quad \ddot{p}_4 = \frac{1}{2} R_4 \alpha_4 \ddot{\theta}_4. \quad (2.8)$$

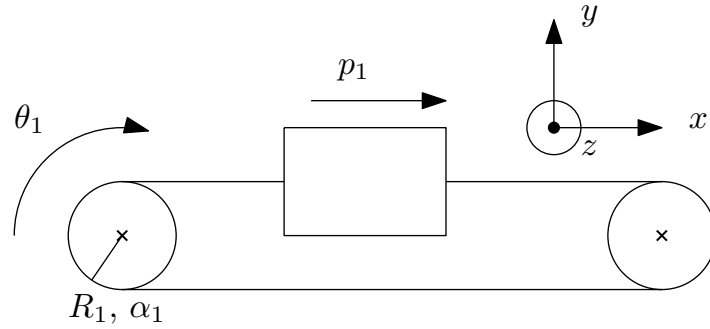


FIGURE 2.9: Vue du dessus du système pour le déplacement horizontal.

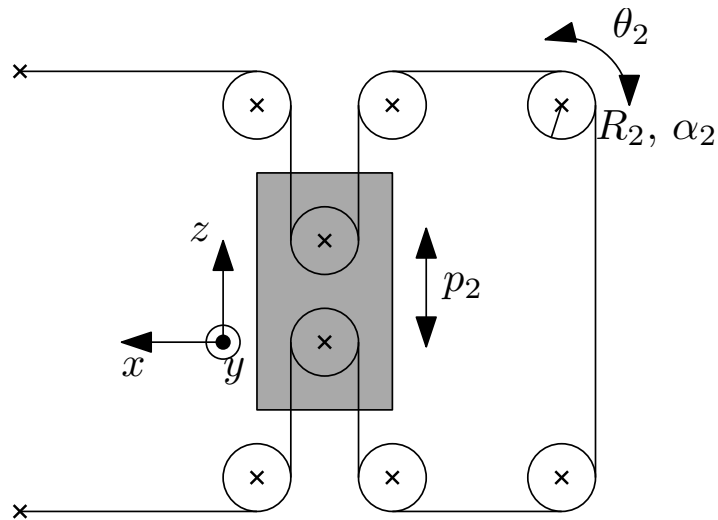


FIGURE 2.10: Vue de côté du système pour le déplacement vertical.

Les équations précédentes peuvent être exprimées sous forme matricielle de la manière suivante

$$\mathbf{p} = \mathbf{J}\boldsymbol{\theta}, \quad \dot{\mathbf{p}} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\theta}}, \quad \ddot{\mathbf{p}} = \mathbf{J}\ddot{\boldsymbol{\theta}}. \quad (2.9)$$

où les vecteurs \mathbf{p} , $\dot{\mathbf{p}}$ et $\ddot{\mathbf{p}}$ contiennent les vecteurs de position, vitesse et accélération cartésienne tandis que les vecteurs $\boldsymbol{\theta}$, $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ et $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ contiennent les mouvements articulaires.

Les expressions des vecteurs \mathbf{p} , $\dot{\mathbf{p}}$, $\ddot{\mathbf{p}}$, de $\boldsymbol{\theta}$, $\dot{\boldsymbol{\theta}}$, $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ et de la matrice jacobienne \mathbf{J} du système sont données par

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \dot{p}_1 \\ \dot{p}_2 \\ \dot{p}_3 \\ \dot{p}_4 \end{bmatrix}, \quad \ddot{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \ddot{p}_1 \\ \ddot{p}_2 \\ \ddot{p}_3 \\ \ddot{p}_4 \end{bmatrix}, \quad (2.10)$$

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix}, \quad \dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \end{bmatrix}, \quad \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \\ \ddot{\theta}_4 \end{bmatrix}, \quad (2.11)$$

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} R_1\alpha_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{2}R_2\alpha_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_3\alpha_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}R_4\alpha_4 \end{bmatrix}. \quad (2.12)$$

La notation suivante est également utilisée dans la thèse, à savoir

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} x_L \\ z_L \\ x_R \\ z_R \end{bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \dot{x}_L \\ \dot{z}_L \\ \dot{x}_R \\ \dot{z}_R \end{bmatrix}, \quad \ddot{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \ddot{x}_L \\ \ddot{z}_L \\ \ddot{x}_R \\ \ddot{z}_R \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

avec le souscrit L et R pour la plateforme gauche (*Left*) et la plateforme droite (*Right*). Cette notation est utilisée en particulier dans le chapitre 5 car la commande de la plateforme s'effectue de manière synchronisée afin de générer l'algorithme de recul pour le rendu de l'environnement infini. La matrice jacobienne \mathbf{J} est composée de termes constants ne dépendant pas de la position de l'effecteur. Son expression ne dépend que des éléments liés à la conception de la plateforme, c'est-à-dire le rayon de la poulie active, la valeur du réducteur et le rapport de réduction lié au routage de la courroie.

La matrice jacobienne est diagonale, confirmant l'indépendance des degrés de liberté du système. Le découplage décompose le système complet en plusieurs mécanismes à un seul degré de liberté en translation et facilite, par conséquent, la commande des effecteurs.

Non seulement la précision en position de l'effecteur est identique en tout point de l'espace de travail, mais les efforts transmis des moteurs aux effecteurs ne dépendent pas de la position de l'effecteur dans l'espace de travail. L'évaluation de la précision d'un manipulateur est basée sur l'étude de la sensibilité cinématique (CARDUO et al., 2010). En utilisant l'équation (2.9) pour des petits déplacements articulaires $\delta\theta$ et cartésiens $\delta\mathbf{p}$, l'équation suivante est obtenue

$$\delta\mathbf{p} = \mathbf{J}\delta\theta \quad (2.14)$$

Comme la matrice jacobienne \mathbf{J} est diagonale et composée de termes constants, chaque degré de liberté est traité indépendamment et l'erreur cartésienne ne dépend seulement que de l'erreur articulaire, soit

$$\|\delta p_i\| = J_i \|\delta\theta_i\| \quad \text{pour : } i = 1, 3. \quad (2.15)$$

$$\|\delta p_i\| = \frac{1}{2} J_i \|\delta\theta_i\| \quad \text{pour : } i = 2, 4. \quad (2.16)$$

$\|\delta\theta_i\|$ est l'erreur articulaire en sortie du moteur et est identique pour tous les degrés de liberté. Les encodeurs du moteur contiennent 8000 comptes par tour, l'erreur de lecture est donc de $7,854e^{-4}$ rad. L'erreur cartésienne de l'effecteur dans la direction verticale est moins importante que pour la direction horizontale grâce au facteur de réduction induite par le routage de courroie. En utilisant les valeurs de rayon de poulies et de réducteur du tableau 2.1, les erreurs de position horizontale et verticale sont respectivement de $5,89e^{-6}$ m et $2,95e^{-6}$ m. Dans la direction verticale, une meilleure résolution améliore le rendu d'environnement virtuel rigide grâce à une meilleure détection de la pénétration de l'effecteur dans l'environnement (COLGATE et BROWN, 1994).

Dualité cinématique-dynamique

Sous condition statique, la puissance virtuelle développée au niveau des actionneurs est égale à la puissance développée à l'effecteur, soit

$$\dot{\mathbf{p}}^T \mathbf{F} = \dot{\theta}^T \boldsymbol{\tau} \quad (2.17)$$

où \mathbf{F} et $\boldsymbol{\tau}$ sont respectivement les vecteurs des forces cartésiennes et des couples articulaires donnés par

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \end{bmatrix}. \quad (2.18)$$

La relation de dualité cinématique-dynamique sous condition statique est obtenue en transposant l'équation (2.9), reliant les vitesses articulaires aux vitesses cartésiennes via la matrice jacobienne \mathbf{J} , soit

$$\dot{\mathbf{p}} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\theta}} \Leftrightarrow \dot{\mathbf{p}}^T = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{J}^T. \quad (2.19)$$

De plus, la matrice diagonale \mathbf{J} implique l'égalité suivante

$$\mathbf{J}^T = \mathbf{J}. \quad (2.20)$$

On obtient donc la relation suivante

$$\dot{\mathbf{p}}^T = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{J}^T = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{J} \quad (2.21)$$

En utilisant les équations (2.17) et (2.21), l'expression suivante est obtenue

$$\dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{J} \mathbf{F} = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \boldsymbol{\tau} \quad (2.22)$$

Puisque l'équation (2.22) doit être valide pour toute valeur de $\dot{\boldsymbol{\theta}}$, alors on obtient finalement

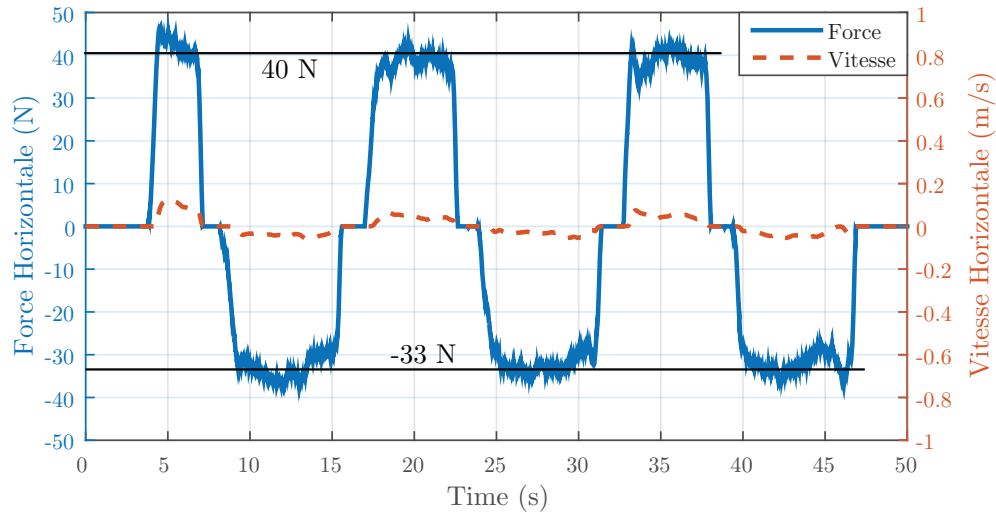
$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J} \mathbf{F} \quad (2.23)$$

Cette dernière équation relie les efforts articulaires aux efforts cartésiens grâce à la matrice jacobienne \mathbf{J} . Comme les degrés de liberté sont découplés, la commande de la plateforme se fait aussi bien dans le domaine cartésien que dans le domaine articulaire.

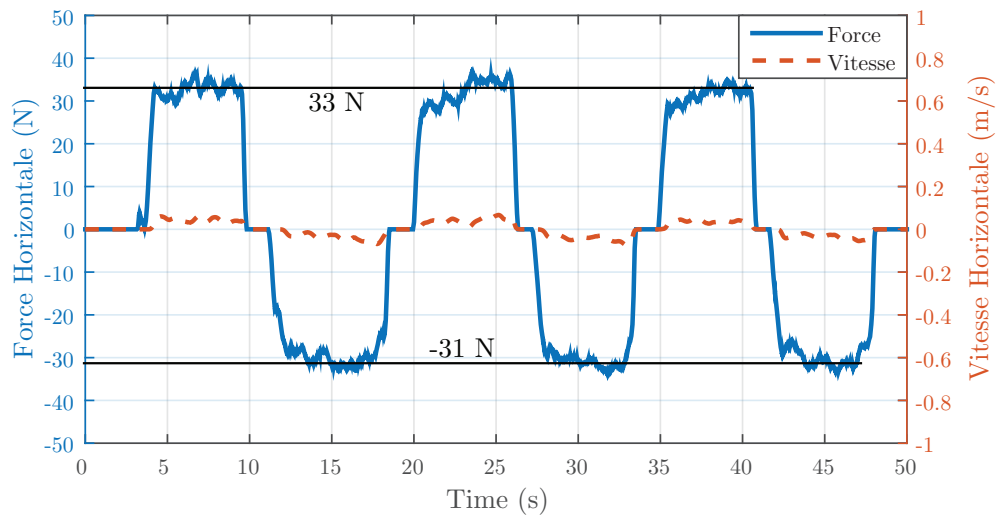
2.4.2 Dynamique de l'interface de locomotion

Dans la direction horizontale, l'équation générale du mouvement est donnée par l'expression suivante :

$$F_x = m_1 \ddot{p}_1 + b_1 \dot{p}_1 + \eta_1 \text{sign}(\dot{p}_1) \quad (2.24)$$



(a) Estimation du frottement statique dans la direction horizontale pour l'effecteur gauche. La vitesse de l'effecteur est faible (inférieur à 0,1 m/s) et la force appliquée est seulement utilisée pour vaincre la force de frottement statique.



(b) Estimation du frottement statique dans la direction horizontale pour l'effecteur droit. Les forces appliquées sont différentes que pour le côté gauche.

FIGURE 2.11: Estimation des forces de frottements horizontales des deux effecteurs.

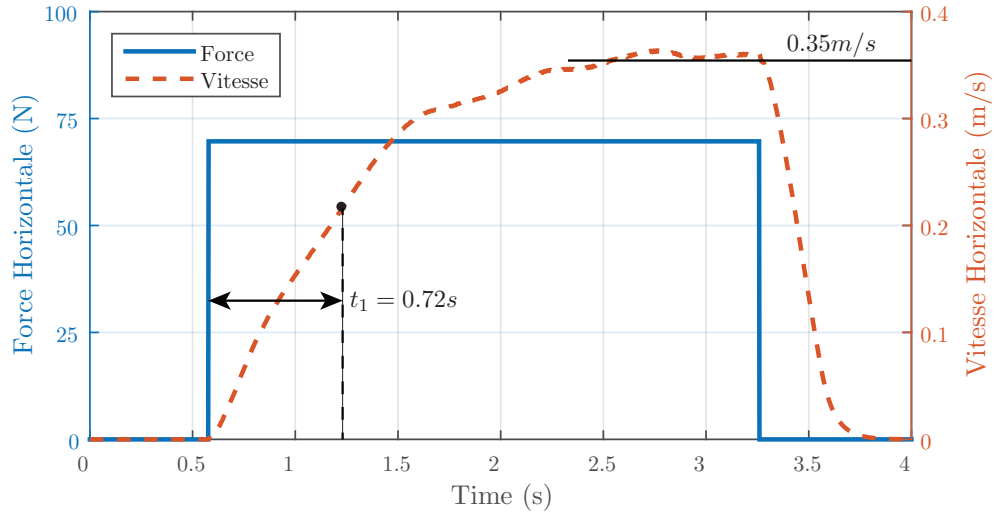
où m_1 est la masse du pont et de l'effecteur, b_1 le frottement visqueux dans la direction horizontale et η_1 le frottement statique. F_x est la force cartésienne à appliquer sur l'effecteur pour le déplacer avec l'accélération \ddot{p}_1 et la vitesse \dot{p}_1 désirée. L'effecteur gauche est utilisé pour définir les équations du mouvement, mais les deux effecteurs sont construits de manière identique. La fonction "sign(x)" est positive et unitaire si son argument est positif, négatif autrement. En prenant en compte l'inertie du moteur I_m ramenée dans le domaine cartésien, l'équation du mouvement devient

$$F_x = m_1\ddot{p}_1 + b_1\dot{p}_1 + \eta_1 \operatorname{sign}(\dot{p}_1) + \frac{1}{J_1} (I_m\ddot{\theta}_1) \quad (2.25)$$

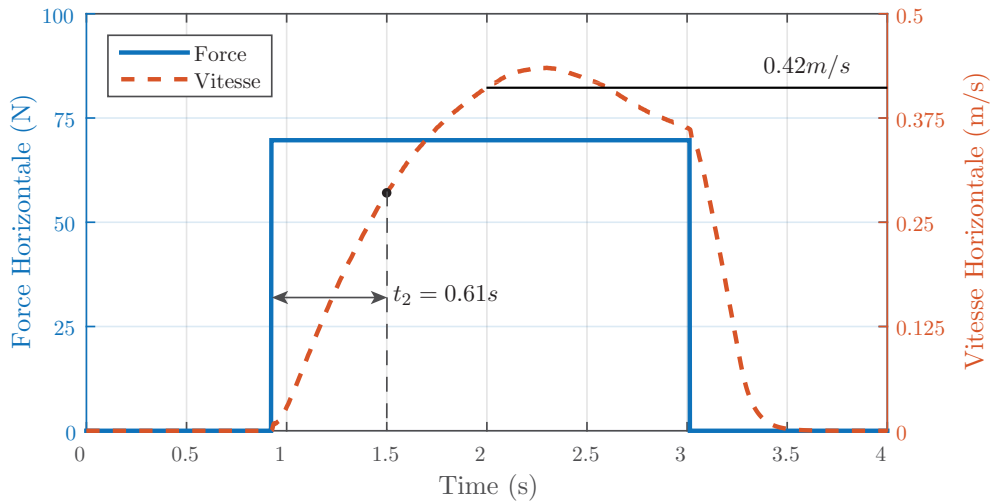
$$\Leftrightarrow F_x = m_1\ddot{p}_1 + b_1\dot{p}_1 + \eta_1 \operatorname{sign}(\dot{p}_1) + \frac{1}{J_1^2} (I_m\ddot{p}_1) \quad (2.26)$$

où J_1 est le premier élément de la diagonale de la matrice jacobienne \mathbf{J} . Cette équation met en avant l'effet du réducteur et du rayon de poulie sur l'inertie du moteur ramenée dans le domaine cartésien. En effet, la matrice jacobienne dépend du rayon de poulie active ainsi que du rapport de réduction et celle-ci affecte de manière quadratique l'inertie du moteur. Le chapitre 4 explore l'utilisation d'un réducteur plus important pour le rendu du sol virtuel. L'utilisation d'un tel réducteur multiplie le couple moteur ramené à l'effecteur et améliore la précision du système en multipliant la résolution des encodeurs pour l'estimation de la position de l'effecteur. Le réducteur utilisé est d'une valeur de 4 et multiplie l'inertie du moteur ramenée au domaine cartésien par 16 alors que le réducteur utilisé dans le chapitre 4 est d'une valeur de 16 et multiplie l'inertie du moteur par 256. La valeur de I_m est de $6.9e^{-5}$ kg.m² d'après le tableau 2.1. Ramenée dans le domaine cartésien, son inertie est donc de $1.12e^{-6}$ kg et $1.79e^{-5}$ kg pour des valeurs respectives de réducteur de 4 et 16, ce qui est négligeable par rapport à la masse du pont mobile (33 kg), c'est pourquoi l'équation (2.24) peut être utilisée à la place de l'équation (2.26).

En plus de l'inertie, le frottement statique est à considérer dans le modèle de la plateforme. Cette valeur est estimée en poussant lentement la plateforme au niveau de l'effecteur et en enregistrant les données avec le capteur d'effort. Ainsi la force appliquée agit seulement pour initier le mouvement sans prendre en compte les forces inertielles. Les effecteurs gauche et droite sont construits de manière identique mais la tension du système de courroies n'est pas exactement égale et affecte la valeur du frottement. La Figure 2.11 montre l'estimation du frottement statique dans la direction horizontale de l'effecteur gauche et de l'effecteur droit. Les expériences montrent que, non seulement le frottement statique est différent entre les deux effecteurs, mais aussi que le sens du mouvement affecte l'amplitude du frottement. Pour l'effecteur gauche (cf.



(a) Estimation de la constante de temps à un échelon de courant pour la direction horizontale gauche.



(b) Estimation de la constante de temps à un échelon de courant pour la direction horizontale droite

FIGURE 2.12: Estimation des constantes de temps pour l'évaluation des forces de frottement dynamiques.

Figure 2.11a), en poussant l'effecteur dans la direction positive, le frottement statique est de 40 N et de -33 N dans la direction opposée. De manière similaire pour l'effecteur droit (cf. Figure 2.11b), le frottement est de 33 N et -31 N. La réduction du frottement dans la direction horizontale est nécessaire en raison de la phase d'élanement de la marche exigeant une transparence de la part du mécanisme, comme l'explique le chapitre 3. Une manière de réduire ce frottement est de détendre la tension dans les courroies dans la direction horizontale et dans la direction verticale. Cependant, cette méthode n'est pas envisagée car le glissement des dents de la courroie sur les poulies crantées n'est pas souhaité.

L'estimation des efforts dynamiques est encore plus difficile à effectuer. En effet, contrairement aux forces de frottement statique, les frottements visqueux nécessitent un déplacement plus important de l'effecteur afin d'estimer la constante de temps du système pour que celui-ci atteigne un régime permanent en vitesse. Une première méthode pour obtenir la constante de temps du système est basée sur l'envoi d'un échelon de courant et de mesurer la vitesse de l'effecteur en sortie. Dans le domaine de Laplace, la force équivalente de l'équation (2.24) est obtenue avec la démonstration suivante

$$F_x - F_{\text{fr}} = m_1 \ddot{p}_1 + b_1 \dot{p}_1 \quad (2.27)$$

où F_{fr} correspond à la force de frottement statique déterminée précédemment. En prenant la transformée de Laplace, on a alors

$$\Leftrightarrow F_x(s) - F_{\text{fr}}(s) = m_1 s \dot{p}_1(s) + b_1 \dot{p}_1(s) \quad (2.28)$$

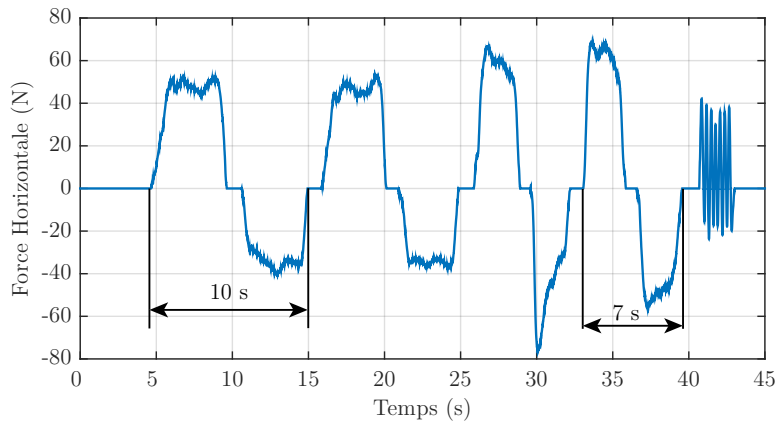
$$\Leftrightarrow \dot{p}_1(s) = \frac{1}{m_1 s + b_1} (F_x(s) - F_{\text{fr}}(s)) \quad (2.29)$$

$$\Leftrightarrow \dot{p}_1(s) = \frac{\frac{1}{b_1}}{\frac{m_1}{b_1} s + 1} (F_x(s) - F_{\text{fr}}(s)). \quad (2.30)$$

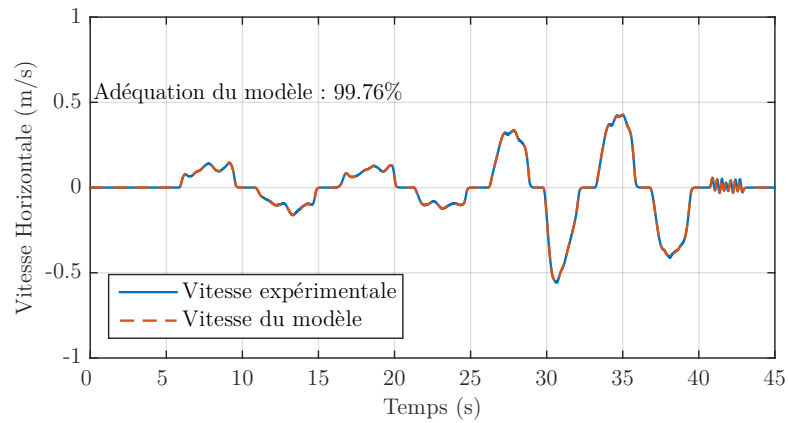
où s est la variable de Laplace et où $\dot{p}_1(s)$, $F_x(s)$, et $F_{\text{fr}}(s)$ sont respectivement la transformée de Laplace de $\dot{p}_1(t)$, $F_x(t)$ et $F_{\text{fr}}(t)$. La fonction de transfert $G_1(s)$ reliant la force d'entrée F_x et la vitesse de sortie \dot{p}_1 peut donc être définie avec l'expression suivante

$$G_1(s) = \frac{1}{m_1 s + b_1} = \frac{\frac{1}{b_1}}{\frac{m_1}{b_1} s + 1} \quad (2.31)$$

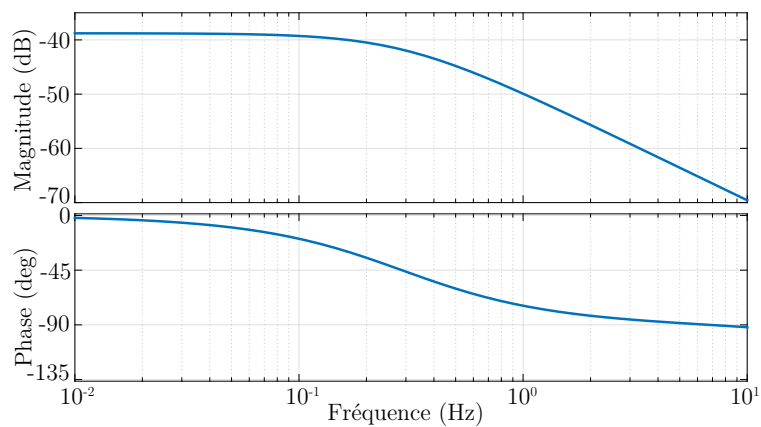
La Figure 2.12 montre l'expérience menée pour évaluer le frottement dynamique avec un échelon de courant, avec l'effecteur gauche et l'effecteur droit. L'unité de l'axe des ordonnées de la Figure 2.12a et de la Figure 2.12b est en Newton afin de trouver



(a) Force d'entrée appliquée par l'utilisateur à l'effecteur.



(b) Comparaison des vitesses mesurées et estimées selon un stimuli de force généré à l'effecteur.



(c) Diagramme de Bode de la fonction de transfert de l'effecteur dans la direction horizontale.

FIGURE 2.13: Estimation du modèle de la plateforme dans la direction horizontale.

la fonction de transfert expérimentale entre la force appliquée sur l'effecteur avec le moteur et la vitesse de l'effecteur. La conversion entre courant envoyé au moteur et force développée par le moteur sur l'effecteur s'effectue à l'aide de la constante du moteur transformant le courant en couple et à la matrice jacobienne \mathbf{J} projetant les efforts articulaires en efforts cartésiens. La donnée $1/b_1$ est obtenue en effectuant le rapport entre l'échelon d'entrée et la vitesse de sortie en régime permanent. La constante de temps de la fonction de transfert $G_1(s)$, donnée avec le rapport m_1/b_1 , correspond au temps de montée pour que la vitesse atteigne 63% de son régime permanent. Un échelon de force de 70 N est appliquée sur l'effecteur grâce au moteur et la vitesse de sortie en régime permanent pour la plateforme gauche et la plateforme droite sont respectivement de 0,35 m/s et 0,42 m/s. Les valeurs expérimentales du frottement visqueux pour l'effecteur gauche et l'effecteur droit \hat{b}_1 , \hat{b}_3 sont donc de

$$\hat{b}_1 = \frac{F_{x1} - F_{fr1}}{v_1} = \frac{70 - 40}{0,35} = 85,7 \text{ Ns/m}$$

$$\hat{b}_3 = \frac{F_{x3} - F_{fr3}}{v_3} = \frac{70 - 33}{0,42} = 88,1 \text{ Ns/m}.$$

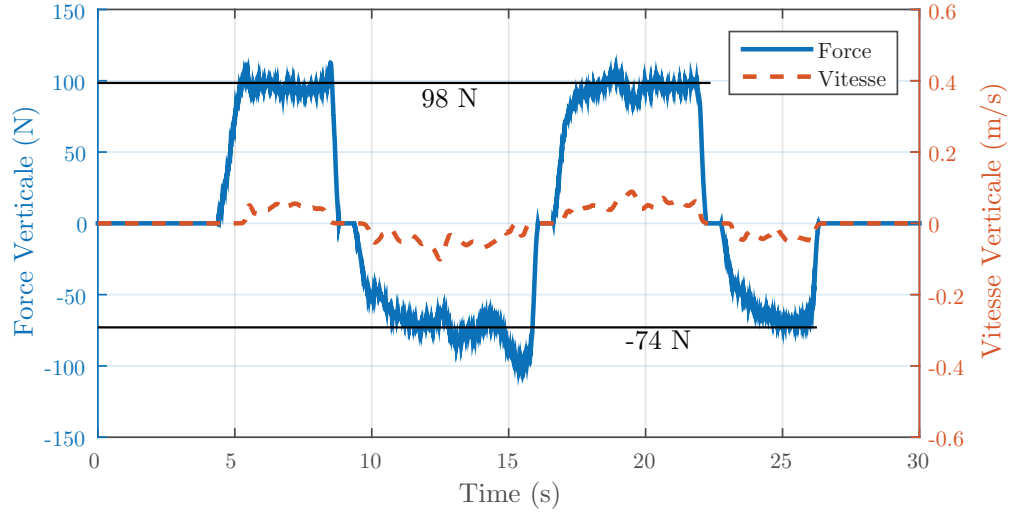
La constante de temps pour l'effecteur gauche et l'effecteur droit sont respectivement de 0.72 s et 0.61 s. La masse expérimentale de l'effecteur gauche et de l'effecteur droit sont donc de

$$\frac{\hat{m}_1}{\hat{b}_1} = 0,72 \Leftrightarrow \hat{m}_1 = 0,72 \times 85,7 = 61,7 \text{ kg} \quad (2.32)$$

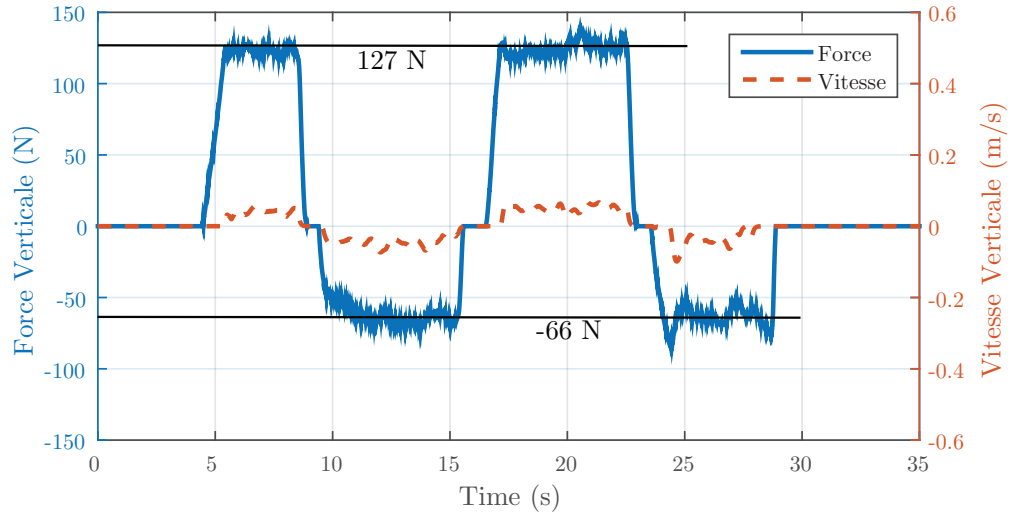
$$\hat{m}_3 = 0,61 \times 88,1 = 53,7 \text{ kg}. \quad (2.33)$$

Par rapport à la masse réelle de 33 kg du pont et de l'effecteur dans la direction horizontale, les valeurs des masses estimées sont différentes, même si l'ordre de grandeur est respecté.

Une autre méthode pour estimer le procédé du mécanisme est une estimation de la fonction de transfert en utilisant une méthode des moindres carrés entre un ensemble de données d'entrée en force et un autre ensemble de vitesses en sortie et les résultats sont montrés en Figure 2.13. Les paramètres d'estimation se fondent sur la recherche d'une fonction de transfert possédant un pôle et aucun zéro, correspondant à l'image de la fonction de transfert en admittance $G_1(s)$. La fonction *arx* du logiciel Matlab automatise la recherche de cette fonction polynomiale pour un ensemble de données d'entrée et de sortie. Afin d'obtenir une fonction de transfert fidèle sur la gamme de fréquences du mouvement humain, l'effecteur est bougé à différentes fréquences, comme le montre la force d'entrée de la Figure 2.13a. La force appliquée sur l'effecteur possède



(a) Estimation du frottement statique dans la direction verticale de l'effecteur gauche. La vitesse de l'effecteur est faible (inférieure à 0.1 m/s) et la force appliquée est seulement utilisée pour vaincre la force de frottement statique.



(b) Estimation du frottement statique dans la direction verticale de l'effecteur droit. La vitesse de l'effecteur est faible (inférieure à 0.1 m/s) et la force appliquée est seulement utilisée pour vaincre la force de frottement statique.

FIGURE 2.14: Estimation du frottement statique pour le mouvement vertical de l'effecteur.

	Échelon de tension	Méthode des moindres carrés
\hat{b}_1	85,7 Ns/m	86,9 Ns/m
\hat{m}_1	61,7 kg	49,91 kg
Erreur relative par rapport à la masse réelle $m = 33$ kg	87 %	51 %

TABLE 2.2: Comparaison des estimés des paramètres dynamiques de la plateforme par échelon de tension et par méthodes des moindres carrés.

une période d'oscillation de 10 s, puis de 7 s et enfin une période d'oscillation rapide. La vitesse de l'effecteur est montrée en Figure 2.13b. Comme attendu, le mouvement de l'effecteur est presque stationnaire lors des oscillations rapides dû à l'inertie de l'effecteur. La fonction de transfert expérimentale $\hat{G}_1(s)$ donnée par cette méthode d'identification donne

$$\hat{G}_1(s) = \frac{1}{49,91s + 86,9} \quad (2.34)$$

Le diagramme de Bode de cette fonction de transfert est donné en Figure 2.13c. Le graphique correspond à l'admittance de la plateforme dans la direction horizontale et est utilisé comme indice de performance à améliorer pour évaluer la transparence des différents algorithmes de commande utilisés dans le chapitre 3 gérant la phase d'élancement. En basse fréquence, le gain statique est de -40 dB, ce qui signifie qu'une force de 10 N est nécessaire pour bouger la plateforme à une vitesse de 0.1 m/s, sans compter le frottement statique à vaincre. La courbe de la Figure 2.13b montre également la ressemblance entre la vitesse mesurée expérimentalement et la vitesse estimée à partir de la fonction de transfert $\hat{G}_1(s)$ utilisant en entrée le stimuli expérimental en force. La concordance entre les deux courbes de vitesses expérimentales et estimées est de 99.76%, ce qui est une correspondance satisfaisante.

Le tableau 2.2 compare les résultats des estimés \hat{m}_1 et \hat{b}_1 obtenus par la méthode d'échelon de tension et celle des moindres carrés. Les valeurs trouvées pour l'estimation du frottement visqueux pour les deux méthodes sont relativement proches (85,7 Ns/m et 86,9 Ns/m pour la méthode d'échelon de tension et celle des moindres carrés) alors que les masses estimées ont un écart plus prononcé (61,7 kg contre 49,91 kg). Néanmoins, la valeur obtenue avec la méthode des moindres carrés est plus proche de la valeur théorique du pont glissant, qui est de $m = 33$ kg, avec une erreur relative de 51 % contre 87 % pour la méthode d'échelon de tension.

L'étude dans la direction verticale est similaire à la direction horizontale avec l'effet de

la gravité à prendre en compte (LECOURS et GOSSELIN, 2013), soit

$$F_z = m_2\ddot{p}_2 + b_2\dot{p}_2 + \eta_2 \text{sign}(\dot{p}_2) + m_2g \quad (2.35)$$

où g est l'accélération de la gravité et les effets inertiels du moteur sont négligés. Le frottement statique dans la direction verticale est estimé de manière identique à la direction horizontale, cependant, le moteur applique une force positive égale au poids de la plateforme pour estimer seulement les forces de frottements statiques. Les résultats de la Figure 2.14 montre que les forces de frottement statique ne sont pas centrées en zéro. Bien que le moteur soit actionné pour compenser la force de gravité, la plateforme gauche requiert une force de 98 N pour initier le mouvement vers le haut et une force de -74 N pour le mouvement vers le bas (cf. Figure 2.14a). Le décentrage est encore plus prononcé pour la plateforme droite (cf. Figure 2.14b) avec un effort de 127 N pour la levée de l'effecteur et -66 N pour la descente. Les frottements visqueux sont difficilement quantifiables dans cette direction dû au poids de l'effecteur comme variable parasite à prendre en compte. De plus, l'identification exacte du mécanisme dans la direction verticale n'est pas nécessaire car l'environnement virtuel dans cette direction est en général stationnaire pour générer le sol plat.

2.5 Conclusion : descriptif de la plateforme de marche

Ce chapitre présente l'architecture de la plateforme de marche et les moyens mis en place pour gérer les phases de la marche, à savoir la phase d'élanement et la phase d'appui. La plateforme se positionne dans la famille des interfaces de locomotion basées sur deux effecteurs pour accueillir les pieds de l'utilisateur, en contraste avec les tapis de course générant un espace plat infini, mais gérant les mouvements verticaux avec plus de difficultés. Chaque effecteur de l'interface présentée est actionné par un système de courroies découplé dans les translations verticale et horizontale, ce qui constitue une architecture novatrice pour une interface de locomotion. En outre, le routage particulier dans la direction verticale multiplie les efforts du moteur à l'effecteur afin de répondre à la demande en couple liée à la gestion du poids de la personne. Les équations cinématiques et dynamiques, découplées pour chaque degré de liberté, donnent les éléments nécessaires pour la commande des effecteurs de la plateforme.

Deuxième partie

Gestion des phases de la marche avec l'interface de locomotion

Chapitre 3

Phase d'élanement de la marche

«La confiance n'exclut pas le contrôle.»

— Lénine.

Résumé

Ce chapitre présente les solutions mises en place pour la gestion de la phase d'élanement avec l'interface de locomotion. Le concept de transparence est introduit comme facteur de performance pour le rendu du mouvement libre avec l'effecteur du mécanisme. Ensuite, le chapitre présente différentes commandes en force pour réduire l'inertie apparente du système. Finalement, la conception d'une interface passive à câbles est présentée pour compléter le manque de transparence de la part des stratégies de commande. La phase d'élanement se déroulant majoritairement dans la direction horizontale, la commande des effecteurs dans la direction verticale n'est pas traitée dans ce chapitre.

3.1 Introduction

La phase d'élanement de la marche correspond à la période durant laquelle l'utilisateur lève son pied du sol et le déplace de l'arrière à l'avant de son centre de gravité. Ce mouvement d'avancée est un mouvement dit «libre» car le pied de l'utilisateur n'est contraint par aucune force de contact extérieure. Un obstacle ralentissant le mouvement du pied (marche dans l'eau) ou bien le stoppant de manière abrupte (comme un muret) sont des facteurs déséquilibrant l'utilisateur pendant son élanement. La plateforme doit donc minimiser ce genre de comportement afin de rendre l'expérience de marche plus proche de la réalité. Un utilisateur évoluant sur un tapis roulant n'est contraint par aucune attache au niveau des pieds, par conséquent, la marche ne souffre pas

de ce déséquilibre. Par contre, dans le système présenté ici, les pieds de l'utilisateur sont attachés aux pédales de l'interface de locomotion pour minimiser les risques de chutes si la pose du pied se fait en dehors de l'effecteur. L'utilisateur ressent donc une partie l'inertie du mécanisme lorsqu'il initie son mouvement : l'expérience de marche est similaire à un mouvement effectué avec des poids frottant au sol. Les forces de frottement et les forces inertielles additionnelles obligent l'utilisateur à fournir une énergie d'impulsion supplémentaire.

3.2 Concept de transparence pour l'évaluation du mouvement libre avec l'interface haptique

Un mécanisme haptique est un moyen d'interagir avec un environnement virtuel à travers le toucher. Un environnement raide empêche l'utilisateur de se déplacer dans la direction de la contrainte grâce aux actionneurs arrêtant le mouvement de l'utilisateur au point d'interaction. À l'inverse, le rendu d'un environnement virtuel libre s'interprète par une force d'interaction nulle entre l'interface haptique et l'utilisateur, correspondant à une déconnexion entre les deux éléments. Cependant, dans le cas d'un contact permanent entre l'effecteur et l'utilisateur, les forces d'interaction parasites nuisent au rendu du mouvement libre. Le concept de transparence permet d'évaluer les effets de la dynamique intrinsèque de l'interface haptique sur le rendu d'environnement virtuel désiré. Dans le cas de la phase d'élancement, la transparence désigne la capacité de l'interface à effacer sa dynamique et ainsi minimiser les forces d'interaction entre la pédale et le pied de l'utilisateur. Les principales causes affectant la transparence du mécanisme sont liées à son inertie et aux frottements de ses éléments mécaniques allant à l'encontre du mouvement de la personne.

Le notion de transparence est introduite par le concept *Z-width* (COLGATE et BROWN, 1994) définissant l'impédance d'un manipulateur. Celui-ci indique la capacité d'un mécanisme à générer des plages de résistances à l'effecteur, du mouvement libre au mouvement contraint et selon la fréquence du mouvement. Les mécanismes construits avec des composants légers (MASSIE et SALISBURY, 1994 ; STOCCO et al., 2001) induisent des forces de frottements négligeables et génèrent des forces d'interaction faibles lors du rendu de mouvement libre : la transparence du mécanisme pour le rendu du mouvement libre est qualifiée comme bonne. Par opposition, les manipulateurs basés sur des moteurs avec des réducteurs importants ou des actionneurs linéaires dont les forces de frottements sont élevées (HESSE, 2005) ont tendance à résister à la force appliquée

par l'utilisateur et à détériorer le rendu du mouvement libre. Idéalement, une interface haptique génère une force importante de manière instantanée pour contraindre le mouvement de l'opérateur comme pour le rendu d'un choc sur un mur. De plus, le mécanisme idéal est capable d'effacer totalement sa propre dynamique pour générer le rendu de mouvement libre, quelque soit la fréquence du mouvement de l'utilisateur. Cependant, certains choix doivent être faits pour obtenir un mécanisme réaliste répondant aux exigences plus pertinentes.

Dans le cadre de la plateforme de marche, le mécanisme utilise des réducteurs pour multiplier le couple de sortie des moteurs. En contre partie, le système devient non réversible : l'utilisateur peut difficilement faire tourner les moteurs en appliquant un effort sur l'effecteur. De ce fait, l'interface de locomotion se classe parmi les mécanismes dont l'impédance est importante et affecte la dynamique de l'utilisateur lors du rendu du mouvement libre. Le retrait des réducteurs réduirait l'impédance du système, mais dans ce cas, les moteurs ne seraient plus capables de déplacer les pédales du mécanisme à cause de leur masse importante. L'impédance d'un mécanisme dépend de ses paramètres dynamiques intrinsèques mais dépend également des paramètres d'intégration du système comme le temps d'échantillonnage des capteurs, le temps de calcul de l'ordinateur et les filtres utilisés pour l'estimation de données comme la vitesse, l'accélération ou la force (COLGATE et BROWN, 1994).

Différentes méthodes existent dans la littérature pour diminuer l'impédance d'un système. La commande en impédance et en admittance (HOGAN, 1985) est un concept populaire pour la commande en force de mécanismes haptiques. Le but de cette commande est de simuler le comportement dynamique souhaité en définissant des paramètres dynamiques virtuels, comme par exemple une inertie et un amortissement faible pour simuler un mécanisme léger. Une commande en impédance utilise des données de position en entrée pour générer une force en sortie à fournir aux moteurs. À l'inverse, une commande en admittance utilise une force d'entrée et fournit une commande en position/vitesse en sortie à fournir à un contrôleur interne.

L'utilisation d'un capteur d'effort au point d'interaction est un atout afin d'améliorer la transparence du système pour le rendu du mouvement libre (BUERGER et al., 2001). Il réduit de manière plus importante les effets parasites de la dynamique intrinsèque du manipulateur qu'avec un couple pré-calculé à partir de l'estimation du système. La commande en admittance a également été appliquée pour l'interface de locomotion *HapticWalker* pour la réduction de l'inertie apparente des effecteurs (HUSSEIN et al.,

2011). Une analyse quantitative montre qu'une force de 50 N est suffisante pour amorcer le mouvement de la pédale dont la masse est proche de 400 kg. Le mouvement de la marche est néanmoins affecté par la force parasite à vaincre. Cette même commande permet de moduler l'inertie d'un exo-squelette et ainsi d'effacer une partie de la dynamique propre du système (AGUIRRE-OLLINGER et al., 2011) ou bien, au contraire, de l'augmenter à des fins d'exercices de réadaptation (COLONNESE et OKAMURA, 2013; COLONNESE et OKAMURA, 2015), l'intervalle d'inertie disponible étant défini par le terme de *M-width*.

Les critères énoncés précédemment (*Z-width*, *M-width*) évaluent les impédances disponibles de mécanismes utilisant des méthodes pour réguler la force au point d'interaction comme la commande en admittance ou en impédance, tout en conservant un système stable. La performance et la stabilité d'un mécanisme sont deux concepts complémentaires : l'amélioration de la performance se fait au détriment de la stabilité et vice-versa (SICILIANO et VILANI, 1999). Les paramètres d'intégration du système comme le temps de communication, les filtres des capteurs et leur sensibilité affectent la stabilité, et par conséquent les performances, du contrôleur pour le rendu du mouvement libre (BROWN et COLGATE, 1998). L'étude de la stabilité des contrôleurs s'effectue à l'aide des outils comme les diagrammes de Bode ou les diagrammes de Nyquist et définissant les marges de gain et les marges de phase comme les limites de stabilité. Une alternative d'évaluation de la stabilité des interfaces haptiques repose sur l'étude de la passivité des interactions entre l'opérateur, le robot et l'environnement virtuel. L'étude de la passivité utilise une analogie avec les circuits électriques et le mouvement du manipulateur (ADAMS et HANNAFORD, 1998; ADAMS et al., 1998; ADAMS et HANNAFORD, 1999). L'énergie d'un système mécanique est définie par la force et la vitesse de l'effecteur alors que celle d'un système électrique repose sur la tension et le courant traversant le composant. Un système passif, composé d'éléments comme des ressorts, des amortisseurs et des masses, est toujours stable car l'énergie initiale utilisée pour mouvoir le mécanisme se dissipe à travers les frottements du système. L'énergie du système diminue et a tendance à revenir à sa position d'équilibre. Un système actif —équipé d'actionneurs— introduit de l'énergie dans le système. Ainsi, l'énergie de sortie peut être plus importante que l'énergie initiale et entraîner un comportement instable. Dans le cadre d'une interface haptique, l'environnement virtuel avec lequel interagit l'utilisateur est composé d'éléments passifs. L'utilisateur est lui-même considéré comme passif car la fréquence à laquelle celui-ci exerce une force à son environnement est faible par rapport à celle d'un actionneur. L'interface haptique est cependant équipée de moteurs afin de générer les

caractéristiques de l'environnement virtuel. Ainsi, un observateur de passivité permet de détecter la présence d'instabilité dans le système et d'augmenter l'amortissement virtuel pour réduire le mouvement de l'effecteur et l'énergie excédentaire (RYU et al., 2006). En prenant en compte la dynamique humaine dans la boucle de commande, le critère de passivité peut être allégé pour obtenir de meilleures performances tout en garantissant la stabilité du contact humain-robot (BUERGER et HOGAN, 2006 ; BUERGER et HOGAN, 2007 ; AN et KWON, 2006). L'utilisation du critère de Lyapunov en tant qu'observateur d'instabilité d'un système haptique permet également d'analyser les limites du mouvement du mécanisme et injecte du frottement virtuel dans le système pour ralentir le mouvement de l'effecteur et ainsi dissiper l'énergie excédentaire liée à l'instabilité (DUCHAINE et GOSSELIN, 2008 ; RICHERT et MACNAB, 2009 ; LECOURET et al., 2012).

Dans un premier temps, le chapitre explore l'utilisation d'une commande en force pour diminuer l'inertie apparente du mécanisme. La commande est d'abord basée sur une stratégie en admittance, puis sur une commande en force directe au point d'interaction. Par la suite, un mécanisme à câbles est développé pour déconnecter partiellement le pied de l'utilisateur et le mécanisme actif afin que l'inertie ressentie par l'utilisateur corresponde à celle du mécanisme additionnel, qui est beaucoup plus faible que celle du mécanisme actif. Ce type de stratégie est basé sur la théorie sur les manipulateurs micro-macro placés en série pour réduire l'inertie apparente d'un mécanisme manipulé par l'utilisateur (KHATIB, 1988).

3.3 Commande en admittance de la plateforme de marche

La commande en impédance et admittance est basée, non pas sur la commande directe de la force d'interaction entre l'humain et le robot, mais sur l'établissement d'une dynamique virtuelle désirée du robot. La commande en impédance est plutôt utilisée pour des mécanismes réversibles et pour imposer des contraintes virtuelles (HOGAN, 1985). Ce type de manipulateur est caractérisé par des éléments mécaniques légers et des liaisons avec peu de frottement aboutissant à un mécanisme avec une impédance propre faible : l'utilisateur est capable de manipuler l'effecteur dans son espace de travail et les moteurs tournent sans opposer d'efforts significatifs au mouvement imposé par l'utilisateur. Les mécanismes non-réversibles ou peu réversibles, quant à eux, exigent une force à l'effecteur importante de la part de l'utilisateur afin de les déplacer. Cette résistance

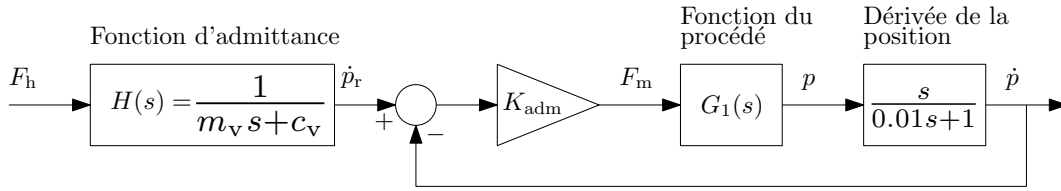


FIGURE 3.1: Commande en admittance de l'effecteur dans la direction horizontale. La fonction de transfert H transforme la force du capteur en une vitesse de référence pour le contrôleur interne en vitesse.

est souvent liée à des frottements mécaniques élevés, à des composants possédant des masses importantes ou à l'utilisation de réducteurs multipliant les couples des moteurs transmis à l'effecteur. La commande en admittance est plus adéquate avec ce type de mécanisme (ADAMS et HANNAFORD, 2002) et pour le rendu du mouvement libre. Dans le cadre d'un environnement virtuel contraint et libre, une commande hybride impédance/admittance (OTT et al., 2010) peut être utilisée pour profiter de la stabilité de la commande en impédance pour le contact des surfaces rigides et des performances de la commande en admittance pour le mouvement libre.

La simulation de mouvement libre requiert des paramètres dynamiques basés sur une inertie et des frottements faibles. Dans le cas de l'interface de locomotion, l'inertie et les frottements intrinsèques de l'effecteur sont élevés par rapport à la dynamique désirée. Les moteurs doivent donc compenser la différence de comportements en appliquant une force dans la direction de celle exercée par l'utilisateur afin d'obtenir la dynamique légère souhaitée. Cependant, la dynamique intrinsèque du manipulateur n'est pas entièrement remplaçable par la dynamique virtuelle désirée. Les frottements statiques affectent les déplacements à basse fréquence tandis que l'inertie du manipulateur est le facteur dominant à plus haute fréquence. L'amorçage du mouvement, les accélérations et les décélérations de l'effecteur sont donc limités. Afin de neutraliser ces problèmes, l'obtention de la fonction de transfert du système et son annulation diminue les effets dynamiques parasites du mécanisme (NEWMAN et ZHANG, 1994). Une autre alternative est l'utilisation de paramètres dynamiques virtuels variables pour anticiper l'accélération et la décélération de l'utilisateur (LECOURS et al., 2012) et ainsi augmenter la réactivité du mécanisme sur les plages de déplacement.

Le mouvement libre est décrit dans la direction horizontale car la direction verticale ne nécessite pas la même transparence. Dans ce chapitre, les notations x , \dot{x} et \ddot{x} sont utilisées pour décrire le mouvement horizontal d'un des effecteurs, le fonctionnement étant identique pour l'autre. La fonction de transfert en admittance transforme la force

lue au niveau de l'effecteur en une consigne de vitesse. Dans un premier temps, l'équation standard du mouvement d'un objet en translation dans la direction horizontale est donnée par l'expression suivante

$$F_h = m\ddot{x} + b\dot{x} + k(x - x_0) \quad (3.1)$$

où m , b , k sont les caractéristiques de masse, frottement dynamique et raideur de l'objet en mouvement ayant une accélération \ddot{x} , une vitesse \dot{x} et une position x . F_h est la force pour mettre l'objet en mouvement et x_0 est la position de repos du ressort. Plus un système possède de l'inertie, plus il est difficile de l'accélérer ou de le décélérer l'effecteur. Le frottement visqueux correspond à la force agissant contre le mouvement et est dû aux imperfections de la surface de contact entre les éléments mécaniques. En ne prenant pas en compte l'effet élastique du ressort, l'équation du mouvement est réduite à

$$F_x = m\ddot{x} + b\dot{x}. \quad (3.2)$$

Son expression dans le domaine de Laplace est donnée par

$$F_x(s) = m\ddot{x}(s) + b\dot{x}(s) \quad (3.3)$$

$$\Leftrightarrow F_x(s) = m\dot{x}(s)s + b\dot{x}(s) \quad (3.4)$$

où s est la variable du domaine de Laplace. En isolant la vitesse \dot{x} de l'équation (3.4), son expression est donnée par

$$\dot{x}(s) = \frac{1}{(ms + b)}F_h(s). \quad (3.5)$$

Finalement, la fonction de transfert $H(s)$ liant la force d'entrée F_h et la vitesse de sortie \dot{x} est définie par

$$H(s) = \frac{1}{(ms + b)}. \quad (3.6)$$

Dans notre application, la masse et le frottement de l'objet à déplacer doivent être faibles pour minimiser les forces d'interaction lors du mouvement libre. La masse virtuelle et le frottement virtuel, respectivement m_v et b_v , définissent la dynamique désirée du manipulateur. L'équation d'admittance, basée sur l'équation (3.5), est donnée par l'expression suivante

$$\dot{x}_r(s) = \frac{1}{(m_v s + b_v)}F_h(s) \quad (3.7)$$

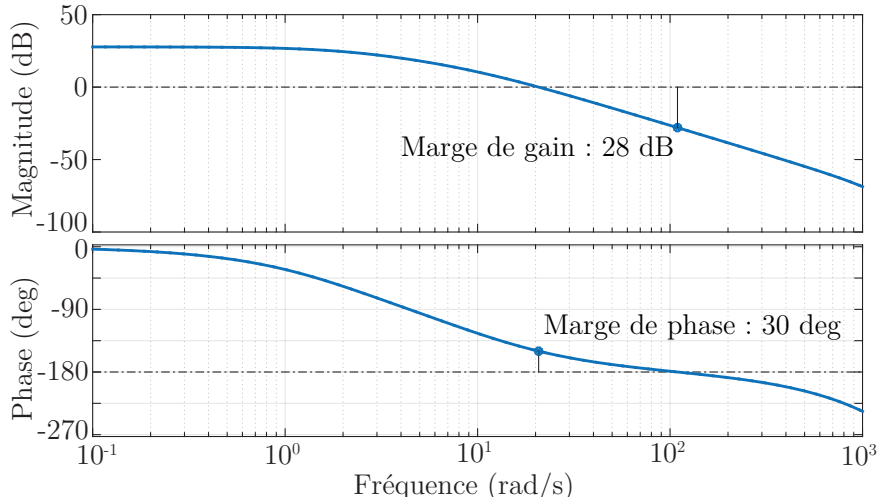


FIGURE 3.2: Diagramme de Bode de la boucle interne de la commande en admittance. Une valeur du gain proportionnel $K_{\text{adm}} = 12.7$ donne une marge de phase de 30° et une marge de gain de 28 dB. La boucle fermée de la boucle interne est donc stable.

où \dot{x}_r est la vitesse de référence que l'effecteur suit pour simuler la dynamique virtuelle définie avec les paramètres m_v et b_v . Le compensateur interne en vitesse suit la loi de commande suivante

$$F_m = K_{\text{adm}} (\dot{x}_r - \dot{x}) \quad (3.8)$$

où F_m est la commande envoyée au moteur et K_{adm} est un gain proportionnel pour régler le régulateur interne en vitesse. L'utilisation d'un gain dérivatif n'est pas recommandée car l'obtention de l'accélération s'effectue avec une double dérivation de la position des moteurs basée sur la lecture d'encodeur. Le double filtrage pour obtenir des données utilisables induit un déphasage important non désiré. Le gain intégral n'est pas nécessaire non plus car celui-ci agit comme une commande en position conduisant l'effecteur vers un emplacement non désiré. Lorsque l'utilisateur applique une force sur l'effecteur, celui-ci bouge dans la direction de la force. Si la force est nulle, alors l'effecteur doit demeurer immobile. Le gain intégral a tendance à amener la plateforme vers une position de référence, même lorsque aucun effort n'est appliqué sur la plateforme.

Le rendu du mouvement libre avec une stratégie de commande en force en admittance dépend donc des trois paramètres suivant :

- La masse virtuelle m_v ;
- Le frottement virtuel b_v et
- Le gain proportionnel de la boucle interne K_{adm} .

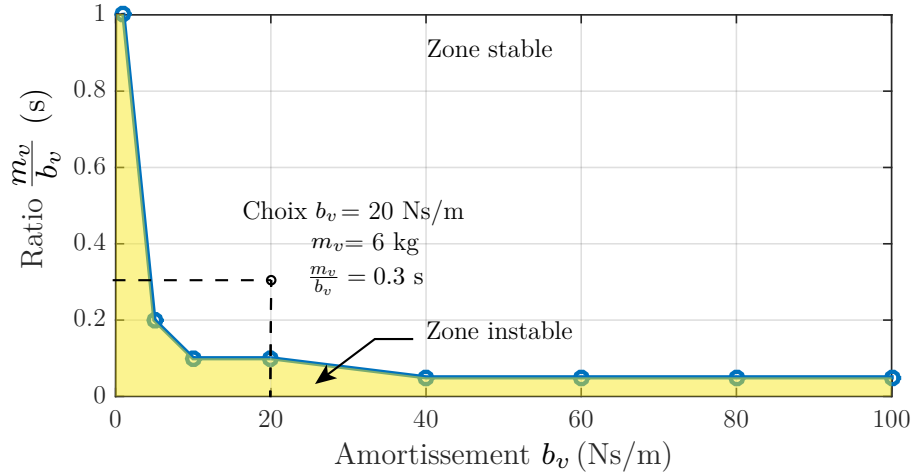


FIGURE 3.3: Zone de stabilité de la fonction de transfert en admittance. La zone ombragée correspond à des paramètres dynamiques virtuels m_v et b_v instables.

La commande en admittance de la plateforme dans la direction horizontale est représentée par la Figure 3.1. La force F_h lue par le capteur d'effort situé sous la pédale de l'interface de locomotion est utilisée en entrée de la matrice d'admittance $H(s)$ afin d'obtenir la vitesse de référence \dot{x}_r , qui est ensuite utilisée pour le contrôleur interne réduisant l'erreur entre cette référence et la vitesse de l'effecteur \dot{x} .

Une condition nécessaire pour avoir une boucle de commande en force globale stable est d'avoir la boucle interne en vitesse stable. Pour cela, la valeur du gain K_{adm} est déterminée en étudiant la stabilité de la boucle ouverte du procédé $G_1(s)$ obtenue dans le chapitre 2. Pour rappel, la fonction du procédé $G_1(s)$ est estimée avec la fonction de transfert suivante

$$G_1(s) = \frac{1}{ms^2 + bs} = \frac{1}{33s^2 + 65s}. \quad (3.9)$$

L'obtention de la vitesse s'effectue en dérivant la sortie du procédé avec un filtre passe bas dont la constante de temps est de 10 ms pour couper les hautes fréquences contenant le bruit des encodeurs. Le diagramme de Bode en Figure 3.2 correspond au comportement de la boucle ouverte du procédé avec un gain proportionnel $K_{amd} = 12,7$. La marge de gain est de 28 dB et la marge de phase est de 30° , ainsi la boucle interne du contrôleur en admittance est supposée stable avec le gain K_{adm} correspondant.

Maintenant que la valeur de K_{adm} est fixée, les paramètres dynamiques virtuels m_v et b_v doivent être déterminés. Pour le rendu d'environnement libre, leurs valeurs doivent être basses, mais des paramètres dynamiques trop faibles engendrent un comportement

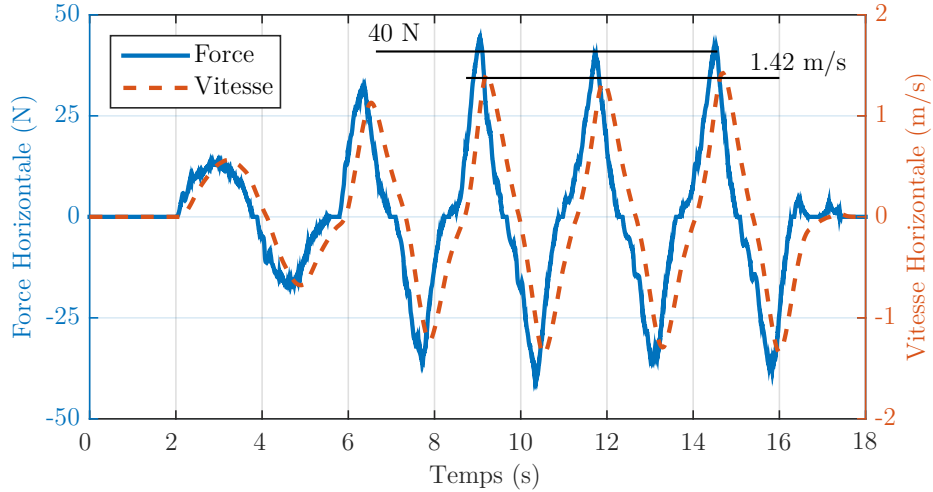


FIGURE 3.4: Essai préliminaire de la plateforme de marche pour le mouvement à une fréquence d'environ 0.25 Hz. Une force de 40 N est nécessaire pour déplacer l'effecteur à une vitesse de 1.42 m/s.

instable. Qualitativement, si la masse virtuelle est beaucoup plus basse que la masse réelle du manipulateur, la vitesse de référence a tendance à être importante alors que la vitesse réelle est encore faible : le couple du moteur augmente pour réduire l'erreur en vitesse. Le contrôleur surcompense son retard en demandant un couple important de la part du moteur, à tel point que la vitesse de l'effecteur peut dépasser la vitesse de référence. Dans ce cas, le couple demandé devient négatif pour ralentir l'effecteur. Si ce cycle se répète plusieurs fois dans une période de temps courte, l'utilisateur ressent les oscillations de l'effecteur et il y a donc instabilité. Afin de faire ressortir la constante de temps de la fonction de transfert en admittance, celle-ci est réécrite de la manière suivante

$$H(s) = \frac{1}{m_v s + b_v} = \frac{\frac{1}{b_v}}{\frac{m_v}{b_v} s + 1}. \quad (3.10)$$

La fonction de transfert est assimilée à une fonction du premier ordre avec un gain statique de $1/b_v$ et une constante de temps définie par m_v/b_v . La stabilité du mécanisme s'étudie expérimentalement en modifiant l'amortissement virtuel et le ratio m_v/b_v de manière similaire à l'étude de la commande du mécanisme à quatre degrés de liberté présenté dans (LECOURS et al., 2012). Plus l'amortissement b_v est faible, plus la vitesse de référence \dot{x}_r est importante pour une force d'entrée F_h . Plus le ratio m_v/b_v est faible, plus la constante de temps de la fonction de transfert en admittance est faible et plus la réponse transitoire du mécanisme est rapide.

La détection des limites de stabilité s'effectue en modifiant l'amortissement virtuel avec des valeurs allant de 100 Ns/m à 1 Ns/m. Pour chacune de ces valeurs, le ratio m_v/b_v entraînant des oscillations du système pour une poussée manuelle de l'effecteur est relevée. Les résultats sont présentés en Figure 3.3. Pour des valeurs importantes d'amortissement virtuel ($b_v > 20$ Ns/m), le système reste stable car la vitesse de référence reste modérée. Pour des valeurs d'amortissement plus faible ($b_v < 20$ Ns/m), la constante de temps définie par le ratio m_v/b_v est plus importante. Il n'est pas possible de demander une réponse transitoire rapide et donc une accélération importante de l'effecteur sous peine d'obtenir un système instable. Pour une valeur d'amortissement de 1 Ns/m, la constante de temps est de 1 s, rendant le mécanisme lent à répondre au mouvement de l'utilisateur. Le choix des paramètres virtuels m_v et b_v sont donc à $m_v = 6$ kg et $b_v = 20$ Ns/m, conduisant à une constante de temps de 0,3 s préservant un équilibre entre performance et stabilité.

La Figure 3.4 montre un essai préliminaire de mouvement d'avancée et de recul avec la plateforme de marche dans la direction horizontale avec le contrôleur en admittance. En observant les valeurs maximales de force et de vitesse, une force de 40 N bouge l'effecteur à une vitesse de 1,42 m/s. Dans le chapitre 2, le mouvement de la plateforme sans contrôleur nécessite une force de 40 N pour bouger l'effecteur à une vitesse de 0,1 m/s. La commande en admittance diminue donc l'inertie apparente du système pour cette fréquence de mouvement.

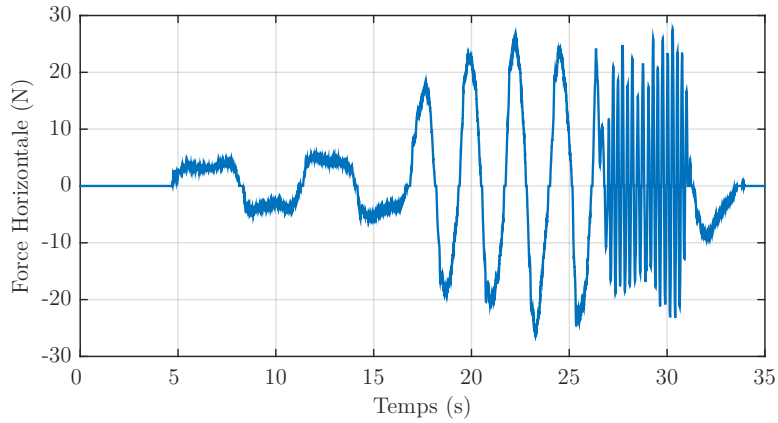
Afin d'obtenir le comportement de la plateforme avec le contrôleur en admittance sur une plus grande gamme de fréquence, la fonction de transfert de l'admittance globale du système est estimée, de manière similaire à l'estimation du procédé $G_1(s)$ du chapitre 2. La littérature propose plutôt le tracé de l'impédance (COLGATE et BROWN, 1994), mais le tracé de l'admittance est plus pertinent pour le rendu du mouvement libre. La Figure 3.5 montre les résultats pour la détermination du diagramme de Bode reliant la force de l'utilisateur et la vitesse de la plateforme. L'utilisateur bouge l'effecteur à différentes fréquences afin de déterminer la fonction de transfert sur la gamme de fréquences du mouvement humain comme le montre la courbe de la Figure 3.5a. La vitesse de l'effecteur résultant de la force de l'utilisateur est donnée en Figure 3.5b. Pour des mouvements à haute fréquence —dans le voisinage de 2 Hz pour l'être humain (BROOKS, 1990 ; JONES, 2000)— la vitesse de l'effecteur reste proche de zéro. Le diagramme de Bode en Figure 3.5c montre le comportement de la plateforme pour différentes fréquences de mouvements. À basses fréquences (< 2 Hz), le gain est de -25 dB. Pour une force de 10 N, la vitesse de l'effecteur est de 0.56 m/s, ce qui concorde avec

les résultats expérimentaux de la Figure 3.4. Pour des fréquences supérieures à 2 Hz, le gain du diagramme diminue, ce qui correspond à une vitesse plus faible de l'effecteur pour une même force d'entrée, confirmant l'état stationnaire de l'effecteur pour une force d'entrée à fréquence élevée de la Figure 3.5b. La Figure 3.5b montre également la vitesse estimée à partir de l'entrée expérimentale et de la fonction de transfert du diagramme de Bode de la Figure 3.5c, avec une adéquation du modèle de 99.62%.

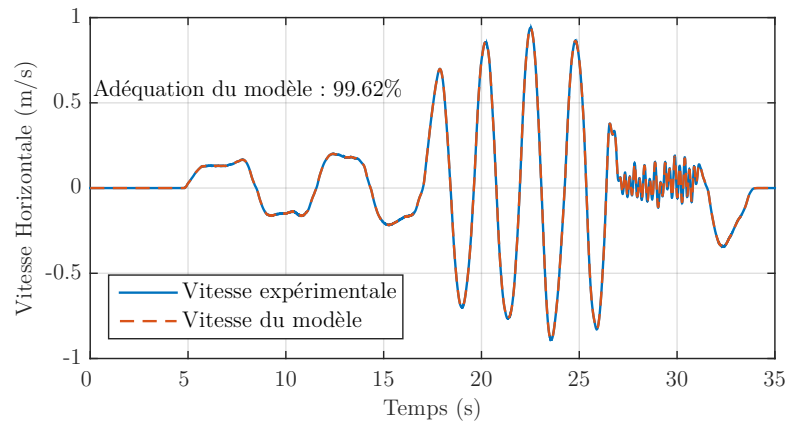
3.4 Commande en force directe de la plateforme de marche

La commande en force directe est une solution alternative à la commande en admittance. En effet, la commande en admittance traduit la force appliquée par l'utilisateur en une consigne en vitesse. La commande interne en vitesse régule le couple envoyé au moteur pour réduire l'erreur entre la vitesse de la plateforme et la consigne en vitesse. La forme de la fonction de transfert en admittance est similaire à un filtre passe-bas, introduisant un retard supplémentaire se concluant par une diminution de la transparence du mécanisme à des plus hautes fréquences de mouvement. La commande en force directe modifie la boucle du contrôleur pour supprimer le retard induit par le contrôleur en admittance. La force d'interaction au point d'opération est directement régulée sans passer par une boucle interne en vitesse. Dans (BUERGER et HOGAN, 2007), un compensateur avance-retard de phase est utilisé pour réduire la friction statique du mécanisme tout en rejetant les vibrations issues de la lecture des capteurs.

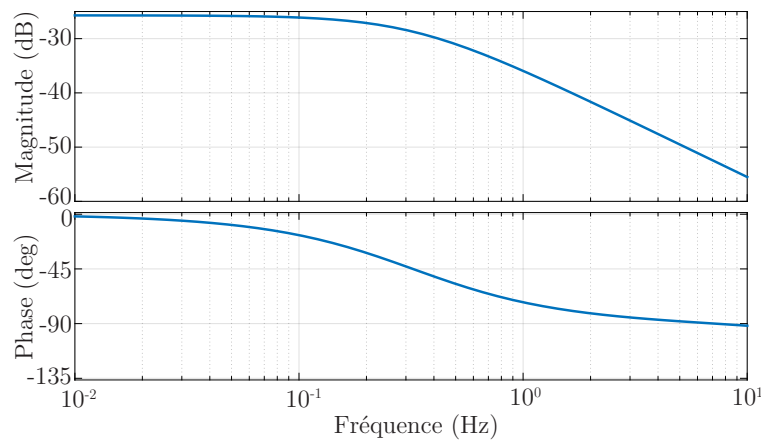
Le schéma de commande en force directe est donné en Figure 3.6. F_h est la force lue par le capteur d'effort et F_h^* représente la force estimée de l'utilisateur. K_{DF} est le gain proportionnel du régulateur en force directe multipliant l'erreur en force ε_F . La force F_m est, comme pour la commande en admittance, la commande envoyée au moteur pour le déplacement de l'effecteur. Le procédé $G_1(s)$ est le modèle du manipulateur déterminé dans le chapitre 2. La dérivation de la position est calculée comme pour la commande en admittance avec un filtre passe-bas dont la constante de temps est de 0.01 ms. Enfin, pour estimer la force humaine F_h^* , le modèle dynamique de l'humain est nécessaire. Cependant, ses paramètres dynamiques (inertie, amortissement et raideur) varient selon la manière dont l'effecteur est saisi et selon la direction du mouvement par rapport à l'utilisateur. En prenant pour exemple l'ellipsoïde d'inertie du bras, celui-ci a tendance à montrer une plus forte inertie dans la direction distale —dans la direction de l'avant-bras— alors que dans une direction perpendiculaire à la direction distale,



(a) Force d'entrée appliquée par l'utilisateur à l'effecteur.



(b) Comparaison des vitesses mesurées et estimées selon la force d'entrée appliquée à l'effecteur pour la commande en admittance.



(c) Diagramme de Bode de la fonction de transfert de l'admittance globale de la plateforme avec une commande en admittance.

FIGURE 3.5: Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en admittance.

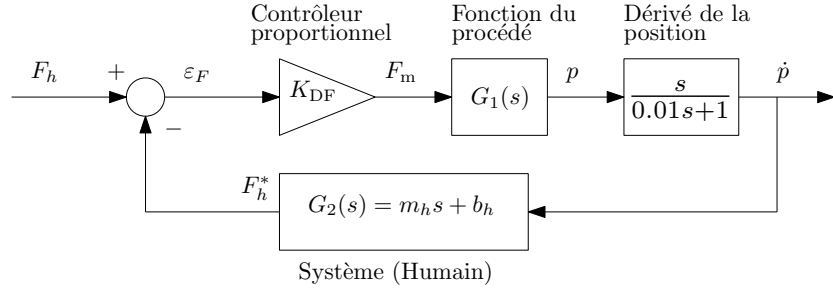


FIGURE 3.6: Commande en force directe. La force du capteur est comparée à la force estimée par la fonction de transfert $G_2(s)$ et l'erreur est utilisée par un contrôleur proportionnel pour réguler la vitesse de l'effecteur.

l'avant-bras présente moins de résistance (TSUJI et al., 1994). Dans un premier temps, le choix de la masse et de l'amortissement humain est basé sur des valeurs dynamiques du bras dans une direction perpendiculaire à la direction distale de l'avant-bras (SPEICH et al., 2005), soit

$$G_2(s) = m_h s + b_h = 3.25s + 20. \quad (3.11)$$

La raideur est considérée comme nulle car l'effecteur n'est pas saisi de manière rigide par l'utilisateur. L'impédance de l'utilisateur $G_2(s)$ prend en entrée la vitesse de l'effecteur \dot{p} et estime en sortie la force d'interaction F_h^* . Comme la fonction de transfert est impropre (plus de zéros que de pôles), il est nécessaire d'utiliser un filtre afin d'obtenir l'accélération à partir de la dérivée de la vitesse. L'expression de $G_2(s)$ devient

$$G_2(s) = 3.25 \left(\frac{s}{0.01s + 1} \right) + 20. \quad (3.12)$$

La fonction de transfert $G_2(s)$ est essentiellement utilisée pour établir une première valeur pour le gain K_{DF} . Par la suite, les paramètres dynamiques humains m_h et b_h sont modifiés pour régler les performances du contrôleur en force directe.

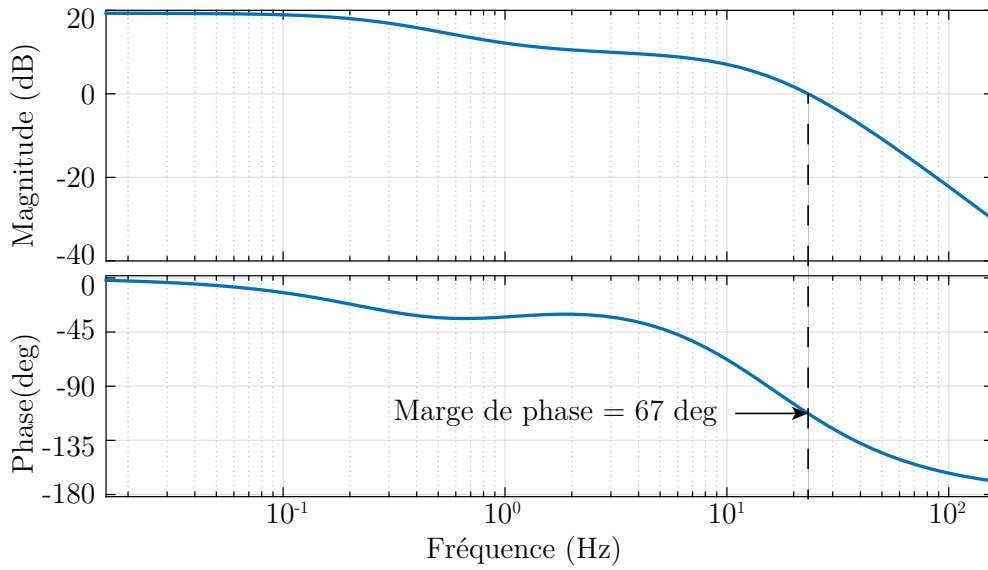
Le réglage du gain proportionnel K_{DF} règle les performances du système en définissant la bande passante en boucle fermée. Un gain proportionnel élevé augmente le gain en boucle ouverte afin d'obtenir un gain unitaire en boucle fermée, ainsi l'erreur ε_F reste faible entre l'entrée F_h et la sortie F_h^* . Le choix de la bande passante dépend de la fréquence du mouvement humain. Le mouvement impliquant des groupes musculaires importants dépassent rarement 2 Hz pour des mouvements contrôlés. Les réflexes sont des mouvements pouvant atteindre une gamme de fréquence proche de 5 Hz (JONES, 2000). L'augmentation de la bande passante du système doit être limitée pour éviter l'amplification du bruit des capteurs de position de l'effecteur, du capteur de force

d'entrée et des imperfections du système liées au délai de communication. En simulation, la Figure 3.7 décrit le comportement de la plateforme en boucle ouverte et en boucle fermée avec un gain $K_{DF} = 30$. En boucle ouverte (cf. Figure 3.7a), la marge de phase est de 67° . Il n'y a pas de marge de gain car la courbe de phase ne traverse pas la limite de 180° . Le comportement en boucle fermée montre une bande passante de 35 Hz avec un gain quasiment unitaire à -0,929 dB, correspondant à un rapport d'amplitude de force estimée et force lue au niveau du capteur de 0,899. Le fonctionnement en boucle fermée de la plateforme est donc stable en simulation.

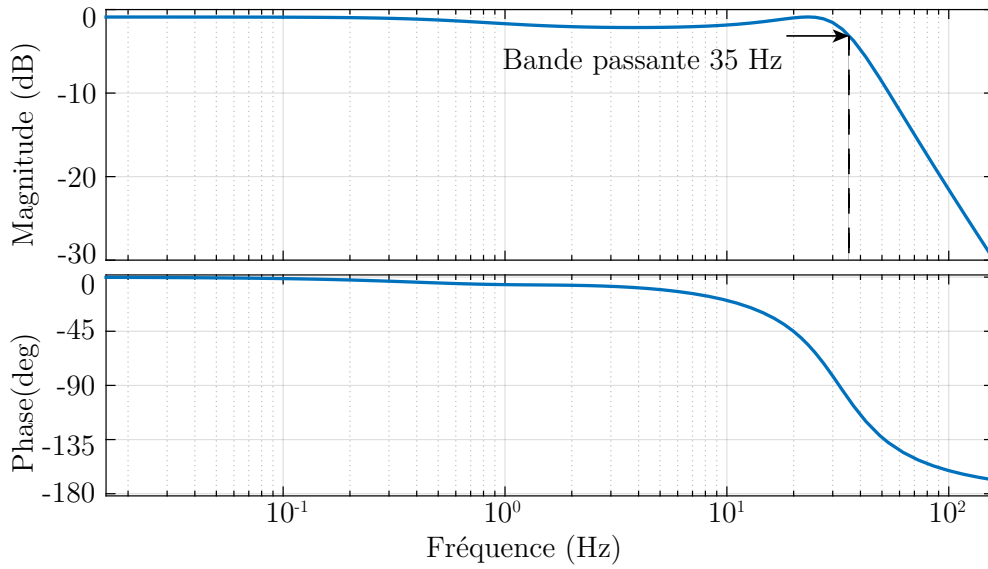
Le fonctionnement préliminaire de la plateforme est donné en Figure 3.8. Le gain proportionnel K_{DF} n'a pas été fixé directement à la valeur 30 comme en simulation, mais a été augmenté progressivement. Pour une valeur de $K_{DF} = 10$, des problèmes de vibrations au niveau de la lecture du capteur sont notoires (cf. Figure 3.8a). Lorsque l'utilisateur applique une force vers l'avant, l'effecteur avance également dans la direction indiquée par l'utilisateur. Cependant, en tentant de surcompenser son retard, l'effecteur dépasse l'utilisateur et produit des oscillations au niveau de la lecture du capteur d'effort. L'interaction entre l'utilisateur et la plateforme est à la limite de la stabilité. Les vibrations de la Figure 3.8a se produisent avec une fréquence de 20 Hz. L'utilisation d'un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est placée à cette fréquence se conclut par la disparition des oscillations comme montré en Figure 3.8b où, pour une force appliquée de 28 N, la vitesse de l'effecteur est de 0,95 m/s. Finalement, la Figure 3.9 montre le comportement de la plateforme avec le gain proportionnel $K_{DF} = 30$ et un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est fixée à 20 Hz. Pour une force de 30 N, la vitesse de l'effecteur est de 1,41 m/s (cf. Figure 3.9a). La comparaison entre la force estimée et la force lue par le capteur est présentée en Figure 3.9b et montre des valeurs similaires entre les deux données.

Comme pour la commande en admittance, l'admittance globale du système avec la commande en force directe est montrée en Figure 3.10. La force d'entrée en Figure 3.10a montre que l'effecteur est déplacé à différentes fréquences et la vitesse correspondante de l'effecteur est montrée en Figure 3.10b. Le diagramme de Bode montre un gain en basse fréquence de -27 dB correspondant à un comportement similaire au contrôleur en admittance.

Le modèle humain défini par les paramètres m_h et b_h est basé sur l'inertie et l'amortissement du bras d'une personne dans la direction perpendiculaire à la direction distale de l'avant-bras. Des valeurs dynamiques moins élevées amènent vers un comportement



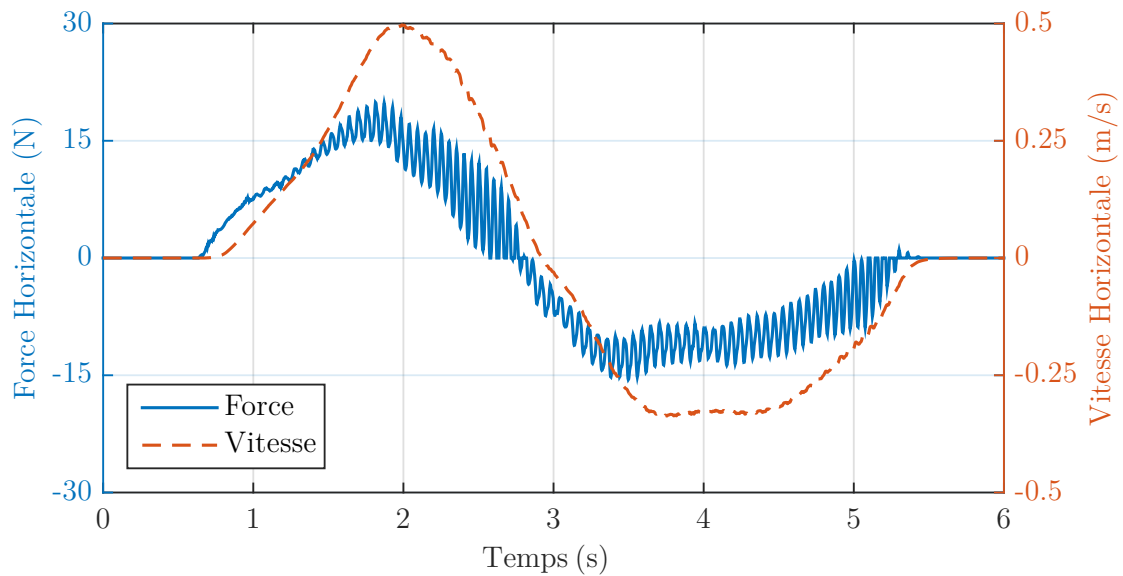
(a) Diagramme de Bode de la boucle ouverte de la commande en force directe avec le gain $K_{DF} = 30$. La marge de phase à 67° garantit la stabilité en boucle fermée.



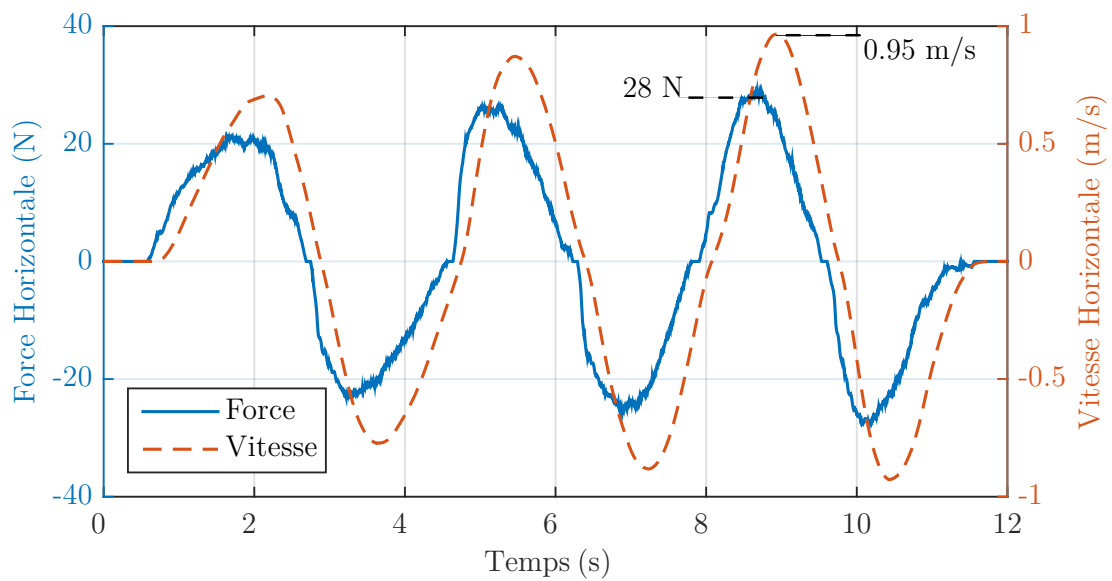
(b) Diagramme de Bode de la boucle fermée de la commande en force directe avec le gain $K_{DF} = 30$ avec une bande passante théorique est de 35 Hz.

FIGURE 3.7: Réponse en fréquence de la commande en force directe avec le gain proportionnel $K_{DF} = 30$.

plus léger de la plateforme. Plus la masse m_h est faible, plus la force F_h^* est faible et, par conséquent, le contrôleur augmente la vitesse de l'effecteur pour réduire l'erreur ε_F . La commande en boucle ouverte correspond au fonctionnement de la commande en force directe lorsque les paramètres dynamiques m_h et b_h sont réduits à zéro.

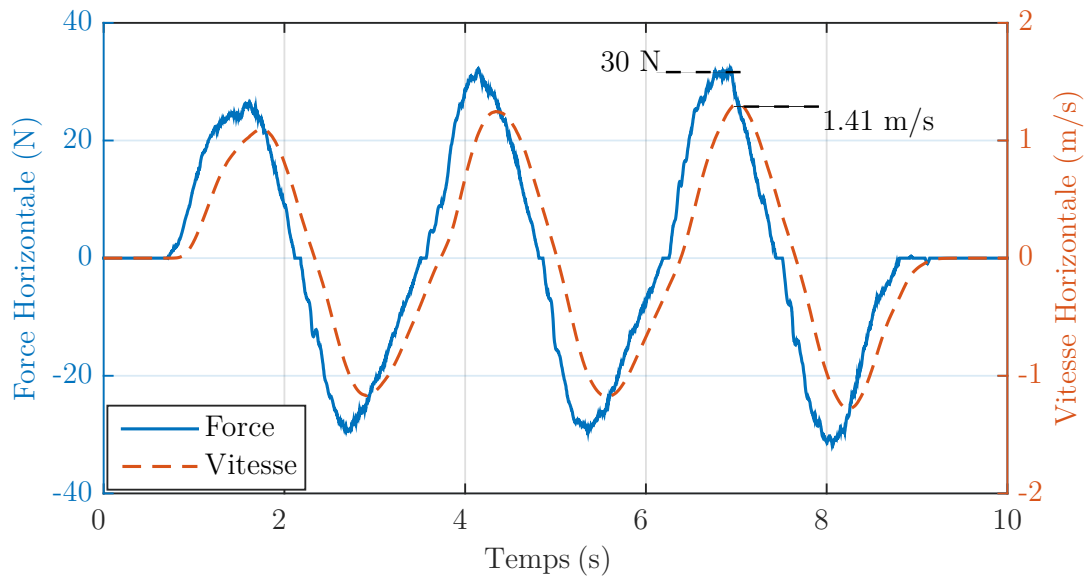


(a) Comportement de l'effecteur pour un gain proportionnel $K_{DF} = 10$. Celui-ci vibre à une fréquence d'environ 20 Hz.

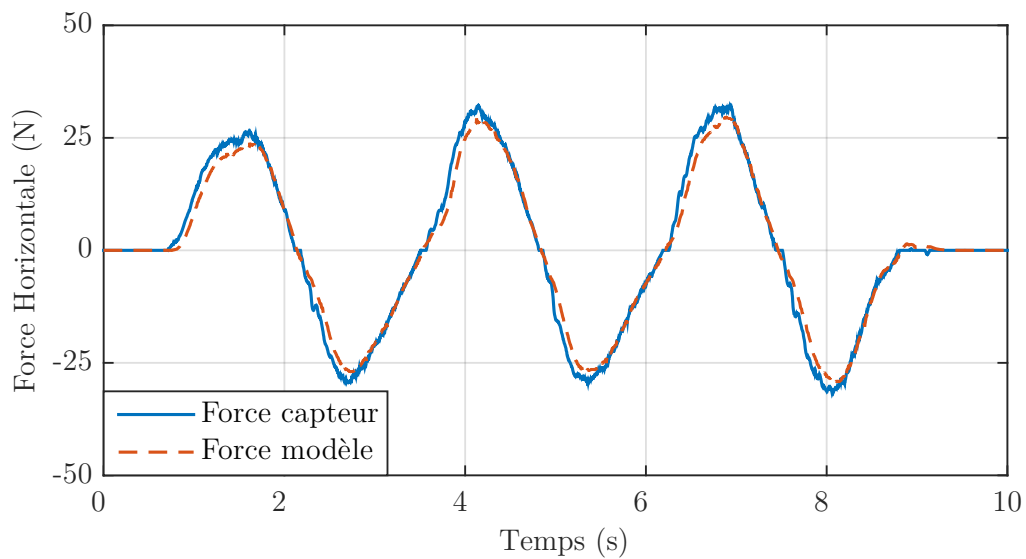


(b) Comportement de l'effecteur pour un gain proportionnel $K_{DF} = 10$ et un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de $\omega_{DF} = 20$ Hz.

FIGURE 3.8: Réglage du gain K_{DF} et du filtre passe-bas de la commande en force directe.

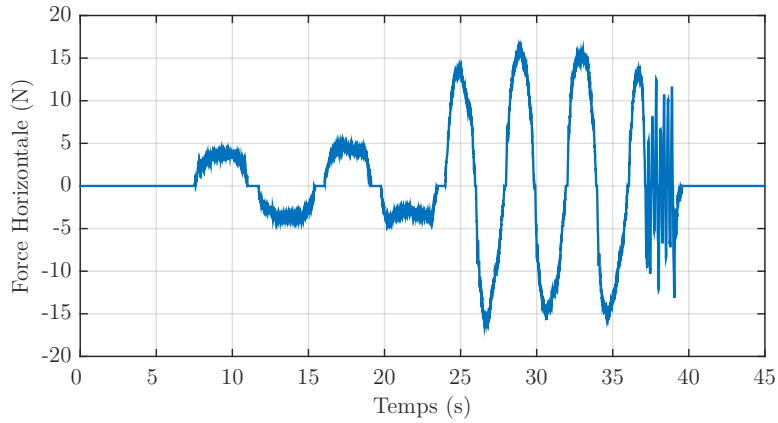


(a) Comportement de l'effecteur pour un gain proportionnel $K_{DF} = 30$, et une fréquence de coupure $\omega_{DF} = 20$ Hz.

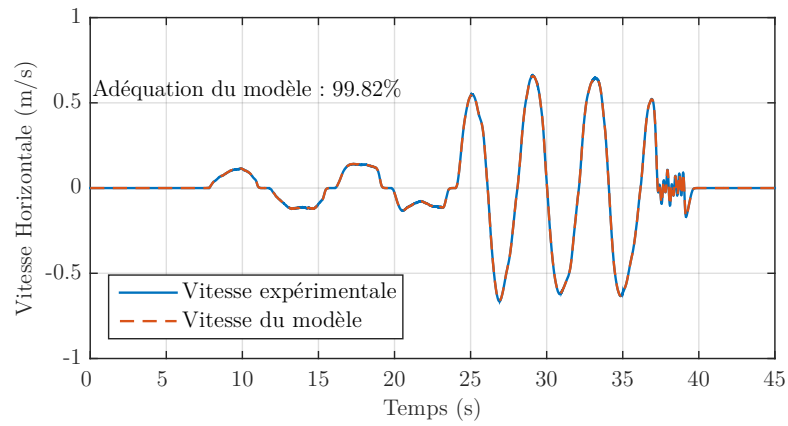


(b) Comparaison des forces appliquées à l'effecteur et estimées par la fonction de transfert du modèle humain.

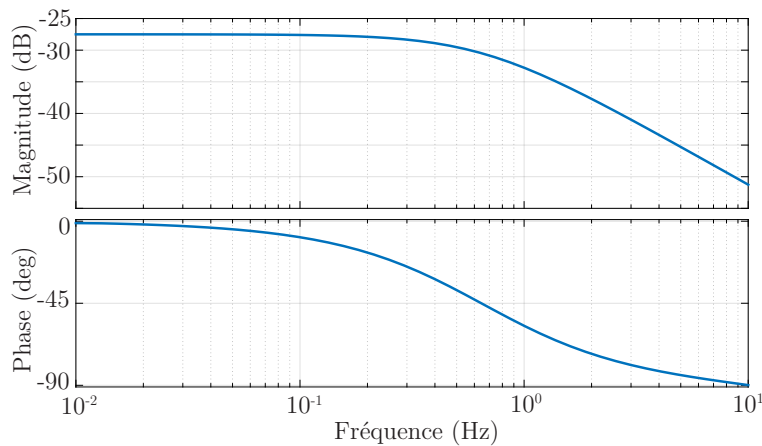
FIGURE 3.9: Expérimentation de la commande en force directe.



(a) Force d'entrée appliquée par l'utilisateur à l'effecteur.



(b) Comparaison des vitesses mesurées et estimées à partir de la fonction de transfert en admittance globale du système.



(c) Diagramme de Bode de la fonction de transfert en admittance globale de la plateforme avec une commande en force directe.

FIGURE 3.10: Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en force directe.

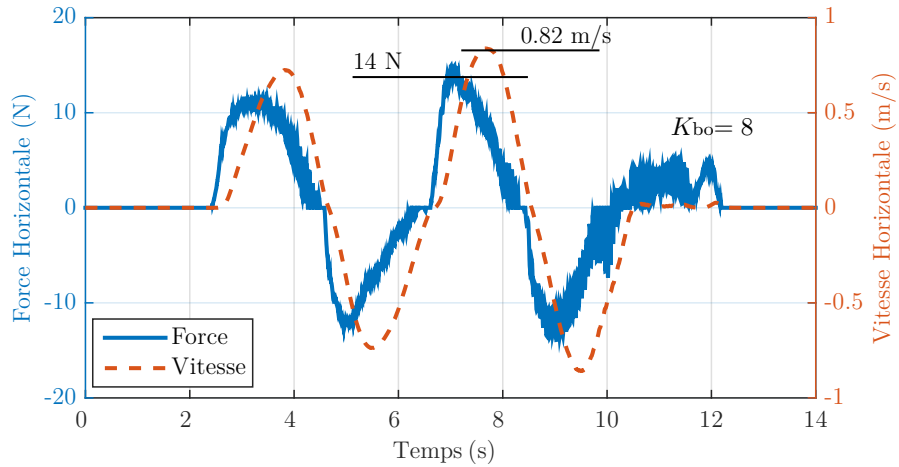
3.5 Commande en boucle ouverte de la plateforme de marche

La commande en boucle ouverte est basée sur la diminution des paramètres dynamiques m_h et b_h utilisés pour estimer la force de retour pour la fermeture de la boucle de commande. La commande en boucle ouverte s'appuie donc sur une transformation pure de la lecture du capteur d'effort au niveau de la plateforme en un couple à envoyer aux moteurs. Le gain multiplicateur de force K_{bo} est utilisé pour multiplier la force lue à l'effecteur et facilite le mouvement de celui-ci en augmentant la commande de couple envoyée au moteur, soit

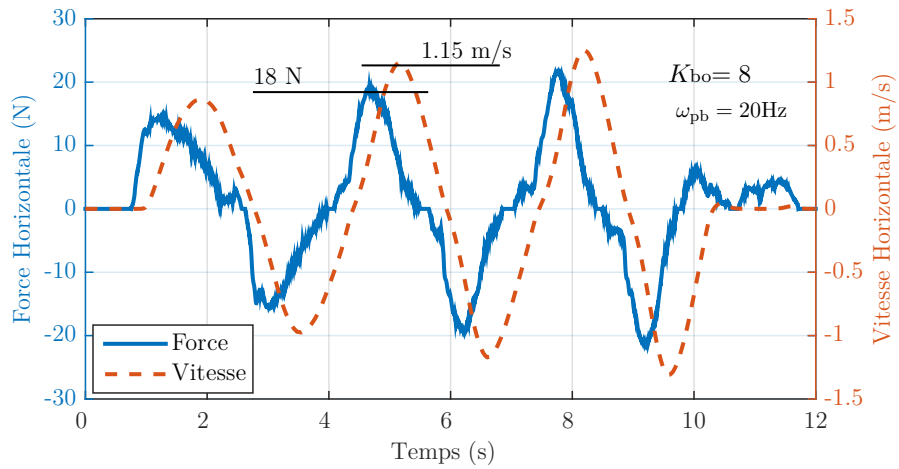
$$F_m = K_{bo}F_h. \quad (3.13)$$

Le réglage du gain K_{bo} se fait de manière expérimentale : plus le gain augmente, plus le mécanisme est facile à déplacer et meilleure est la transparence. Cependant, comme pour la commande en boucle fermée, un gain trop important déstabilise le système en amplifiant les bruits parasites provenant des imperfections des capteurs et des délais de communication. La recherche du gain K_{bo} est présentée en Figure 3.11. En Figure 3.11a, pour un gain $K_{bo} = 8$, les bruits du capteur de force et des encodeurs sont amplifiés de manière trop importante et le mécanisme est en limite de stabilité. Les oscillations apparues ont une fréquence de 20 Hz. Comme pour la commande en force directe, un filtre passe-bas est utilisé pour atténuer ces oscillations et les résultats sont donnés en Figure 3.11b. Le gain est augmenté et les valeurs expérimentales pour $K_{bo} = 30$ avec un filtre passe-bas à 20 Hz sont données en Figure 3.11c. Pour une force appliquée de 11 N, la vitesse de sortie est de 1,42 m/s et présente une meilleure transparence que les deux contrôleurs précédents.

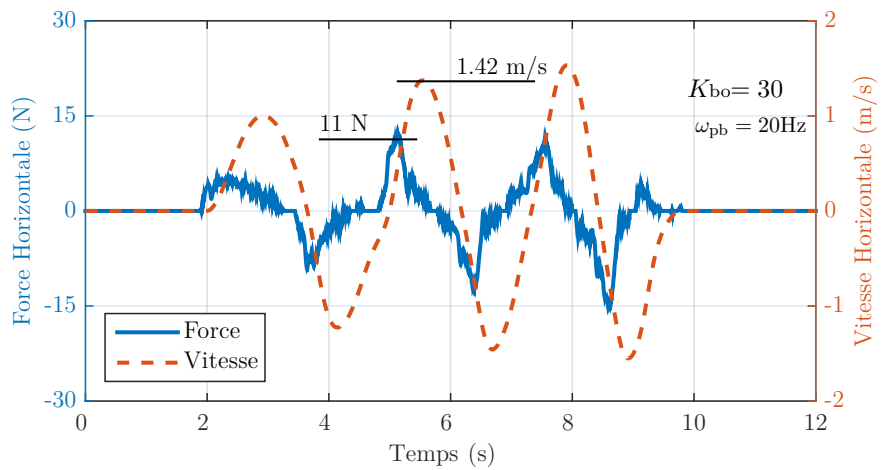
La Figure 3.12 caractérise la fonction de transfert en admittance globale du contrôleur en boucle ouverte. Comme pour les contrôleurs précédents, la force d'entrée est montrée en Figure 3.12a et la vitesse de sortie de l'effecteur correspondant est donnée en Figure 3.12b. La Figure 3.12c montre la réponse en fréquence de la commande en boucle ouverte de l'interface de locomotion. Pour une fréquence de 0.3 Hz, correspondant à la fréquence de mouvement de l'expérience de la Figure 3.11c, le gain est de -21 dB, ce qui correspond à une vitesse de 0,89 m/s pour une force d'entrée de 10 N.



(a) $K_{bo} = 8$, pas de filtre passe-bas.

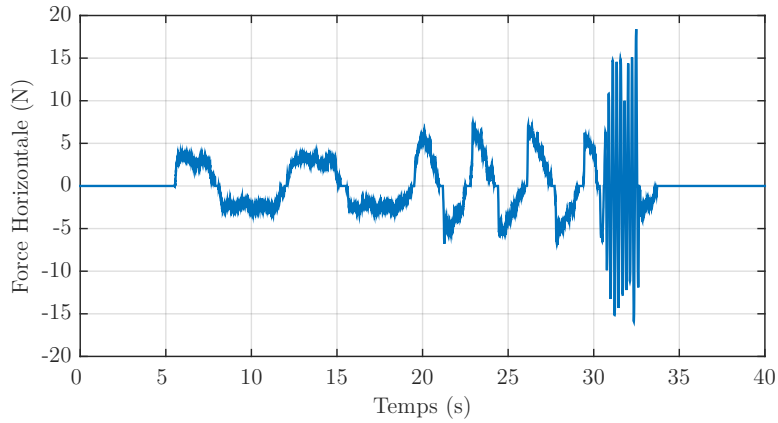


(b) $K_{bo} = 8$, $\omega_{pb} = 20$ Hz.

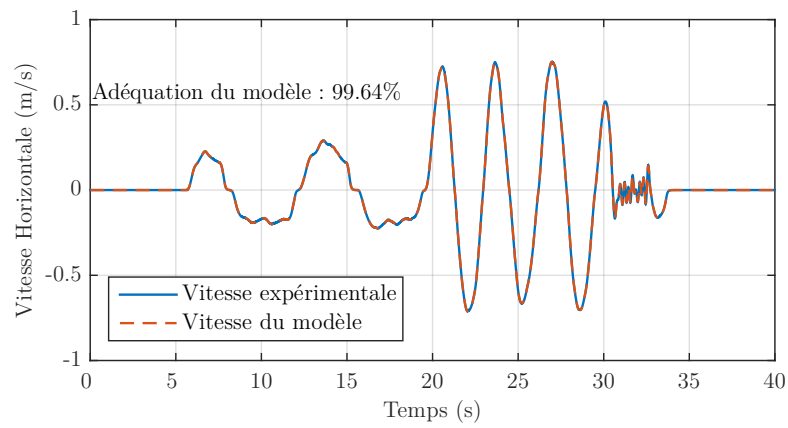


(c) $K_{bo} = 30$, $\omega_{pb} = 20$ Hz.

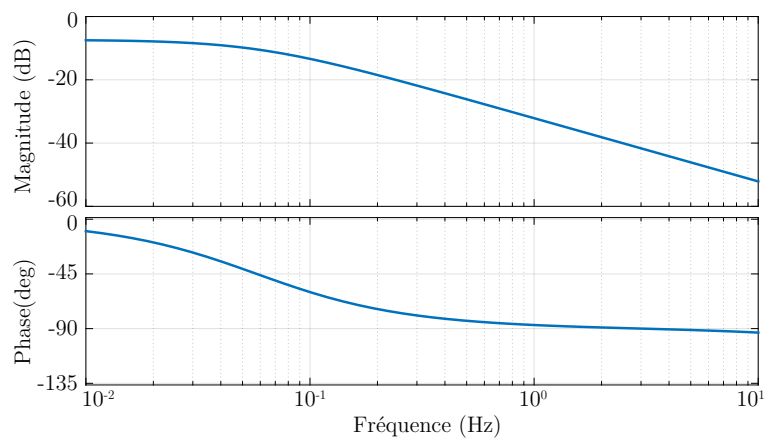
FIGURE 3.11: Recherche des gains stables pour la commande en boucle ouverte.



(a) Force d'entrée appliquée par l'utilisateur à l'effecteur..



(b) Comparaison des forces appliquées à l'effecteur et estimées par la fonction de transfert du modèle humain.



(c) Diagramme de Bode de la fonction de transfert en admittance globale de la plateforme avec une commande en boucle ouverte.

FIGURE 3.12: Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec la commande en boucle ouverte.

3.6 Comparaison des admittances globales des différentes stratégies de commande

Les quatre diagrammes de Bode de la Figure 3.13 montrent l'admittance globale de la plateforme dans la direction horizontale sans contrôleur et avec les trois contrôleurs présentés, à savoir la commande en admittance, en force directe et en boucle ouverte. La comparaison des différents contrôleurs est présentée dans le média "Chapitre3_1.mp4" dont le lien est donné en liste des extensions multimédias. L'admittance de la plateforme sans stratégie de commande est donnée en ligne pleine et correspond à la performance à améliorer. La commande en admittance en ligne tiret présente une performance sensiblement similaire à la commande en force directe en ligne tiret-pointillée avec cependant une bande passante légèrement meilleure pour la commande en force directe. Les performances de la commande en boucle ouverte en ligne barrée sont notables avec un gain à -9.5 dB dans les basses fréquences contre -28 dB et -26 dB pour la commande en force directe et la commande en admittance. Pour une force de 10 N, la commande en boucle ouverte génère une vitesse de 3,55 m/s contre 0,4 m/s et 0,5 m/s pour la commande en force directe et la commande en admittance. Pour des fréquences au dessus de 1 Hz, le gain des diagrammes de Bode décroît mais la commande en boucle ouverte conserve des performances acceptables. Pour un mouvement à une fréquence de 3 Hz et une force de 10 N, la vitesse de l'effecteur est de 1,78 m/s pour la commande en boucle ouverte et il est de 0,36 m/s pour la commande en force directe et la commande en admittance.

3.7 Interface passive pour amélioration de la transparence de l'interface de locomotion

La section précédente définit les commandes en admittance, en force directe et en boucle ouverte pour diminuer l'inertie apparente de la plateforme ainsi que la force d'interaction entre l'utilisateur et le mécanisme. La première stratégie repose sur la modification des attributs dynamiques intrinsèques de la plateforme à l'aide d'une fonction de transfert en admittance afin d'obtenir l'interaction humain-robot désirée. La commande en force directe au point d'interaction réduit le retard induit par la fonction de transfert en admittance et augmente la bande passante du système. La force d'interaction entre l'humain et le mécanisme est régulée pour être nulle et simule ainsi une déconnexion virtuel entre l'utilisateur et le système. La diminution est néanmoins insatisfaisante pour

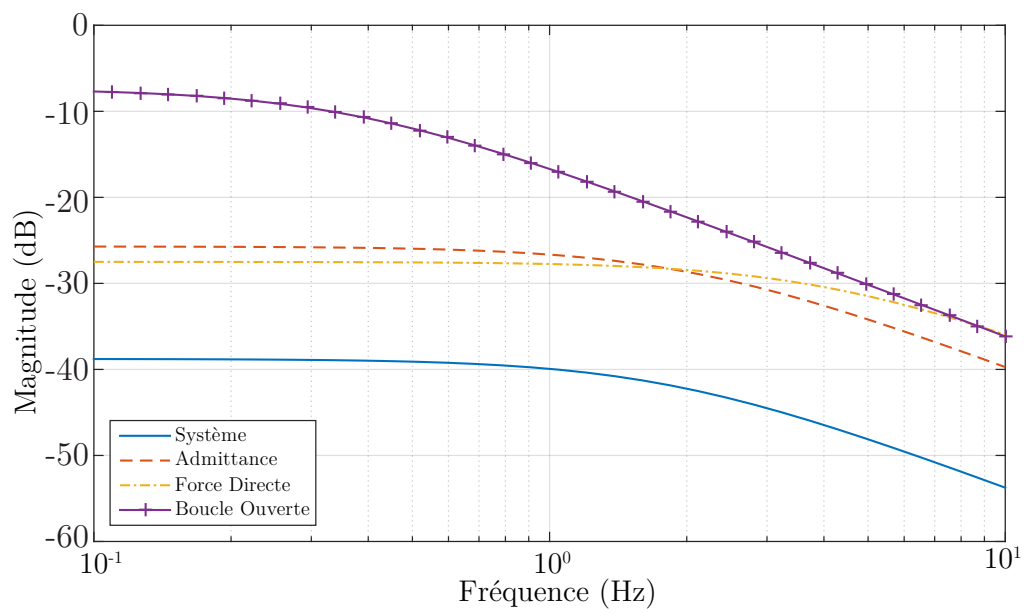


FIGURE 3.13: Comparaison des admittances globales avec les différentes commandes en force.

des mouvements humains à plus hautes fréquences. En effet, le mouvement d'élan-
cement initial demande une accélération importante qui est limitée par l'impédance de
l'effecteur, même avec l'utilisation des différentes stratégies de commande en force. La
déconnexion partielle entre le pied de l'utilisateur et la pédale de la plateforme allège la
contrainte liée à l'impédance du mécanisme actif au détriment du rendu de contrainte
dans la direction horizontale. Cependant, l'interface de locomotion a pour but la dé-
marche naturelle de l'utilisateur et l'amélioration de la transparence pour le rendu du
mouvement libre est une exigence prioritaire par rapport à la génération de forces de
contrainte horizontale.

3.7.1 Interface passive basée sur des liaisons rotoïdes

Un système passif est un mécanisme non actionné contrairement à un système actif
équipé de moteurs afin de déplacer l'effecteur. Un premier concept d'interface passive
pour déconnecter partiellement l'utilisateur et le mécanisme est basé sur un système de
liaisons rotoïdes non actionnées mais instrumentées de potentiomètres pour évaluer la
position du pied par rapport à la base de l'effecteur. Le mécanisme possède deux liaisons
rotoïdes pour un mouvement libre dans deux degrés de liberté. La première liaison
attache l'effecteur actif à une première plaque en aluminium proche de la rotation du
talon. La deuxième liaison lie la première plaque à une seconde plaque d'aluminium
pour une rotation au niveau des orteils. La rotation dans le plan sagittal de la cheville
et des orteils améliore le mouvement naturel de la marche par rapport à une connexion
rigide entre le pied et l'effecteur. En effet, l'amplitude de la rotation de la cheville
est en moyenne de 20° (PERRY et BURNFIELD, 2010) pendant la phase d'élan-
cement. La liberté de la flexion plantaire-dorsale du pied est donc nécessaire pour l'exécution
du mouvement de manière plus naturelle. Le mouvement dans la direction verticale
s'effectue également sans effort de la part de l'utilisateur grâce à l'inertie négligeable
du système passif, laissant ainsi la liberté nécessaire pour lever le pied et entamer la
phase d'élan-
cement de la marche. Le mouvement dans la direction horizontale est tout
de même contraint comme le montre le concept de la Figure 3.14. L'utilisateur chausse
une plaque recouverte de Velcro et s'accroche sur le dessus de l'effecteur passif. Ainsi,
l'utilisateur tourne le pied dans le plan sagittal et élève le pied verticalement, mais
le mouvement horizontal reste bloqué pour empêcher l'utilisateur de poser le pied en
dehors de la pédale et prévenir des chutes potentielles. La Figure 3.15 donne les éléments
géométriques pour définir la position de l'effecteur passif correspondant à la position

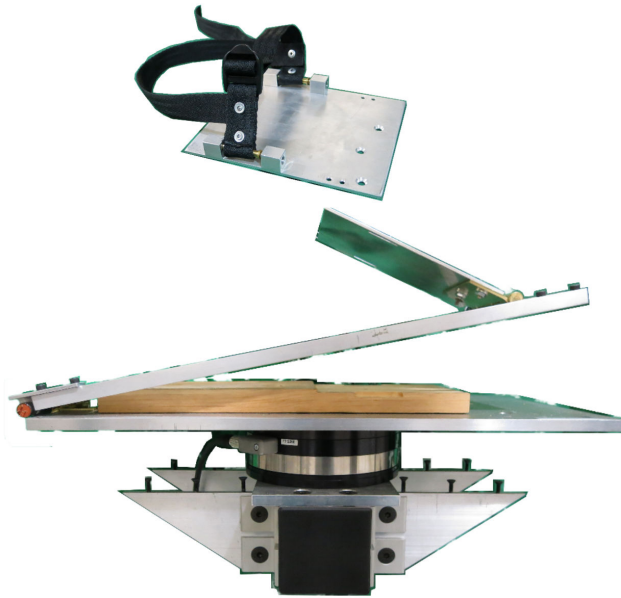


FIGURE 3.14: Interface passive à deux liaisons rotoïdes. Le mouvement de translation verticale et de rotation dans le plan sagittal est libre, mais le mouvement dans la direction horizontale ne possède pas cette liberté.

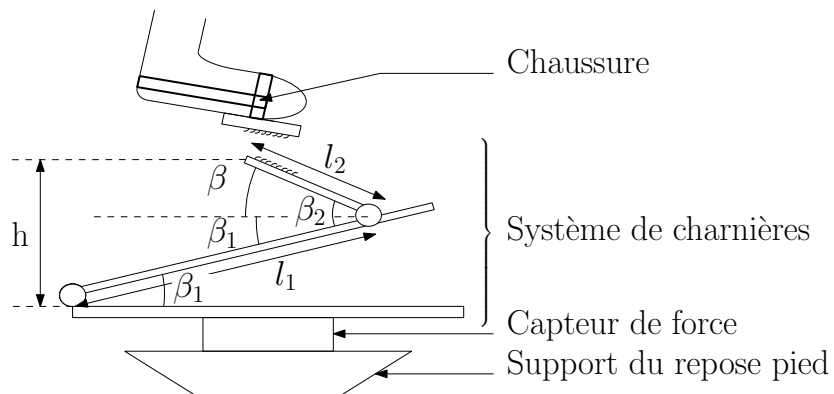


FIGURE 3.15: Schéma de l'interface passive à deux liaisons rotoïdes.

du point sous l'articulation métatarso-phalangienne, c'est-à-dire

$$h = l_1 \sin \beta_1 + l_2 \sin (\beta_2 - \beta_1) \quad (3.14)$$

$$\beta = \beta_2 - \beta_1 \quad (3.15)$$

où h est la hauteur du point d'interaction par rapport à l'effecteur actif, β_1 et β_2 sont les angles des articulations rotoïdes donnés par des potentiomètres et β est l'angle du pied par rapport à l'horizontale dans le plan sagittal.

Ce premier concept d'effecteur passif présente deux désavantages. Premièrement, les systèmes de liaisons rotoïdes de chaque effecteur sont montés de manière parallèle, les deux pieds sont donc contraints à évoluer parallèlement. Cependant, lors d'une marche naturelle, le pied est, en moyenne, légèrement tourné vers l'extérieur d'environ 7° (PERRY et BURNFIELD, 2010) afin d'atténuer le mouvement latéral du centre de gravité lié au transfert de poids d'un pied à l'autre. Cette contrainte de parallélisme oblige l'utilisateur à effectuer un transfert de poids plus important sur chaque jambe et le mouvement possède un équilibre global moins stable par rapport à une marche traditionnelle. Ensuite, le manque de transparence du système dans la direction horizontale pose également problème. L'ajout d'un degré de liberté supplémentaire pour l'interface passive requiert l'ajout d'une liaison mécanique. L'utilisation d'un guide linéaire en translation dans la direction horizontale est une solution potentielle au problème du rendu du mouvement libre. Cependant, cette solution n'est pas approfondie à cause des problèmes liés à l'implémentation de l'algorithme d'annulation de mouvement présenté au chapitre 5. En effet, afin de reproduire la sensation d'environnement virtuel infini, l'effecteur applique une force dans la direction opposée au mouvement pour ramener l'utilisateur en arrière de l'espace de travail de la plateforme et ainsi générer l'espace nécessaire pour amorcer la nouvelle phase d'élanement. Un système passif à glissière simple ne transmet pas la force de recul directement au pied de l'utilisateur à moins que les forces de frottement soient suffisantes pour lier le pied de l'utilisateur à l'effecteur actif. Cependant, une alternative mécanique basée sur un système à câbles présentée dans la section suivante résout également le problème de parallélisme des pieds.

3.7.2 Mécanisme passif à câbles

Description du mécanisme

Cette interface passive est basée sur un mécanisme à câbles autorisant le mouvement du pied dans toutes les directions : les trois translations verticale, horizontale et latérale et les trois rotations-flexions du pied : dorsale-plantaire (rotation dans le plan sagittal), abduction-adduction (rotation dans le plan du sol) et pronation-supination (rotation dans le plan frontal). La Figure 3.16 montre le premier prototype du mécanisme à câbles pour remplacer le mécanisme à charnières. Trois potentiomètres mesurant l'enroulement de leurs câbles respectifs sont placés sur l'effecteur actif et leurs extrémités sont attachés sur le talon d'une chaussure. Ce dispositif à câbles donne la position du talon du pied par rapport à l'effecteur actif. L'utilisation d'un autre système de position basé sur une caméra ou un système de positionnement magnétique (IWATA et al., 2001) autorise une déconnexion complète entre le pied de la personne et du mécanisme, cependant la simplicité liée avec la solution des potentiomètres minimise le traitement numérique lié à l'utilisation d'un système de vision. De plus, le bruit et les erreurs de position liés à l'utilisation d'un système magnétique proche d'une structure en aluminium n'est pas une solution optimale pour l'utilisation de la plateforme. Le mécanisme à câbles offre d'ailleurs l'avantage de prévenir des chutes potentielles en empêchant le pied de sortir de la zone de la plateforme. Le prototype initial du système passif à câbles propose également un potentiomètre situé à l'avant de l'effecteur actif. Le but de ce capteur est double : il équilibre la force de tirage des autres potentiomètres situés en arrière du pied et diminue les forces parasites du mouvement libre de l'utilisateur. Il est également utilisé pour estimer l'orientation du pied dans le plan sagittal. Pour connaître la position et l'orientation complète de l'effecteur passif, un système à six câbles aurait été nécessaire. Cependant, chaque capteur applique une force de tirage de 3 N afin de garder les câbles tendus. Par conséquent, limiter le nombre de potentiomètres diminue la force d'interaction parasite entre le système passif et l'utilisateur.

La position du talon \mathbf{p}_{pas} s'estime à l'aide des trois potentiomètres arrière. Les expressions de la longueur des câbles des potentiomètres est donnée par l'équation suivante

$$\begin{aligned}\rho_1^2 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1)^T (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1) \\ \rho_2^2 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2)^T (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2) \\ \rho_3^2 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)^T (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)\end{aligned}\tag{3.16}$$

où ρ_1, ρ_2, ρ_3 sont les longueurs des câbles des potentiomètres et les vecteurs $\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3$ sont les positions des bases des potentiomètres comme présenté sur le schéma de

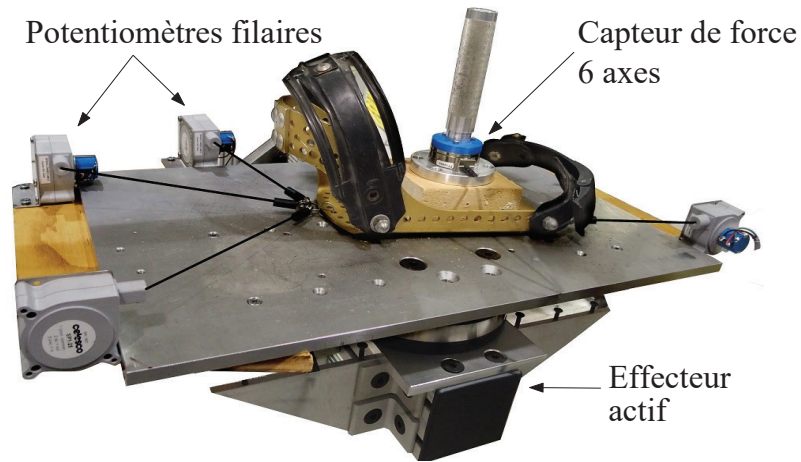


FIGURE 3.16: Prototype passif à câbles avec une sensibilité cinématique σ non optimisée.

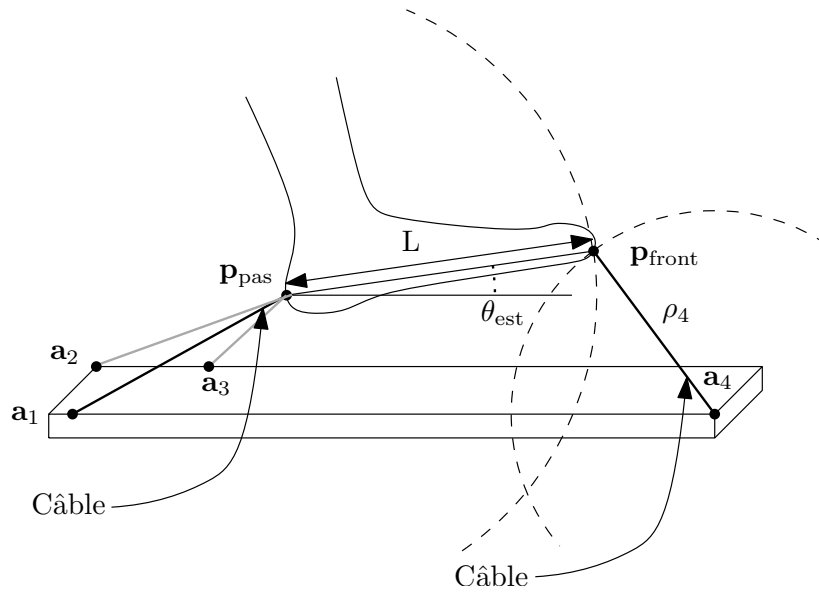


FIGURE 3.17: Schéma du prototype passif à câbles (sensibilité cinématique σ non optimisée). L'estimation de la rotation du pied s'effectue avec un potentiomètre additionnel à l'avant du pied.

la Figure 3.17. L'obtention de la position \mathbf{p}_{pas} s'effectue grâce à un procédé appelé trilatération (FANG, 1986). En effet, la solution du problème correspond à l'intersection de trois sphères de centre \mathbf{a}_1 , \mathbf{a}_2 et \mathbf{a}_3 et de rayon ρ_1 , ρ_2 et ρ_3 . La résolution de ce problème présente trois cas de solution :

- Les équations de trilatération n'ont pas de solution réelle : physiquement, il s'agit du cas où l'un des câble serait déconnecté du point d'attache commun. L'algorithme de trilatération n'est pas capable d'estimer la position de l'effecteur passif en fonction de la longueur des câbles.
- Il existe une solution unique : il s'agit d'une situation limite de fonctionnement. Le manipulateur passif se trouve dans une configuration singulière. La position de l'effecteur passif se situe sur le plan créée par la position des bases des potentiomètres. Une légère erreur de lecture d'un des potentiomètres se traduit par une erreur importante sur l'estimation de la position de l'effecteur et, par conséquent, une potentielle erreur importante dans la boucle de commande du mécanisme actif.
- Une double solution : il s'agit du cas de fonctionnement souhaité de l'interface passive. Les deux solutions sont séparées par le plan des potentiomètres. D'après le schéma de la Figure 3.17, les base des potentiomètres sont situées sur la plaque du support. Par conséquent, seule la solution de \mathbf{p}_{pas} avec une composante verticale positive est considérée.

Les cas énoncés supposent que les positions des centres des sphères \mathbf{a}_1 , \mathbf{a}_2 et \mathbf{a}_3 ne soient pas colinéaires. Dans le cas contraire, la trilatération offre une infinité de solution. C'est pourquoi la disposition des boîtiers des potentiomètres est importante afin d'éviter cette situation. L'estimation de la rotation de la cheville dans le plan sagittal prend pour hypothèse que le mouvement s'effectue seulement dans le plan formé par les trois points montrés en Figure 3.17, à savoir :

- La base du potentiomètre avant \mathbf{a}_4 ;
- La position du talon \mathbf{p}_{pas} et
- La position des orteils $\mathbf{p}_{\text{front}}$.

Ainsi, l'estimation de la position des orteils $\mathbf{p}_{\text{front}}$ est obtenue par l'intersection du cercle de centre \mathbf{p}_{pas} et de rayon L correspondant à la longueur du pied et du cercle de centre \mathbf{a}_4 et de rayon ρ_4 . Les équations pour trouver la position de la pointe de pied $\mathbf{p}_{\text{front}}$ sont

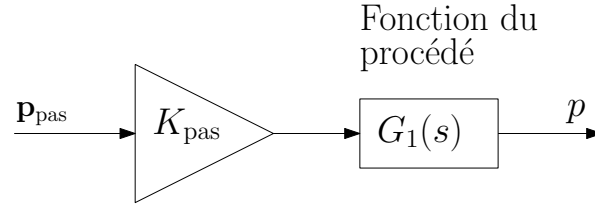


FIGURE 3.18: Commande de la plateforme de marche avec l’interface passive à câbles en boucle ouverte.

les suivantes

$$L^2 = (\mathbf{p}_{\text{front}} - \mathbf{p}_{\text{pas}})^T (\mathbf{p}_{\text{front}} - \mathbf{p}_{\text{pas}}) \quad (3.17)$$

$$\rho_4^2 = (\mathbf{p}_{\text{front}} - \mathbf{a}_4)^T (\mathbf{p}_{\text{front}} - \mathbf{a}_4). \quad (3.18)$$

Comme la trilatération, le problème d’intersection de deux cercles dans un plan connaît trois cas de solution. Deux solutions complexes correspondent à un détachement physique du câble avant. Le cas où le problème ne présente qu’une solution réelle apparaît lorsque les deux cercles sont tangents, c’est-à-dire que les points \mathbf{p}_{pas} , $\mathbf{p}_{\text{front}}$ et \mathbf{a}_4 sont alignés. Il s’agit d’un cas de figure qui arrive de manière régulière pendant le cycle de marche. Lorsque le pied passe d’une flexion plantaire à une flexion dorsale durant la phase d’élancement, la pointe du pied passe par la ligne créée par le point \mathbf{p}_{pas} et \mathbf{a}_4 . De plus, pour le cas présentant deux solutions réelles, les deux résultats sont valides. Le pied peut être en flexion dorsale, dans ce cas, la solution est située au-dessus de la droite créée par les deux centres des cercles alors que la flexion plantaire correspond à l’autre branche de solution. D’ailleurs, on suppose que le pied bouge seulement dans le plan sagittal, ce qui n’est pas le cas durant un mouvement de marche standard. En réalité, la pointe du pied se trouve sur l’intersection des deux sphères, de centres \mathbf{p}_{pas} et \mathbf{a}_4 et de rayons L et ρ_4 , qui dessine un cercle dans l’espace. Par conséquent, l’estimation de l’orientation du pied n’a pas été approfondie et seule la position du pied est mesurée avec le système à câbles.

Validation expérimentale du mécanisme à câbles

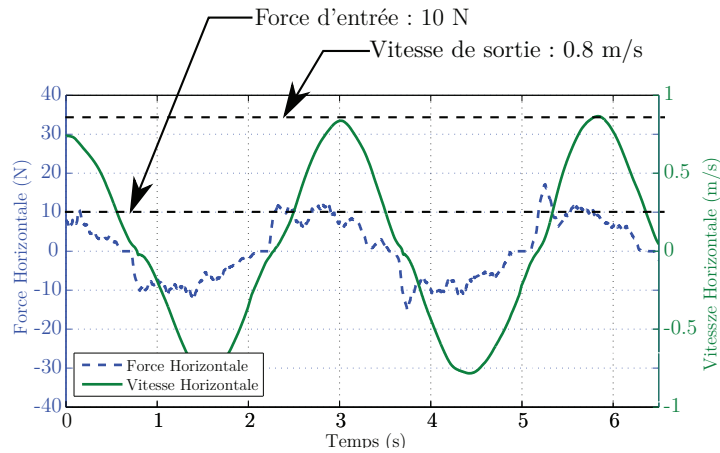
Une première validation expérimentale du mécanisme à câbles avec l’interface de locomotion a été effectuée afin de déterminer le gain obtenu en terme d’impédance apparente du système complet (cf. Figure 3.19). L’expérience a été effectuée avec deux configurations du mécanisme de locomotion : dans un premier temps, l’effecteur actif est mis en mouvement en utilisant la commande en force directe. L’enregistrement de la force d’entrée et de la vitesse de sortie donne une estimation de l’admittance du mécanisme.

La seconde configuration est basée sur l'utilisation du mécanisme passif. La force d'interaction entre l'utilisateur et l'effecteur est enregistrée à l'aide d'un capteur d'effort connectant un manche et le mécanisme passif comme montré en Figure 3.16. Les données du capteur de force ne sont pas utilisées comme pour la commande en force directe mais sont utilisées afin de comparer les admittances des deux configurations. L'expérience préliminaire du mécanisme passif est présentée dans le média "Chapitre3_2.mp4" dont le lien est donné en liste des extensions multimédias.

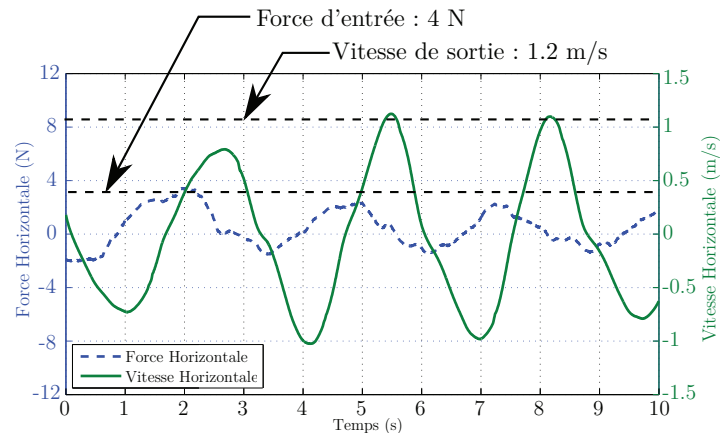
La commande de l'effecteur actif s'effectue en boucle ouverte comme le montre la Figure 3.18. Lorsque l'utilisateur saisit le mécanisme passif, les câbles s'étirent et la distance \mathbf{p}_{pas} augmente. Le contrôleur envoie une commande au mécanisme actif afin de réduire la composante horizontale de \mathbf{p}_{pas} . Idéalement, un suivi parfait de l'effecteur passif par l'effecteur actif correspond au fonctionnement idéal de l'interface de locomotion, ce qui équivaut à une variation nulle de la distance \mathbf{p}_{pas} . La position du pied \mathbf{p}_{ee} est donnée en additionnant la position de l'effecteur actif, estimée avec les encodeurs du moteur, et la position de l'effecteur passif évaluée par le mécanisme à câbles, soit

$$\mathbf{p}_{\text{ee}} = \mathbf{p} + \mathbf{p}_{\text{pas}}. \quad (3.19)$$

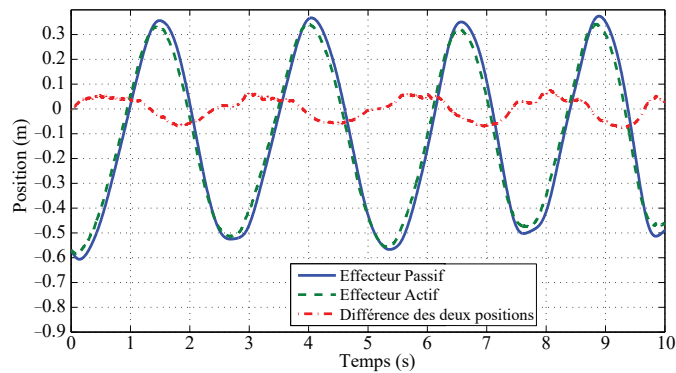
Avec la commande en force directe, montrée en Figure 3.19a, la fréquence du mouvement est d'environ 0,5 Hz et la force d'interaction est de 20 N (en pointillé) afin d'obtenir une vitesse de l'effecteur actif de 0,8 m/s (en ligne solide). La Figure 3.19b donne les résultats des performances de l'interface de locomotion avec l'utilisation du mécanisme à câbles. Cette fois-ci, la force d'interaction n'est plus que de 4 N pour obtenir une vitesse de l'effecteur de 1,2 m/s. La force d'interaction est divisée par deux pour obtenir sensiblement la même vitesse à l'effecteur. L'utilisation de l'interface passive à câbles est donc justifiée pour réduire l'inertie apparente du mécanisme total. La Figure 3.19c montre la différence de position entre l'effecteur actif et l'effecteur passif. L'effecteur passif est légèrement en avance par rapport à la pédale de l'interface de locomotion et le débattement de l'effecteur passif reste inférieur à 0,1 m. La taille de la pédale étant de 0,5 m, le talon se retrouve toujours au dessus de l'effecteur actif. Cette expérience donne un premier regard sur la performance potentielle du système passif à câbles tant sur le gain en admittance que sur la capacité de la plateforme à suivre la position du talon de l'utilisateur. Une étude sur l'erreur de lecture de la position du talon est cependant nécessaire pour évaluer quel est le degré de confiance donné au système passif.



(a) Mouvement de l'effecteur actif à l'aide de la commande en force directe. La force d'interaction est de 10 N pour une vitesse de sortie de 0.8 m/s.



(b) Mouvement du point d'interaction à l'aide du mécanisme à câbles. La force d'interaction est de 4 N pour une vitesse de 1,2 m/s.



(c) Suivi de l'effecteur passif par l'effecteur actif. La différence de distance entre les deux entités reste inférieure à 0,10 m.

FIGURE 3.19: Expérimentation préliminaire de l'interface passive à câbles.

Étude de la sensibilité cinématique

Comme dit auparavant, la position du talon \mathbf{p}_{pas} est déterminée grâce aux trois potentiomètres à câbles. Cependant la précision de la lecture de la position n'est pas parfaite et une étude sur la sensibilité cinématique du mécanisme passif est nécessaire afin d'évaluer l'erreur maximale de lecture. Cette erreur dépend de la résolution des potentiomètres, mais également de la configuration de l'interface passive. L'étude de la sensibilité cinématique donne une information sur la précision de la mesure de la position de l'effecteur en fonction de l'élongation des câbles. Les trois câbles forment un tétraèdre dont le volume varie selon l'élongation des câbles. L'étude de la sensibilité cinématique s'effectue par le biais de la matrice jacobienne \mathbf{K} du système à câbles. Pour obtenir cette matrice jacobienne \mathbf{K} , il faut résoudre le problème géométrique inverse, c'est-à-dire exprimer la valeur de la longueur des câbles ρ_1 , ρ_2 et ρ_3 en fonction de la position cartésienne de l'effecteur passif \mathbf{p}_{pas} . Les équations (3.16) sont dérivées au rapport au temps pour obtenir les équations de vitesse du manipulateur, à savoir

$$\begin{aligned}\rho_1 \dot{\rho}_1 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1)^T \dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}} \\ \rho_2 \dot{\rho}_2 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2)^T \dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}} \\ \rho_3 \dot{\rho}_3 &= (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)^T \dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}}\end{aligned}\quad (3.20)$$

Il est alors possible de mettre l'équation précédente sous forme matricielle, soit

$$\begin{bmatrix} \rho_1 & 0 & 0 \\ 0 & \rho_2 & 0 \\ 0 & 0 & \rho_3 \end{bmatrix} \dot{\boldsymbol{\rho}} = \begin{bmatrix} (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1)^T \\ (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2)^T \\ (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)^T \end{bmatrix} \dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}}\quad (3.21)$$

avec

$$\dot{\boldsymbol{\rho}} = [\dot{\rho}_1, \dot{\rho}_2, \dot{\rho}_3]^T\quad (3.22)$$

où $\dot{\boldsymbol{\rho}}$ et $\dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}}$ sont respectivement les vecteurs des vitesses articulaires et cartésiennes du système passif. Il est possible de passer la matrice de la partie gauche de l'équation (3.21) au côté droit en prenant pour hypothèse le fait que les longueurs des câbles ρ_1 , ρ_2 et ρ_3 ne sont jamais nulles, l'expression devient

$$\dot{\boldsymbol{\rho}} = \mathbf{K} \dot{\mathbf{p}}_{\text{pas}}\quad (3.23)$$

avec

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \frac{1}{\rho_1} (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1)^T \\ \frac{1}{\rho_2} (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2)^T \\ \frac{1}{\rho_3} (\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)^T \end{bmatrix}.\quad (3.24)$$

où \mathbf{K} est la matrice jacobienne du manipulateur passif à câbles. Cette hypothèse sur la non-nullité de longueur des câbles est vraisemblable car une valeur nulle pour la longueur d'un câble signifierait que l'attache d'un des câbles des potentiomètres au niveau de l'effecteur passif s'est déconnectée et que l'extrémité du câble est retournée à sa position d'origine dû à la force de traction du potentiomètre. Géométriquement, chaque ligne de la matrice jacobienne \mathbf{K} correspond au vecteur unitaire indiquant la direction entre le boîtier du câble et son extrémité. La matrice \mathbf{K} est donc singulière lorsque les vecteurs sont coplanaires, ce qui se traduit par une position de l'effecteur passif dans le plan des boîtiers des potentiomètres.

L'équation (3.23) peut être écrite en terme de petits déplacements articulaires $\delta\boldsymbol{\rho}$ et petits déplacements cartésiens $\delta\mathbf{p}_{\text{pas}}$, à savoir

$$\delta\boldsymbol{\rho} = \mathbf{K}\delta\mathbf{p}_{\text{pas}} \quad (3.25)$$

avec

$$\delta\boldsymbol{\rho} = [\delta\rho_1, \delta\rho_2, \delta\rho_3]^T \quad (3.26)$$

Avec cette notation, il est possible de borner l'erreur de la position cartésien $\delta\mathbf{p}_{\text{pas}}$ en fonction de l'erreur articulaire $\delta\boldsymbol{\rho}$ et de la configuration du manipulateur \mathbf{K} en inversant la matrice \mathbf{K} dans les deux côtés de l'équation, ce qui donne

$$\delta\mathbf{p}_{\text{pas}} = \mathbf{K}^{-1}\delta\boldsymbol{\rho}. \quad (3.27)$$

En comparant les normes de l'équation précédente, l'inégalité triangulaire suivante est obtenue

$$\|\delta\mathbf{p}_{\text{pas}}\| \leq \|\mathbf{K}^{-1}\|\|\delta\boldsymbol{\rho}\|. \quad (3.28)$$

La valeur de $\|\delta\boldsymbol{\rho}\|$ est donnée par les spécifications du potentiomètre à câbles et correspond à l'erreur de lecture maximale donnée avec les spécifications du capteur. La valeur de $\|\mathbf{K}^{-1}\|$ s'évalue en étudiant la sensibilité cinématique de la matrice jacobienne \mathbf{K} , en particulier en trouvant le maximum de ses valeurs propres. Les valeurs propres d'une matrice correspondent aux extremum des facteurs d'élongation (minimal et maximal) lors de la transformation linéaire d'un vecteur propre unitaire par la matrice elle-même. La valeur propre minimale en valeur absolue de la matrice \mathbf{K} donne la valeur propre maximale de sa matrice inverse \mathbf{K}^{-1} et cette configuration du manipulateur passif correspond à celle qui génère l'erreur de lecture en position maximale.

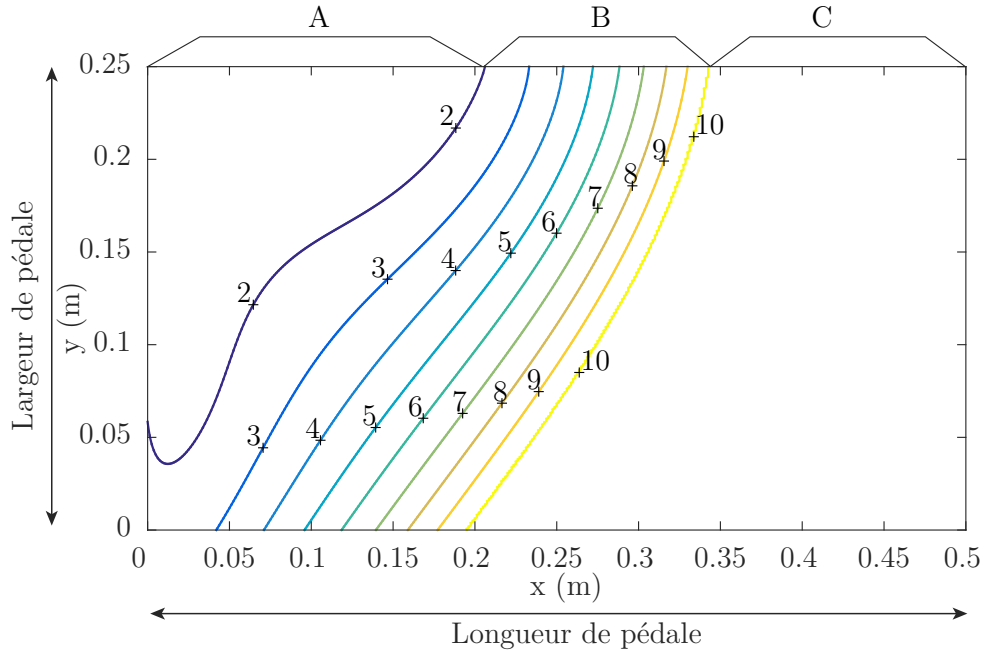


FIGURE 3.20: Sensibilité cinématique σ_{\max} sur la surface de l'effecteur actif avec $z = 0.05$ m de l'interface passive à câbles non optimisée.

La sensibilité cinématique σ_{\max} est définie comme le maximum des valeurs propres de \mathbf{K}^{-1} , c'est-à-dire

$$\|\mathbf{K}^{-1}\| = \max|\boldsymbol{\sigma}| = \sigma_{\max} \quad (3.29)$$

où $\boldsymbol{\sigma}$ est un vecteur contenant les valeurs propres de la matrice \mathbf{K}^{-1} . La valeur propre minimale est obtenue lorsque les vecteurs de la matrice \mathbf{K} sont orthogonaux entre eux. Dans cette configuration, la transformation linéaire associée à la matrice \mathbf{K} est similaire à une rotation et la valeur de sa norme est égale à 1. La situation idéale serait d'avoir les vecteurs de la direction des câbles entre l'effecteur passif et leur boîtier respectif toujours orthogonales entre eux en tout point de l'espace de travail, représenté par la taille de la pédale accueillant le pied de l'utilisateur. Cette configuration est néanmoins impossible sauf si les boîtiers des potentiomètres bougent en même temps que l'élongation des câbles pour toujours former le trièdre orthogonal mobile, mais cette implémentation mécanique n'est pas explorée car jugée trop complexe.

La Figure 3.20 représente la sensibilité cinématique du mécanisme passif à câbles sur la surface de la pédale à une hauteur de $z = 0,05$ m, qui correspond à la hauteur moyenne du pied lors de la marche. Le calcul de la sensibilité cinématique σ_{\max} s'effectue de la manière suivante

- La position des potentiomètres \mathbf{a}_1 , \mathbf{a}_2 et \mathbf{a}_3 est connue. Dans la configuration actuelle de l'effecteur passif, les coordonnées des potentiomètres sont les suivants

$$\mathbf{a}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \mathbf{a}_2 = \begin{bmatrix} 0, 23 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \mathbf{a}_3 = \begin{bmatrix} 0, 23 \\ 0, 17 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.30)$$

- La valeur de \mathbf{p}_{pas} varie en longueur et en largeur pour couvrir toute la surface de la pédale. La valeur de la hauteur est fixée à $z = 0,05$ m pour pouvoir visualiser la sensibilité cinématique graphiquement.
- La valeur des élongations ρ_1 , ρ_2 et ρ_3 est obtenue avec l'équation (3.16).
- Finalement, pour chaque position de \mathbf{p}_{pas} , la matrice jacobienne \mathbf{K} et son inverse \mathbf{K}^{-1} sont calculées et la valeur propre maximale du vecteur $\boldsymbol{\sigma}$ de la matrice \mathbf{K}^{-1} est obtenue et affichée sur la Figure 3.20.

Dans la zone A, la sensibilité cinématique est faible car l'effecteur passif se trouve dans le voisinage des potentiomètres ($\sigma_{\text{max}} < 3$). La configuration du mécanisme influence peu l'erreur de lecture de la position du talon. Dans la zone B, la sensibilité cinématique augmente rapidement ($3 < \sigma_{\text{max}} < 10$). Comme l'erreur de lecture de la position \mathbf{p}_{pas} est multipliée par la sensibilité cinématique σ_{max} , la lecture devient plus problématique mais reste encore acceptable. L'erreur de lecture des potentiomètres dépend de la longueur du câble sortie du boîtier, mais dans le pire cas, l'erreur maximale de lecture des potentiomètres est de 1,25 mm. Dans cette zone de la plateforme, l'erreur de lecture de l'effecteur passif peut être donc de 1,25 cm, ce qui reste encore une estimation satisfaisante de la position du talon. Néanmoins, l'estimation de la vitesse repose sur la dérivée de l'estimation de la position et une erreur de lecture plus importante engendre un bruit non-négligeable. Dans la zone C, la sensibilité cinématique σ_{max} est supérieure à 10. La lecture de la position du talon ainsi que de l'estimation de sa vitesse n'est plus viable. Avec la configuration de l'effecteur passif actuelle, seulement la moitié de la plateforme donne une estimation viable de la position du talon. De plus, le graphique présente seulement la sensibilité cinématique du manipulateur sur la surface de la pédale à une hauteur de $z = 0,05$ m correspondant à la hauteur moyenne du pied lors de la marche. Cependant, les potentiomètres sont situés sur le plan horizontal à $z = 0$. Lorsque l'effecteur passif se trouve sur ce plan, le système à câbles ne peut pas donner un estimé de la position car le mécanisme se trouve dans une configuration singulière. Lorsque les bases des potentiomètres et l'effecteur passif sont toutes dans le même plan, les vecteurs $(\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_1)^T$, $(\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_2)^T$ et $(\mathbf{p}_{\text{pas}} - \mathbf{a}_3)^T$ de la matrice jacobienne \mathbf{K} ne sont plus linéairement indépendants : un des vecteurs peut s'exprimer

avec une combinaison linéaire des deux autres vecteurs et engendre un déterminant nul pour la matrice jacobienne \mathbf{K} et donc une configuration singulière du mécanisme. Ce cas se présente de manière cyclique lors de la phase d'appui. De ce fait, même si le système réduit l'impédance du mécanisme global, la position des potentiomètres n'est pas optimisée et une autre configuration des potentiomètres est nécessaire pour obtenir un estimé plus fiable de la position du talon sur l'espace de travail de l'effecteur passif.

3.7.3 Mécanisme à câbles optimisé

L'idée est donc d'optimiser la position des boîtiers afin d'avoir une position initiale où la sensibilité cinématique est faible avec une faible augmentation de sa norme dans le voisinage de cette position initiale. En plaçant les potentiomètres sur un plan en arrière du pied comme montré en Figure 3.22, la gêne occasionnée par les câbles est réduite. Le choix de la position initiale pour l'effecteur passif s'effectue grâce aux données cinématiques de la marche (PERRY et BURNFIELD, 2010), c'est-à-dire :

- Latéralement, l'écartement moyen entre les deux pieds lors de la marche est de 14 cm.
- Verticalement, la hauteur d'élévation moyenne du pied en combinant la phase d'appui et la phase d'élancement est de 5 cm.
- Horizontalement, la position initiale doit être proche de la partie arrière de la pédale pour laisser un maximum d'espace pour le pied. Cependant, elle ne doit pas être confondue avec le plan arrière où sont situés tous les boîtiers des potentiomètres au risque de voir augmenter exponentiellement la valeur de la norme de la sensibilité cinématique comme avec la configuration précédente.

La position initiale \mathbf{p}_i a pour coordonnées

$$\mathbf{p}_i = [0,05 \ 0,07 \ 0,05]^T \quad (3.31)$$

Maintenant que la position initiale est définie, il faut positionner les boîtiers \mathbf{a}_1 , \mathbf{a}_2 , \mathbf{a}_3 afin d'obtenir des vecteurs de direction \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 , \mathbf{e}_3 (cf. Figure 3.22) orthogonaux pour la position \mathbf{p}_i , correspondant à une configuration du mécanisme passif où la sensibilité cinématique est minimale. Afin de ne pas générer d'interaction entre les câbles et le pied de l'utilisateur, les potentiomètres sont placés à l'arrière de la pédale sur un plan perpendiculaire à celle-ci. Finalement, la force de traction des potentiomètres est équilibrée latéralement pour limiter leur effet sur la marche de l'utilisateur. Des potentiomètres à câbles supplémentaires sur la pointe du pied aurait été pertinent pour connaître d'autres données cinématiques critiques du pied, à savoir la rotation autour de la cheville (plantaire-dorsale, abduction-adduction, pronation-supination) ainsi que pour équilibrer la traction des câbles arrières mais l'étude se concentre sur l'estimation de la position du talon.

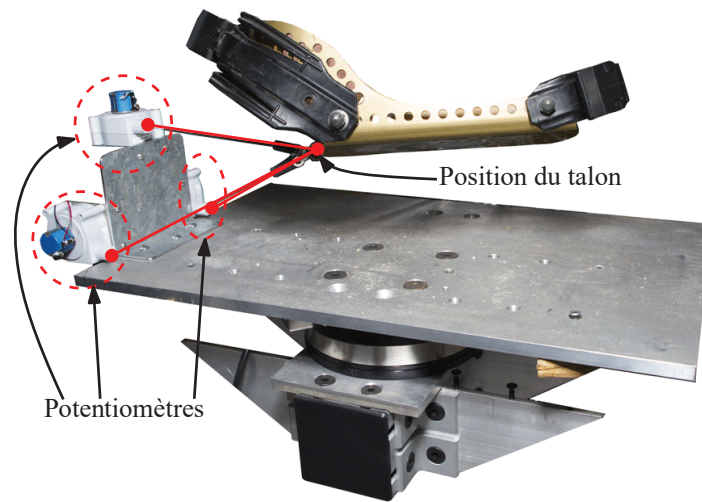


FIGURE 3.21: Interface passive à câbles optimisée. La position des potentiomètres à câbles en arrière du pied améliore la sensibilité cinématique du mécanisme et la lecture de la position du talon.

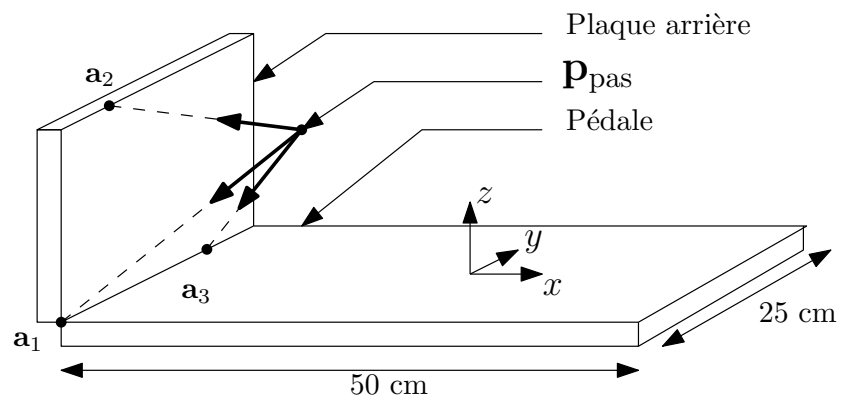


FIGURE 3.22: Schéma de l'interface passive à câbles optimisée.

Les positions des boîtiers permettant de répondre aux critères énoncés sont montrées en Figure 3.22 et ont pour coordonnées

$$\mathbf{a}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0,14 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0,07 \\ 0,1 \end{bmatrix}. \quad (3.32)$$

Les potentiomètres \mathbf{a}_1 et \mathbf{a}_2 sont situés sur le plan horizontal de la pédale. Les trois potentiomètres sont tous situés sur le plan vertical à l'arrière de la pédale où la lecture de la position du talon n'est pas possible. La Figure 3.21 montre l'implémentation de l'interface à câbles avec la plateforme active.

La sensibilité cinématique est calculée de la même manière qu'avec le mécanisme à câbles non optimisé. La Figure 3.23 montre la valeur de la sensibilité cinématique σ_{\max} pour une hauteur de $z = 0,05$ m. À la position initiale marquée avec un disque blanc sur la figure, la sensibilité cinématique est minimale et augmente avec l'éloignement de l'effecteur passif de cette position. Lorsque la position de l'effecteur est proche du plan arrière (zone A), la sensibilité cinématique augmente exponentiellement : ceci est dû à l'approche du plan où le mécanisme se trouve dans une configuration singulière. Cependant, à la différence du mécanisme précédent, le cas où l'effecteur passif intersecte le plan arrière n'est pas un mode de fonctionnement normal et apparaît donc de manière moins fréquente que le cas décrit avec le mécanisme passif précédent. Dans la zone B, la sensibilité cinématique possède des valeurs acceptables ($\sigma < 7$) pour obtenir un estimé de la position du talon.

L'interface de locomotion est conçue pour la réadaptation de la marche traditionnelle, c'est-à-dire pour un mouvement d'avancée. L'approche de l'effecteur passif au niveau du plan de configuration singulière se produit dans deux cas de figure :

- Lorsque le pied de la personne recule. Ce cas correspond à un mouvement volontaire de la personne vers l'arrière.
- Lorsque la plateforme avance vers le pied de l'utilisateur. Ce cas se produit lorsque l'effecteur actif tente de compenser son retard par rapport à la position du pied de la personne. Un potentiomètre à câble supplémentaire rendrait le système de positionnement à câbles redondant et résoudrait le problème de configuration singulière de l'interface passive.

L'analyse de la Figure 3.23 montre que la sensibilité cinématique reste faible dans le voisinage de la position initiale \mathbf{p}_i . Elle augmente lorsque la position \mathbf{p}_{pas} s'éloigne de

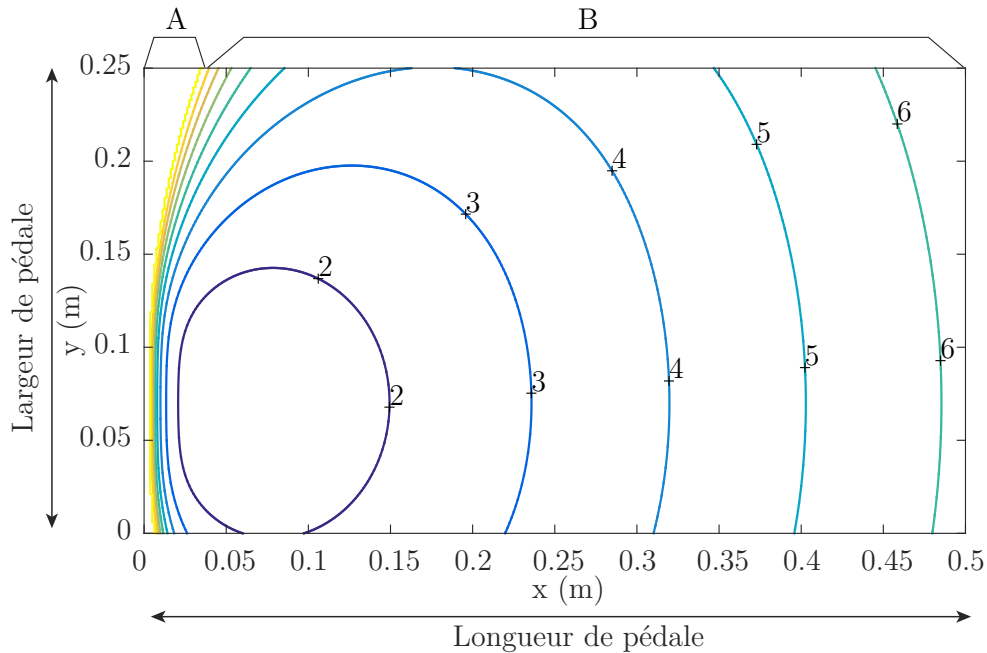
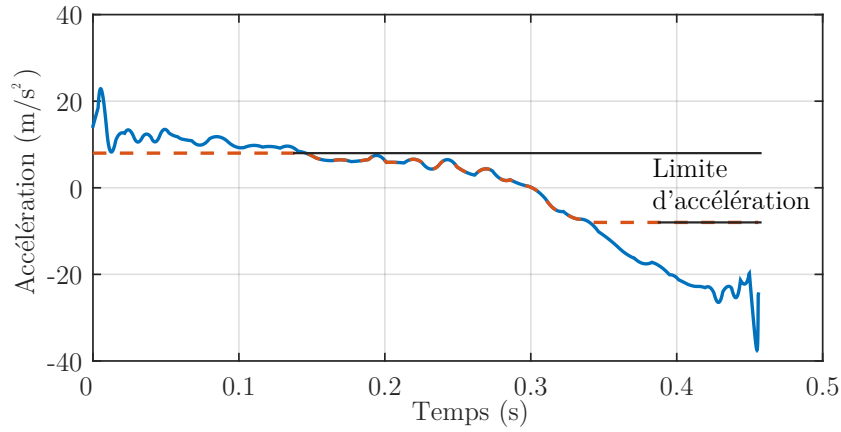


FIGURE 3.23: Sensibilité cinématique σ_{\max} sur la surface de l'effecteur actif avec $z = 0.05$ m avec le mécanisme optimisé. Au niveau de la position initiale \mathbf{p}_i symbolisé par le disque blanc, la sensibilité cinématique est minimale et reste faible dans son voisinage.

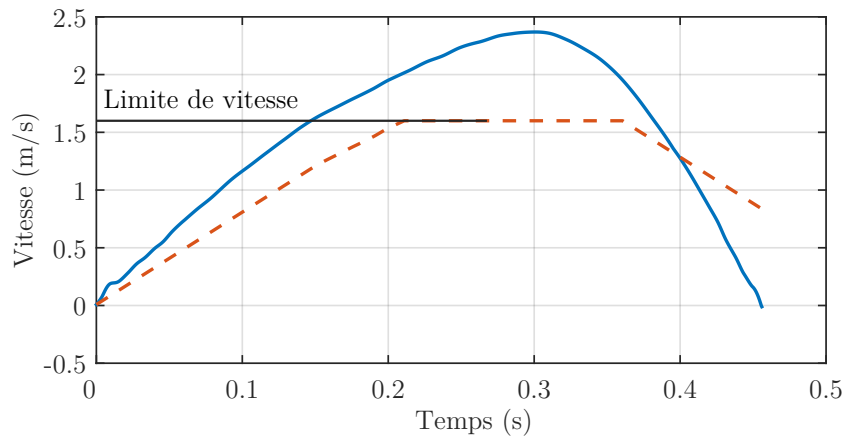
la position initiale, mais sa valeur reste acceptable pour la mesure de la position ainsi que de la vitesse. L'étude de la sensibilité cinématique du système passif optimisé borne l'erreur de lecture de la position du talon. La résolution d'un potentiomètre à câble est de 0,25% de la longueur de sortie du câble. À titre quantitatif, l'erreur de position lorsque l'interface passive est étirée au maximum de la pédale de marche (50 cm) est de 9 mm. Le système passif est utilisé dans le cadre de l'amélioration de la transparence du système global. Il faut donc estimer également les limitations d'utilisation du système passif en terme cinématique, en particulier en terme d'accélération maximale en fonction de la puissance des moteurs du système actif ainsi que de l'amplitude maximale disponible avec le système à câbles.

Évaluation des capacités du mouvement du système passif à câbles

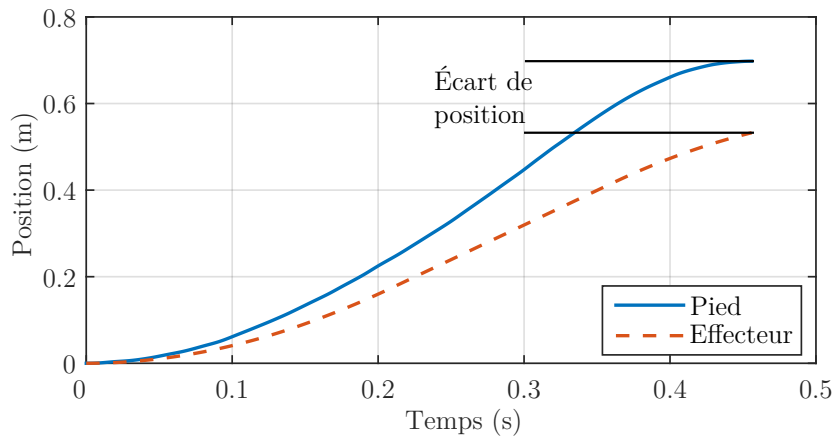
Le système passif est utilisé pour réduire l'inertie apparente de l'effecteur actif du point de vue de l'utilisateur. Avec une déconnexion partielle, il est possible d'effacer presque totalement l'influence du mécanisme actif, l'utilisateur ne ressentant seulement que l'inertie négligeable du mécanisme passif. Cependant, les limitations des moteurs déplaçant le système actif influent toujours sur l'accélération et la vitesse maximale que la plateforme est capable de développer. En effet, si le pied de l'utilisateur accélère



(a) Accélération standard du pied lors de la marche et accélération de l'effecteur actif en prenant en compte les limitations des moteurs.



(b) Vitesse standard du pied lors de la marche et vitesse de l'effecteur actif en prenant en compte les limitations des moteurs.



(c) Distance standard effectuée par le pied lors de la marche et distance parcourue par l'effecteur en prenant en compte les limitations des moteurs.

FIGURE 3.24: Illustration de l'effet des limitations en accélération et vitesse des moteurs sur la distance parcourue par l'effecteur actif.

et acquiert une vitesse supérieure aux capacités du moteur responsable de la direction horizontale, l'effecteur actif peut ne plus se retrouver en dessous du pied de l'utilisateur et, par conséquent, le risque de chute augmente.

La Figure 3.24 montre les graphiques en accélération, vitesse et position standard de la phase d'élanement (ligne solide) pour une allure de marche normale. Les graphiques montrent également l'accélération, vitesse et position de l'effecteur actif avec les limitations des moteurs. Dans la Figure 3.24a, l'accélération initiale du pied lors de l'impulsion des orteils peut atteindre 20 m/s^2 et dépasse les capacités des moteurs de l'effecteur actif : le pied est ralenti dans cette première phase d'accélération si on considère une liaison rigide entre le pied et l'effecteur actif. Lors de la phase de décélération, l'impact du talon produit une accélération négative de -30 m/s^2 : à la fin de la phase d'élanement, la décélération insuffisante du mécanisme entraîne le pied vers un mouvement avant non volontaire de la part de l'utilisateur. La Figure 3.24b illustre la différence entre la vitesse du pied lors d'une phase d'élanement standard et la vitesse de l'effecteur actif avec les restrictions en vitesse et accélération. Dans un premier temps, la vitesse de l'effecteur est inférieure à celle du pied à cause de la limite en accélération évoquée précédemment. Par la suite, la vitesse atteint le plateau de la vitesse maximale que le moteur est capable de produire. Lors de la phase de décélération, alors que la vitesse du pied diminue jusqu'à atteindre une valeur nulle à la fin de la phase d'élanement, l'effecteur ne peut diminuer en vitesse aussi rapidement à cause des limites en décélération de moteurs. Finalement, la Figure 3.24c montre l'effet des limites en accélération et vitesse des moteurs sur la distance parcourue par l'effecteur en comparaison avec la distance parcourue d'une phase d'élanement standard. Dans l'exemple donné, la limitation en accélération a été placée à 8 m/s^2 et la limite en vitesse à $1,6 \text{ m/s}$ correspondant approximativement aux limitations de l'effecteur actif. La différence de distance entre le pied et l'effecteur est inférieure à $0,2 \text{ m}$. Cette distance donne une idée concernant le débattement nécessaire de la part de l'effecteur passif afin de pouvoir effectuer une phase d'élanement standard avec les spécifications actuelles de la plateforme de marche. Si l'effecteur passif à câbles autorise cet écart sans contrainte d'accélération et vitesse, l'utilisateur est capable de réaliser le mouvement de la marche en respectant les contraintes cinématiques associées.

Plus la vitesse de marche augmente, plus l'accélération et la vitesse du pied est importante et plus l'écart de position entre le pied et l'effecteur devient important. La Figure 3.25 montre le débattement nécessaire de l'interface passive selon la vitesse de marche, avec les mêmes limites en accélération et en vitesse des moteurs utilisées pré-

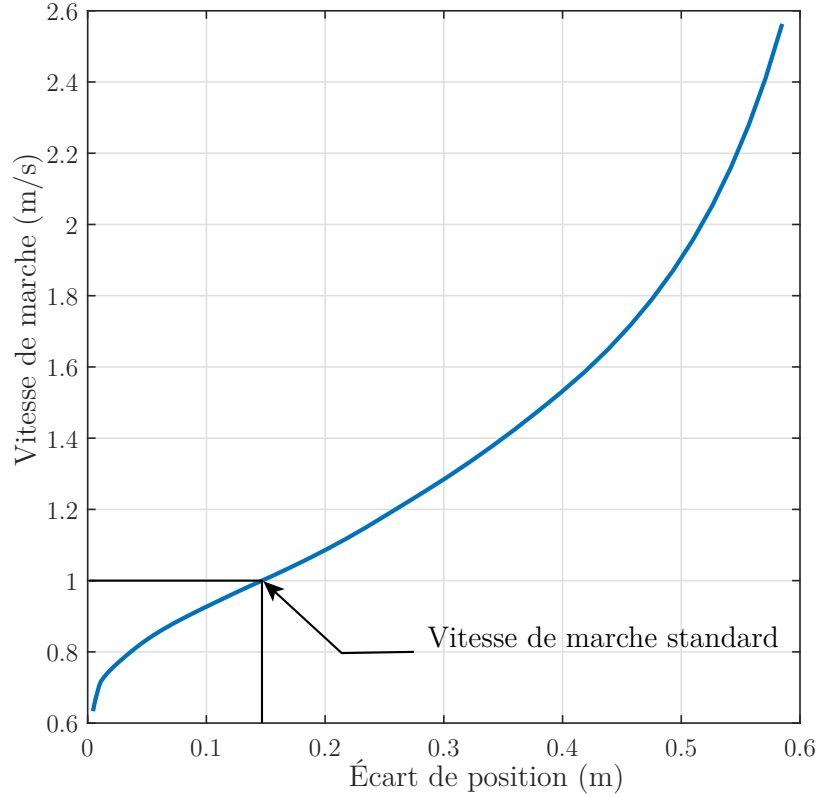


FIGURE 3.25: Vitesse de marche autorisée en fonction du débattement disponible de l'interface passive.

cédemment, à savoir 8 m/s^2 et $1,6 \text{ m/s}$. Pour des faibles vitesses de marche ($0,6 \text{ m/s}$), aucun débattement n'est nécessaire car l'effecteur actif est capable de suivre les exigences cinématiques du pied. Plus la vitesse de marche augmente, plus le débattement est important jusqu'à atteindre un plateau d'environ $0,6 \text{ m}$ correspondant approximativement à la distance parcourue par le pied durant la phase d'élanement. Pour effectuer une marche standard à une vitesse de 1 m/s , le débattement nécessaire de l'interface passive est d'environ de $0,14 \text{ m}$.

L'interface passive permet, en particulier, une plus grande gamme de fréquence de mouvement du pied grâce à la déconnexion partielle avec l'effecteur actif. Le gain en fréquence est évalué à l'aide de la Figure 3.26 schématisant le pont roulant horizontal de la plateforme de marche et le mécanisme à câbles. Soit x_1 la position de l'effecteur actif et x_2 la position de l'effecteur passif par rapport à l'effecteur actif. x_1 est une donnée tirée à partir des encodeurs des moteurs de la plateforme et x_2 est fourni par la trilatération des potentiomètres à câbles. La position de l'effecteur passif par rapport au repère inertiel correspondant également à la position du talon est obtenue avec

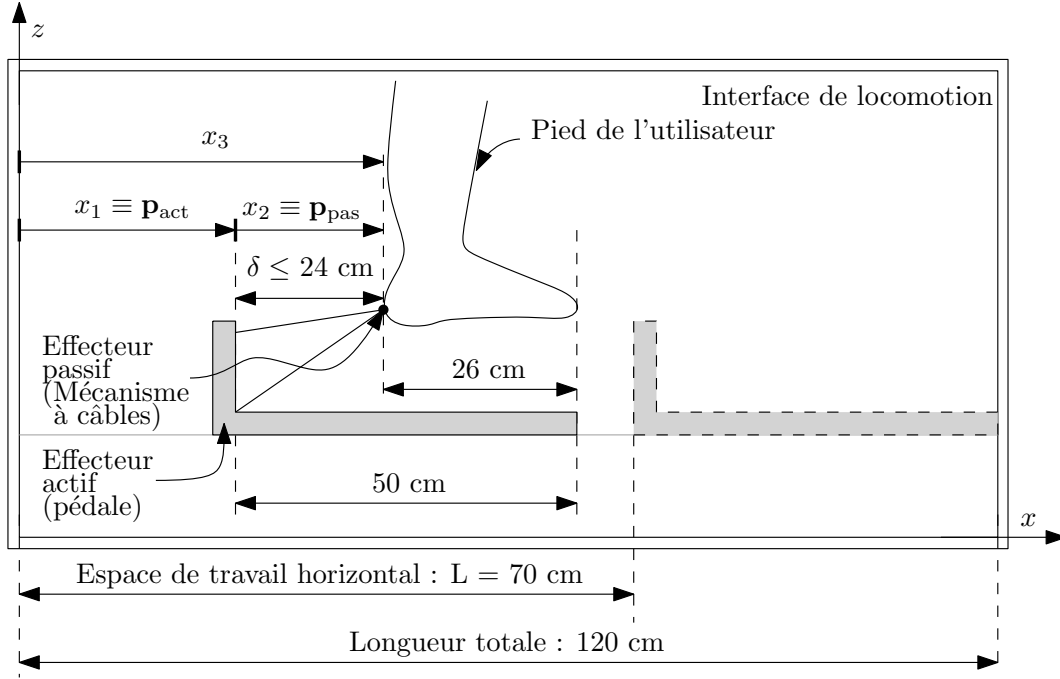


FIGURE 3.26: Schéma de fonctionnement de l'interface passive avec la plateforme de marche.

l'addition suivante

$$x_1 + x_2 = x_3. \quad (3.33)$$

Un mouvement sinusoïdal est imposé au pied et a pour forme

$$x_3 = X_3 \sin \omega t \quad (3.34)$$

où X_3 est l'amplitude du mouvement de la consigne en mètre et ω est la fréquence du mouvement en rad/s. La meilleure performance possible est produite lorsque l'effecteur passif produit un mouvement sinusoïdal synchronisé avec le mouvement du pied x_3 . L'équation (3.33) s'écrit alors

$$x_1 + X_2 \sin \omega t = X_3 \sin \omega t \quad (3.35)$$

$$\text{ou } x_1 = (X_3 - X_2) \sin \omega t \quad (3.36)$$

où X_2 est l'amplitude du mouvement de l'effecteur passif dans le référentiel de la pédale de marche. En dérivant deux fois l'équation précédente, on obtient la relation entre l'accélération de l'effecteur actif \ddot{x}_1 et les données cinématiques X_3 , X_2 et ω , soit

$$\ddot{x}_1 = -(X_3 - X_2) \omega^2 \sin \omega t \quad (3.37)$$

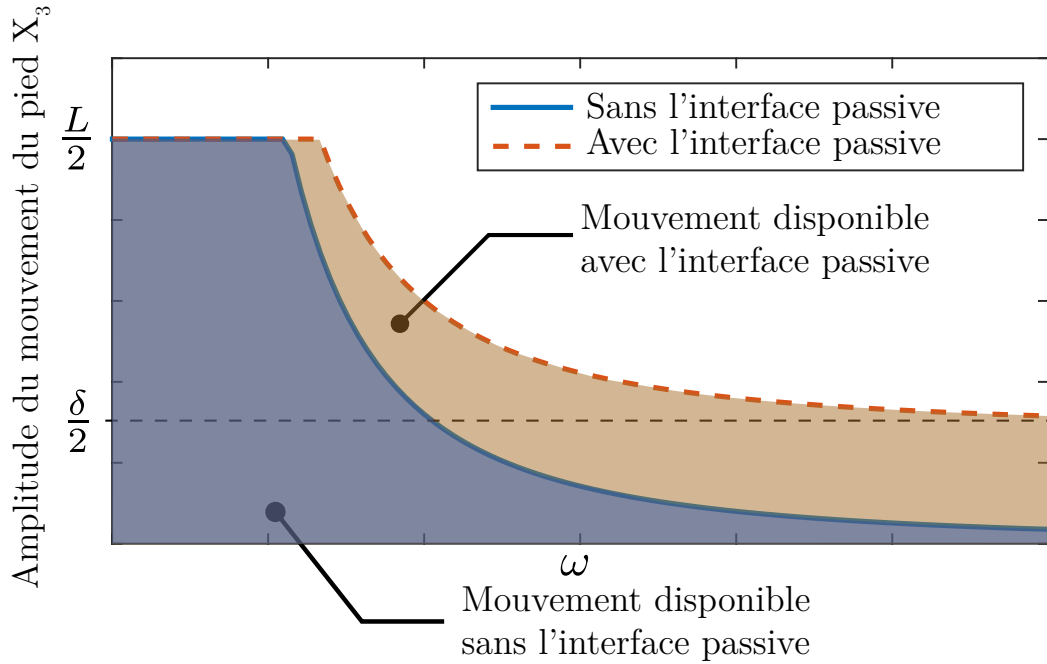


FIGURE 3.27: Limite en fréquence de la plateforme de marche. L'utilisation d'une interface passive autorise un plus grand intervalle de fréquence pour le mouvement du talon.

La contribution maximale de l'effecteur passif est obtenue lorsque X_2 est égale à la moitié de la distance maximale disponible avec l'interface passive à câbles, noté δ . Le maximum en accélération $\ddot{x}_{1,\max}$ que la plateforme active peut produire est obtenue avec la relation suivante

$$\ddot{x}_{1,\max} = \left(X_3 - \frac{\delta}{2} \right) \omega^2. \quad (3.38)$$

L'équation (3.38) donne une relation entre l'amplitude de mouvement maximale X_3 que peut produire l'interface de locomotion et la fréquence du mouvement ω . L'équation 3.38 peut être réécrite de la manière suivante

$$X_3 = \frac{\delta}{2} + \frac{\ddot{x}_{1,\max}}{\omega^2}. \quad (3.39)$$

Ainsi, il est possible de tracer l'amplitude du mouvement du pied en fonction de la fréquence du mouvement en prenant en compte l'accélération maximale de l'effecteur actif $\ddot{x}_{1,\max}$ ainsi que du débattement disponible δ .

La Figure 3.27 illustre le gain en terme d'intervalle de fréquence avec l'utilisation de l'effecteur passif. La zone inférieure correspond aux mouvements disponibles avec l'effecteur actif seulement. Plus la fréquence du mouvement est élevée, plus l'amplitude du

mouvement est restreinte jusqu'à devenir nulle due au facteur ω^2 dans le calcul de l'accélération maximale. La zone supérieure correspond aux mouvements disponibles avec le mécanisme à câbles. Le débattement δ permet d'effectuer une amplitude de mouvement non-nulle même avec des fréquences élevées où l'amplitude du mouvement avec l'effecteur actif serait nulle. Cette capacité à pouvoir réaliser des mouvements de petites amplitudes à fréquences élevées va se révéler pertinente en particulier lors du début de la phase d'élanement : en effet, d'après la Figure 3.24a, l'accélération de départ pour la propulsion du talon est courte et intense. L'utilisation du système à câbles autoriserait le mouvement non-contraint par rapport à l'utilisation de l'effecteur actif seul.

Validation expérimentale du mécanisme à câbles optimisé

La validation expérimentale évalue l'impédance du mécanisme passif à câbles optimisé : pour différentes fréquences de mouvements, on veut déterminer la vitesse de sortie du pied pour une force donnée en entrée. Quatre expériences ont été menées pour évaluer l'impédance de l'interface de locomotion :

- Utilisation de la plateforme de marche sans effecteur passif avec des mouvements de grande amplitude et à une fréquence modérée (cf. Figure 3.28).
- Utilisation de l'effecteur passif, avec des mouvements de grande amplitude et à une fréquence modérée également (cf. Figure 3.29).
- Utilisation de l'effecteur actif seul, avec des mouvements de courtes amplitudes et à fréquences plus élevées (cf. Figure 3.30).
- Utilisation de l'effecteur passif, avec des mouvements de courtes amplitudes et à fréquences plus élevées (cf. Figure 3.31).

Comme pour l'expérience avec le mécanisme à câbles non-optimisé, un capteur d'effort est utilisé au niveau du point d'interaction pour pouvoir mesurer la force en entrée et la vitesse de sortie est calculée en dérivant l'équation (3.19), soit

$$\mathbf{p}_{ee} = \mathbf{p}_{act} + \mathbf{p}_{pas} \quad (3.40)$$

$$\Rightarrow \dot{\mathbf{p}}_{ee} = \dot{\mathbf{p}}_{act} + \dot{\mathbf{p}}_{pas} \quad (3.41)$$

avec $\dot{\mathbf{p}}_{ee}$, $\dot{\mathbf{p}}_{act}$ et $\dot{\mathbf{p}}_{pas}$ les vitesses respectives du talon et de l'effecteur actif par rapport au repère inertiel et de l'effecteur passif par rapport à l'effecteur actif.

La Figure 3.28 présente le mouvement de l'effecteur actif avec l'utilisation de la commande en force directe. Les résultats sont similaires à ceux de l'expérience de la Figure 3.19a. L'amplitude du mouvement est de 70 cm avec une fréquence de 0,5 Hz.

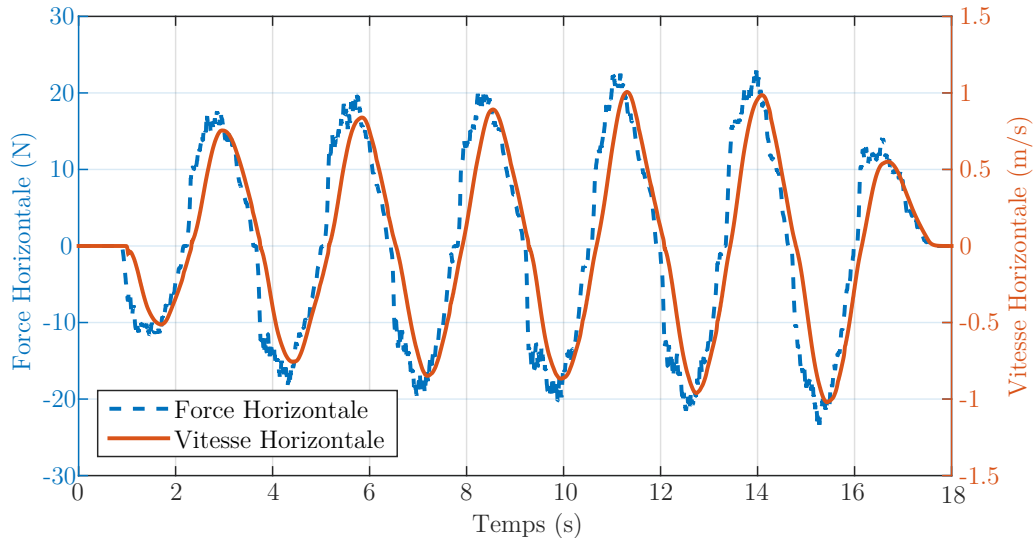


FIGURE 3.28: Commande en force directe avec la plateforme active seule. Fréquence de mouvement modérée.

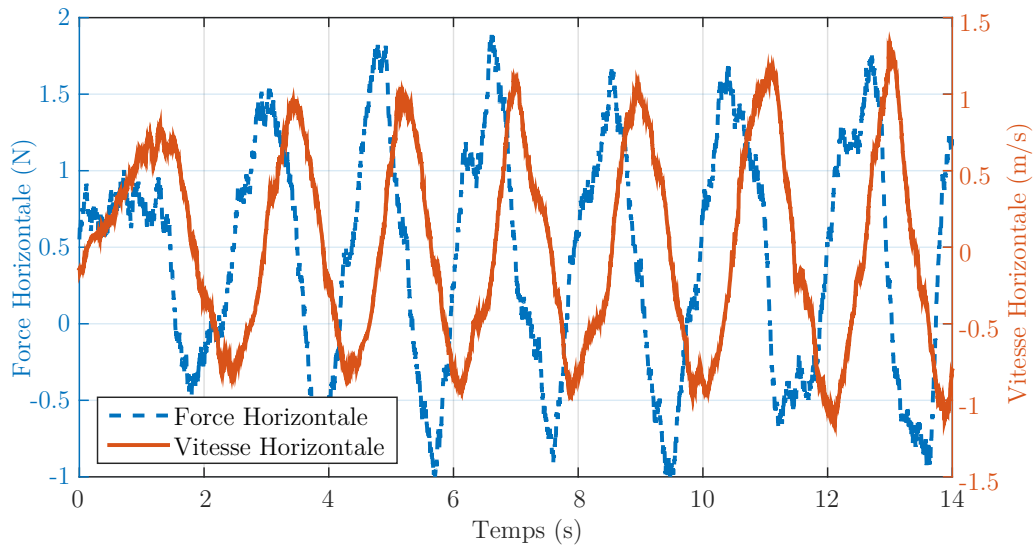


FIGURE 3.29: Commande avec le mécanisme à câble optimisé. Fréquence de mouvement modérée.

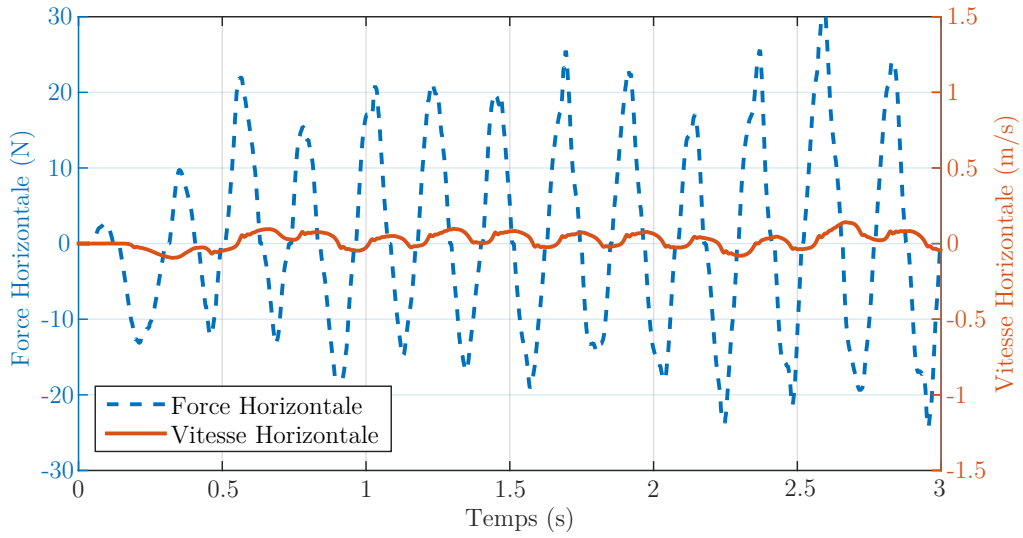


FIGURE 3.30: Commande en force directe avec la plateforme active seule. Fréquence de mouvement élevée.

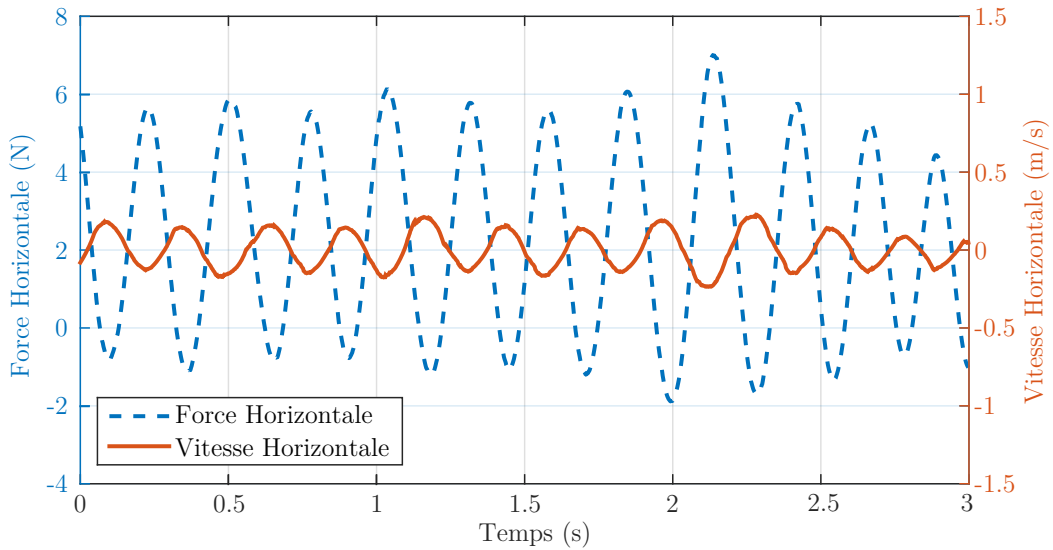


FIGURE 3.31: Commande avec le mécanisme à câble optimisé. Fréquence de mouvement élevée.

L'utilisateur doit appliquer une force de 20 N pour que l'effecteur actif se déplace à une vitesse de 1 m/s. La Figure 3.29 illustre les performances de l'effecteur à câbles. Les spécifications du mouvement sont identique à l'expérience avec l'effecteur actif seul (amplitude 70 cm, fréquence 0,5 Hz). Cette fois-ci, une force de 2 N est nécessaire pour déplacer l'effecteur à la même vitesse de 1 m/s. À la fréquence de 0,5 Hz, l'impédance de l'interface de locomotion est 10 fois inférieure avec le système passif qu'avec le système actif seul. Bien que le gain en transparence soit important, le signal de vitesse de l'effecteur passif contient plus de bruit que celui de l'effecteur actif. D'après l'équation (3.41), le bruit du signal vient de la dérivation du signal donnant la position de l'effecteur actif (encodeurs des moteurs de la plateforme) ainsi que de du signal donnant la position de l'effecteur passif (système à câbles optimisé). La résolution des encodeurs entraîne une erreur cartésienne à l'effecteur de 0,002 mm. La résolution de l'effecteur passif dépend de l'élongation des câbles ainsi que de la configuration des câbles (sensibilité cinématique). Cependant, durant l'expérience, l'élongation des câbles est inférieure à 5 cm et la sensibilité cinématique a eu pour maximum une valeur de 2, ce qui correspond à une erreur de position de 0,25 mm. Bien que l'erreur de position soit acceptable, l'estimation de la vitesse du talon incorpore cette augmentation de l'erreur en position et un filtre adéquat doit être utilisé pour éviter que ce signal soit problématique dans la boucle de commande. La vitesse du talon est utilisée dans le contrôleur présenté à la Figure 3.18 dans le terme dérivatif. L'ajustement du gain dérivatif D est relativement faible par rapport au gain proportionnel pour prendre en compte cette erreur due au système à câbles.

La seconde série d'expériences compare le comportement de l'effecteur actif seul et de l'effecteur actif avec l'interface passive à câbles avec un mouvement à faible amplitude et à fréquences élevées. La Figure 3.30 montre les performances de la plateforme active seule : comme prévu, à une fréquence relativement élevée (5 Hz), le mouvement de l'effecteur est faible avec une vitesse inférieure à 0,1 m/s même avec une force appliquée à l'effecteur de 20 N. Dû à l'inertie de la plateforme, la réponse de l'effecteur est ralentie et le débattement ne dépasse pas 2 cm. Avec l'utilisation de l'interface passive, la force maximale est de 6 N et permet un mouvement de l'effecteur d'environ 0,2 m/s. Le mouvement du talon n'est plus freiné par l'inertie de l'effecteur actif et l'amplitude du mouvement est cette fois de 5 cm.

La Figure 3.32 montre la situation des expérimentations sur le graphique des limitations de la plateforme de marche selon les configurations de l'interface de locomotion (avec ou sans l'interface passive) et les exigences du mouvement (grande amplitude et faible

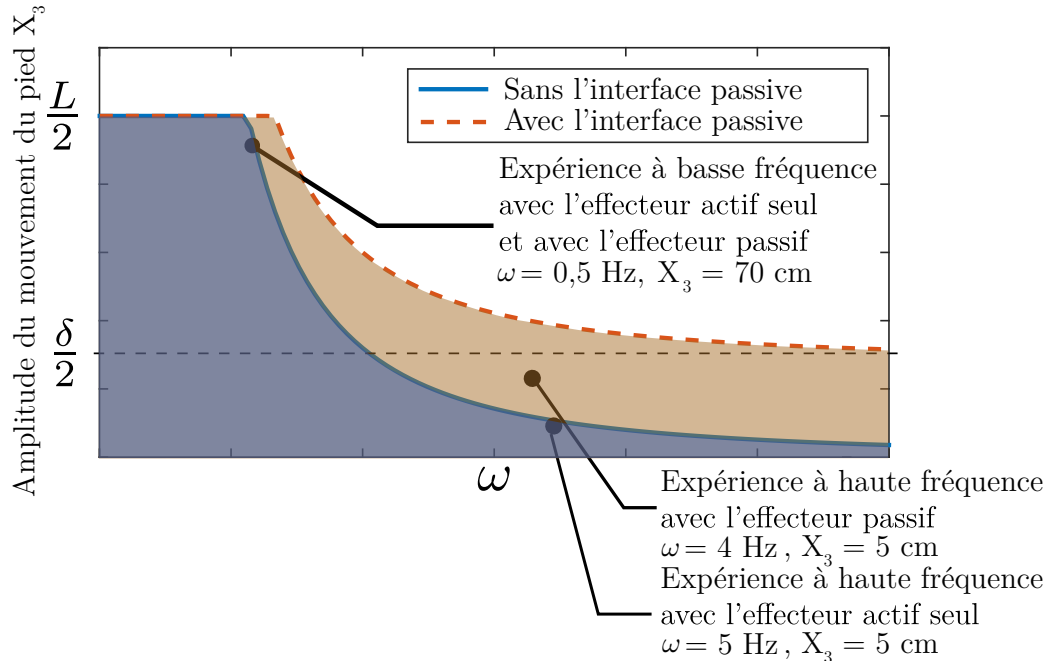


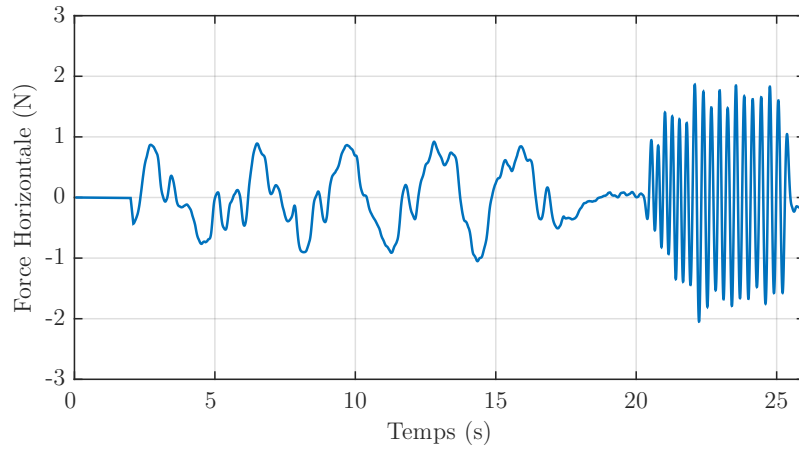
FIGURE 3.32: Placement des expérimentations sur le graphique des limitations en fréquence.

fréquence – faible amplitude et haute fréquence). L'expérience à faible fréquence se situe dans la zone où les deux mécanismes sont capables de produire les exigences du mouvement, la seule différence est dynamique où dans un cas (effecteur actif seul), la force à développer est 10 fois plus importante que l'autre (avec l'effecteur passif). Pour les expériences impliquant des fréquences plus élevées, l'expérience avec l'effecteur actif seul montre un mouvement dont l'amplitude est proche de zéro alors qu'il est possible d'effectuer des mouvements à plus grande amplitude avec l'effecteur passif pour une fréquence similaire.

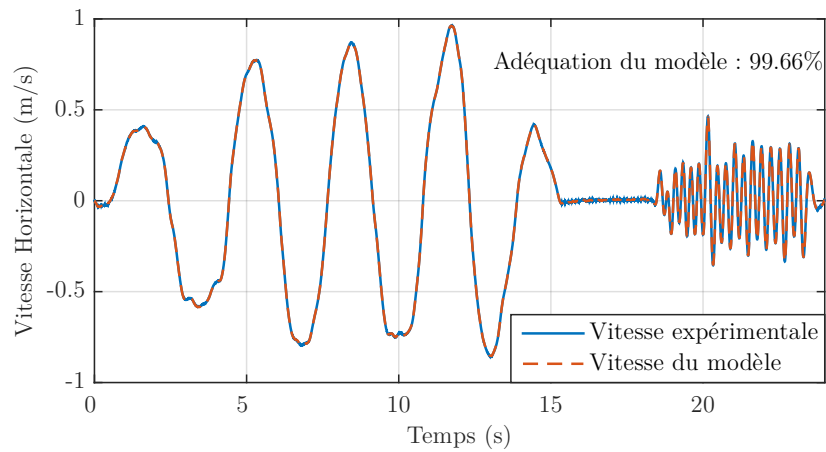
De la même manière qu'avec les contrôleurs en force, l'admittance globale de la plateforme de marche avec l'interface à câbles optimisé est estimée à l'aide des données du capteur d'efforts et de la vitesse de l'effecteur actif, dont la détermination est montré en Figure 3.33. La force d'entrée, la vitesse de sortie de l'effecteur et l'estimation de l'admittance globale de la plateforme sont données respectivement en Figure 3.33a, 3.33b et 3.33c.

La Figure 3.34 montre les admittances globales des systèmes suivants :

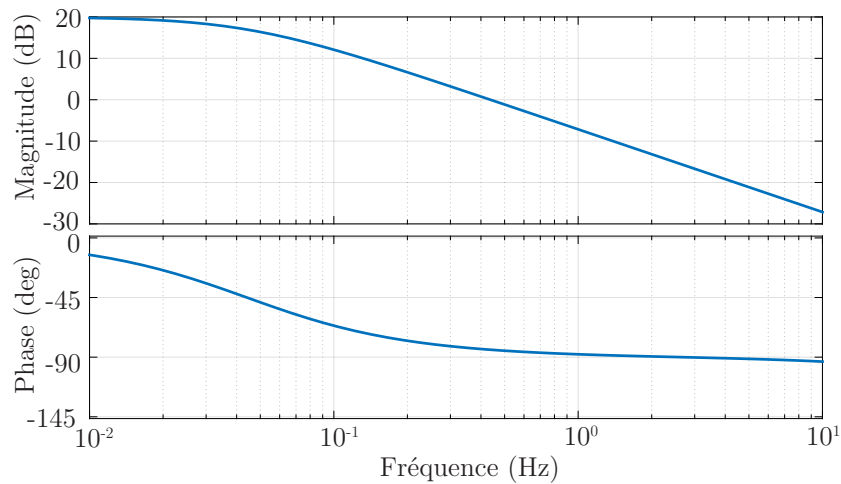
- L'interface de locomotion seule sans commande en force ni interface passive à câbles. Pour donner un ordre de grandeur, l'utilisateur doit appliquer une force



(a) Force d'entrée appliquée par l'utilisateur à l'effecteur.



(b) Comparaison des vitesses mesurées et estimées selon un stimuli de force générée à l'effecteur pour la commande de l'interface passive à câbles.



(c) Diagramme de Bode de la fonction de transfert en admittance de la plateforme avec la commande de l'interface passive à câbles.

FIGURE 3.33: Estimation de l'admittance globale de la plateforme avec l'interface passive à câbles optimisée.

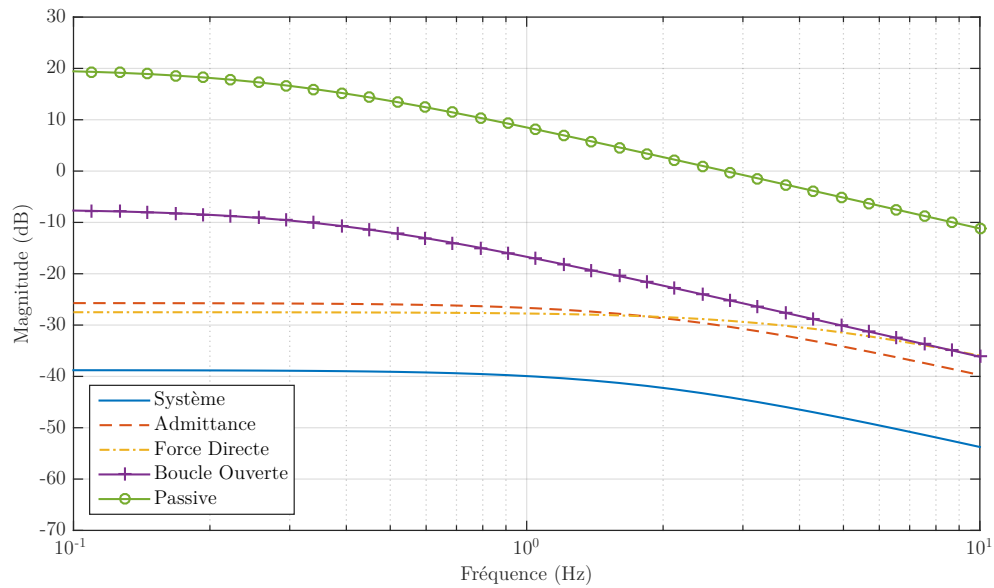


FIGURE 3.34: Réponse en fréquence de l'interface de locomotion sans commande en force, avec une commande en force, et équipée de l'interface passive.

de 50 N pour initier le mouvement de l'effecteur.

- L'interface de locomotion avec différents types de commandes en force (admittance, force directe, boucle ouverte).
- L'interface de locomotion avec l'utilisation du mécanisme à câbles optimisé.

L'axe des abscisses correspond à la fréquence du mouvement et le rapport entre la vitesse de sortie et la force d'entrée en dB est noté sur l'axe des ordonnées. Le résultat de l'effecteur actif seul sans commande en force est montré en ligne pleine. À faible fréquence (mouvements lents entre 0,1 et 0,5 Hz), le rapport est de -40 dB : l'utilisateur doit appliquer une force de 100 N pour déplacer l'effecteur à une vitesse de 1 m/s. Les commandes en admittance et en force directe présente un comportement similaire avec des gains respectifs de -25 dB et -27 dB avant la fréquence de 1 Hz. La force requise pour déplacer l'effecteur à 1 m/s est de 22 N. Le gain en boucle ouverte montre des performances meilleures que les deux modes de commande précédents, mais la transparence apportée par l'utilisation de l'interface passive est supérieure à celle offerte par les contrôleurs en force. Pour une fréquence de mouvement de 1 Hz, le gain est de 9 dB, le déplacement de l'effecteur à 1 m/s en requiert presque aucune force (0,35 N).

3.8 Conclusion : gestion de la phase d'élanement

La phase d'élanement d'une marche normale est définie comme un mouvement vers l'avant du pied et de la jambe afin de faire avancer le centre de masse de la personne vers sa destination. Ainsi, le pied doit être contraint de manière minimale afin d'altérer faiblement son mouvement. Dans un premier temps, l'utilisation de la plateforme suppose une connexion rigide entre le pied de l'utilisateur et la pédale de l'interface de locomotion afin de prévenir des chutes potentielles de la plateforme. L'utilisation de différentes commandes en force (commande en admittance, en force directe et en boucle ouverte) ont permis de diminuer l'impédance apparente du mécanisme, qui définit la résistance du système face au mouvement de l'utilisateur, sans pour autant le réduire à un niveau satisfaisant. Le développement d'une interface passive à câbles lève la limite en accélération liée à l'attache rigide entre le pied et la pédale et réduit ainsi de manière importante l'impédance apparente du mécanisme pour une marche plus naturelle sur l'interface de locomotion. La comparaison entre les commandes en force et la commande de la plateforme avec l'interface passive à câbles avec un échantillon de personnes aurait été judicieux afin de confirmer les avantages fournis par l'utilisation du mécanisme à câbles.

Chapitre 4

Phase d'appui de la marche

Résumé

Ce chapitre sur la phase d'appui est présenté de la manière suivante. Dans un premier temps, une revue de littérature récapitule les méthodes d'implémentation d'environnement virtuel raide ainsi que les défis de stabilité liés à la discrétisation du milieu. La notion d'impédance *Z-width* (COLGATE et BROWN, 1994) est introduite comme critère de performance pour l'évaluation de la raideur du sol virtuel. Finalement, le chapitre présente les modifications mécaniques afin de palier les limites de puissance disponible.

4.1 Introduction

La phase d'appui correspond à la durée pendant laquelle le pied de l'individu est posé sur le sol et sert de support afin que la jambe opposée effectue la phase d'élanement. En moyenne, la force appliquée par la personne sur le sol est équivalente à 120% de son poids (PERRY et BURNFIELD, 2010). Les défis liés à la phase d'appui diffèrent de ceux de la phase d'élanement. En effet, la phase d'élanement étudie l'interaction entre l'utilisateur et le mécanisme haptique seulement, sans interaction avec un environnement virtuel. L'analyse porte sur les performances du contrôleur à effacer la dynamique du mécanisme en interaction avec l'utilisateur. Pour la phase d'appui, l'avatar de l'effec-teur dans le monde virtuel interagit avec le sol et les escaliers virtuels : l'évaluation de la performance est centrée sur le réalisme de l'environnement virtuel et la stabilité des interactions entre l'utilisateur et le milieu (SAMUR, 2012). Un environnement virtuel complexe peut impliquer un coût en puissance de calcul, cependant ce critère n'est pas abordé dans la thèse car le milieu est composé d'un sol virtuel et des marches d'escaliers,

correspondant à des caractéristiques physiques simples.

D'un point de vue mécanique, les éléments de la plateforme doivent être rigides pour supporter le stress généré par le poids de la personne se tenant sur les effecteurs du mécanisme. Les moteurs responsables du mouvement vertical doivent également être capables de produire un couple important rapidement pour éviter la pénétration de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. La commande des actionneurs doit être robuste et stable afin d'éviter les vibrations potentielles souvent liées à l'importante raideur de l'environnement virtuel. Ainsi, le réalisme de l'environnement virtuel porte sur le rendu de la raideur du sol et des marches d'escaliers.

4.2 Modélisation et évaluation d'un environnement virtuel raide

4.2.1 Méthodes pour implémenter et évaluer un sol virtuel raide

Un environnement virtuel raide empêche le mouvement de l'utilisateur vers une direction par l'action des actionneurs agissant contre celui-ci. Le rendu d'une surface virtuelle raide comme un mur ou un sol est un essai standard pour évaluer la performance et la stabilité d'une interface haptique (COLGATE et al., 1993b). La modélisation standard du sol virtuel est basée sur l'utilisation d'un ressort virtuel comme illustré en Figure 4.1. Lorsque l'effecteur pénètre dans le sol virtuel, la différence de position entre la position de l'effecteur et la référence du sol virtuel z_0 , multipliée par la raideur K , génère une force de réaction R pour rejeter l'effecteur hors de la limite virtuelle en suivant la loi sur l'élasticité linéaire suivante

$$F = \begin{cases} K(z - z_0) & \text{pour } z < z_0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.1)$$

Cette méthode d'implémentation, appelée *penalty-based method* (ZILLES et SALISBURY, 1995), sanctionne la pénétration de l'effecteur dans l'environnement virtuel en produisant une force agissant de manière normale à la surface de contrainte. Une raideur virtuelle K infinie arrête de manière nette le mouvement de l'effecteur à la surface de l'environnement virtuel.

Cependant, l'implémentation du sol virtuel s'effectue de manière discrète et les délais de communication des capteurs, des moteurs et le temps d'échantillonnage de l'ordina-

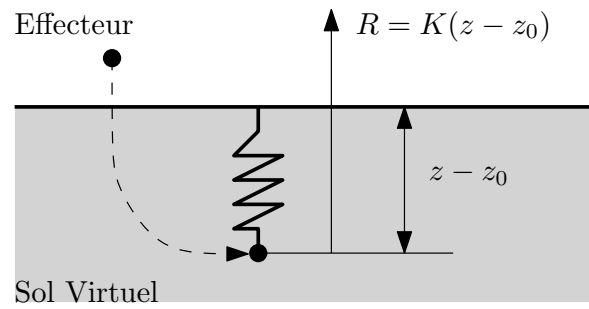


FIGURE 4.1: Implémentation du sol virtuel avec un ressort simple.

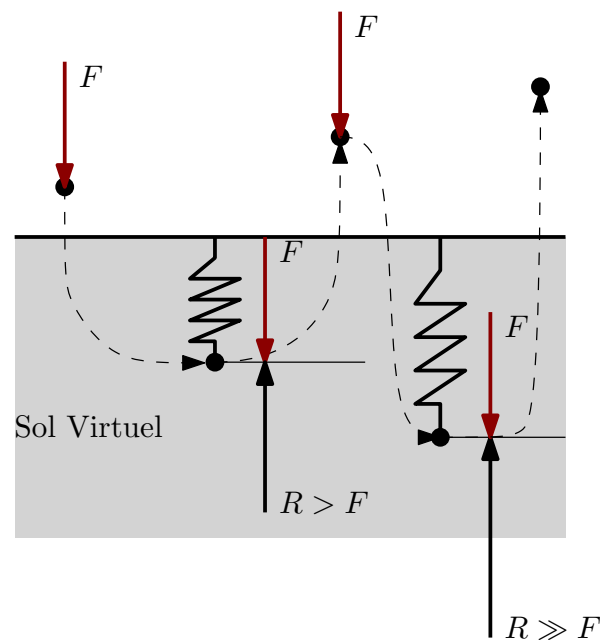


FIGURE 4.2: Représentation de l'instabilité liée à l'implémentation du sol virtuel.

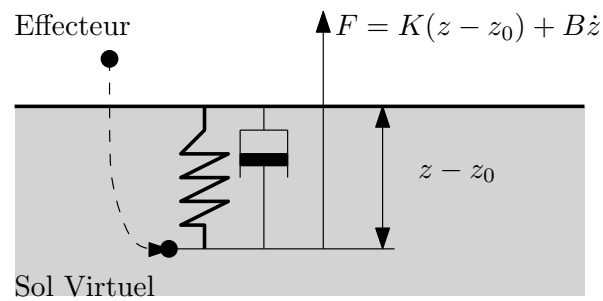


FIGURE 4.3: Implémentation du sol virtuel avec un système ressort-amortisseur.

teur engendrent une pénétration dans le sol implémenté (ABBOTT et OKAMURA, 2005 ; DIOLAITI et al., 2005 ; DIOLAITI et al., 2006 ; HATZFELD et KERN, 2014). Une raideur K importante et un long temps mort de communication produit une pénétration dans l’environnement virtuel plus importante et par conséquent, la force de réaction virtuelle R devient importante également. L’instabilité lors du contact avec le sol virtuel survient lorsque la force de réaction calculée R est plus forte que la force appliquée par l’utilisateur F sur plusieurs pas de temps de calcul : l’utilisateur ressent alors une sensation de vibration comme illustré en Figure 4.2.

Le ressort virtuel emmagasine de l’énergie potentielle due à la pénétration pendant le temps mort de communication. Des éléments dissipatifs comme la friction physique des éléments du mécanisme dépensent l’énergie stockée par le ressort virtuel et diminuent ainsi l’effet de rebond au contact du sol virtuel (MILLER et al., 2004 ; DIOLAITI et al., 2005). L’utilisation d’un amortissement virtuel augmente la dissipation de l’énergie potentielle élastique comme montré en Figure 4.3. Ainsi, l’énergie du ressort est dissipée en énergie cinétique en fonction de la vitesse de l’effecteur \dot{z} et du frottement B . L’équation du système virtuel modélisant le sol devient

$$F = \begin{cases} K(z - z_0) + B\dot{z} & \text{pour } z < z_0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.2)$$

L’ajout d’un élément dissipatif virtuel aide à la stabilité du sol modélisé, cependant cette méthode présente également des limites, en particulier lorsque la vitesse est obtenue à partir de la dérivée des capteurs de position (ABBOTT et OKAMURA, 2004 ; ABBOTT et OKAMURA, 2005). En effet, lorsque l’effecteur est à la surface de la contrainte virtuelle, l’imprécision des capteurs peut générer le phénomène de rebond et rendre le calcul de la vitesse obsolète. L’utilisation de réducteur au niveau du moteur multiplie le nombre de comptes d’encodeur par la valeur du réducteur et améliore ainsi la précision des capteurs de position tout en diminuant l’effet indésirable décrit précédemment.

Une manière standard d’implémenter un environnement virtuel rigide avec une interface haptique réside donc sur le réglage des paramètres virtuels K et B modélisant le sol virtuel afin d’établir un compromis entre la stabilité du contrôleur et la performance du milieu. Le concept de *Z-width* (COLGATE et al., 1993a ; COLGATE et BROWN, 1994) quantifie les gammes d’impédance qu’un mécanisme haptique est capable de générer. Une des manières pour le visualiser est le graphique raideur-amortissement virtuel dont un exemple est donnée en Figure 4.4. Pour une interface haptique donnée —définie par son architecture, ses actionneurs, ses capteurs, la fréquence de la boucle de commande—, le graphique $B-K$ dresse les limites de raideur et d’amortissement virtuels maximaux.

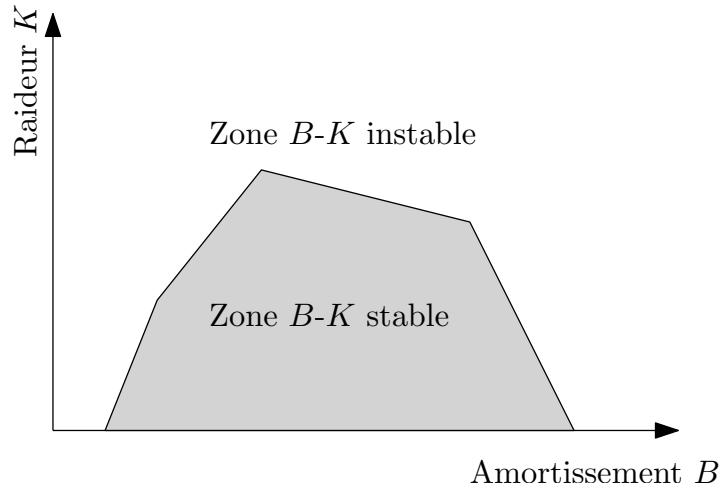


FIGURE 4.4: Visualisation de l'impédance du sol virtuel via le graphique amortissement-raideur $B-K$.

Pour une valeur d'amortissement donnée, la raideur est augmentée jusqu'à la génération d'oscillation au contact du sol virtuel, correspondant à la limite de stabilité du mécanisme. L'opération est répétée pour différentes valeurs de B jusqu'à la définition de la gamme d'impédance de l'interface haptique. Ainsi, une première estimation de la dureté du sol virtuel est obtenue avec cette méthode. Cependant, cette première estimation est basée sur une saisie souple de l'effecteur. Une prise plus ferme de l'effecteur, la direction dans laquelle la contrainte est dirigée par rapport à l'utilisateur, ou la fréquence à laquelle la force est appliquée sur la contrainte virtuelle influence également la stabilité du mécanisme (ADAMS et al., 1998). Dans le cas où l'environnement virtuel implémenté intègre un paramètre de masse virtuelle, la gamme d'impédance est illustrée sur un graphique à trois entrées au lieu de deux (WEIR et al., 2008). Dans notre cas d'étude avec l'interface de locomotion, chaque effecteur reçoit alternativement le poids de l'utilisateur pendant la phase d'appui. La fréquence à laquelle l'utilisateur interagit avec le sol virtuel est basse par rapport au cycle de calcul du sol virtuel, cependant la force d'interaction est importante. Le graphique raideur-amortissement reste donc pertinent, cependant le contact entre l'utilisateur et l'interface de locomotion pour définir le graphique $B - K$ utilisera une force d'interaction importante proche du poids d'une personne.

La raideur d'une surface virtuelle n'est pas forcément liée directement à la raideur virtuelle K utilisée pour modéliser la contrainte. Plusieurs méthodes physiologiques étudient la vraisemblance de la raideur d'un environnement virtuel à travers d'autres concepts. La notion de *rate-hardness* (LAWRENCE et al., 2000) définit la dureté du sol

en prenant en compte la variation de la force de réaction R lors de la pénétration dans la contrainte virtuelle. Avec l'ajout d'un modèle de vibration adéquat (OKAMURA et al., 2000 ; KUCHENBECKER et al., 2006), l'interface haptique peut simuler des contacts avec des matériaux virtuels dont la sensation varie en fonction de la nature de l'objet touché (bois, métal, plastique ...). Dans le même type d'idée, le retour tactile, visuel et auditif de dalles sur lequel l'utilisateur marche améliore le rendu de différents types d'environnement comme la marche sur la neige ou sur la glace (LAW et al., 2008 ; VISELL et al., 2009).

4.2.2 Méthodes pour améliorer la stabilité du système haptique

Comme l'environnement virtuel est simulé dans le domaine discret dû à la fréquence de calcul de l'ordinateur et à la résolution des encodeurs, l'interaction entre l'utilisateur et le milieu peut être instable. Les méthodes suivantes tentent de réduire l'énergie produite durant le temps mort d'échantillonnage afin de conserver la passivité du système.

Le principe de la passivité d'un environnement virtuel (COLGATE et HOGAN, 1988 ; ADAMS et HANNAFORD, 1998 ; ADAMS et HANNAFORD, 1999) réside sur le fait qu'une chaîne de systèmes composés d'éléments passifs (masse, amortissement, ressort) en interaction entre eux reste stable. En effet, sans source d'énergie extérieure, un système passif a tendance à retourner à sa position de repos. Dans notre cas, les agents en interaction sont l'utilisateur, l'interface haptique et l'environnement virtuel. L'utilisateur est considéré comme un élément passif : bien que celui-ci génère de l'énergie via la contraction des muscles pour effectuer un mouvement, la fréquence d'exécution de son action est beaucoup plus faible comparée à la fréquence de mouvement du moteur. Pour la simulation du sol virtuel, l'environnement est composé d'éléments passifs (ressort et amortisseur), cependant l'interface haptique utilise des moteurs (éléments actifs) pour simuler les éléments virtuels passifs. Le caractère actif du système survient durant les périodes de temps mort avec la génération d'énergie potentielle du ressort virtuel. Comme dit précédemment, l'utilisation d'un amortisseur virtuel permet de dissiper une partie de l'énergie potentielle emmagasinée, mais cette solution a des limites dû à l'estimation de la vitesse basée sur la dérivée des encodeurs du moteur. L'autre élément dissipatif présent est l'amortisseur de l'interface haptique b correspondant aux frottements présents entre les liens des éléments mécaniques de l'interface haptique. Un environnement virtuel est stable si les paramètres B et K respectent l'inégalité suivante

(COLGATE et al., 1993a ; COLGATE et SCHENKEL, 1994)

$$b > \frac{KT}{2} - B \cos \omega T \quad 0 < \omega < \omega_N \quad (4.3)$$

où T est la période d'échantillonnage de l'environnement virtuel, ω la pulsation du mouvement et ω_N la pulsation équivalent à la fréquence de Nyquist égale à la moitié de la fréquence d'échantillonnage. Lorsque la fréquence du mouvement est inférieure à la fréquence de Nyquist – ce qui est toujours le cas pour un système d'interaction humain-robot – le terme " $B \cos \omega T$ " est positif, ce qui confirme que l'ajout d'un amortissement virtuel permet d'obtenir des valeurs de raideur virtuelle plus importante. La conception d'environnement virtuel non-linéaire afin d'obtenir une interaction stable dépend de l'énergie générée pendant les temps morts et du réglage de l'amortissement virtuel (MILLER et al., 2000 ; MILLER et al., 2004).

Lorsque le modèle de l'humain est connu, il est possible d'estimer le comportement de l'effecteur au contact de la contrainte virtuelle et d'ajuster la force de réaction durant le temps mort au prochain coup de calcul (GILLESPIE et CUTKOSKY, 1996). Une stratégie similaire estime l'énergie générée durant le temps mort grâce à un observateur de passivité. Couplée avec un contrôleur de passivité, la stratégie PO-PC (HANNAFORD et al., 2001) diminue l'énergie élastique parasite produite en augmentant les frottements virtuels de dissipation. Cette stratégie se décline en plusieurs versions (LIN et OTADUY, 2008) afin d'améliorer ses performances comme le calcul de l'énergie en fonction des vitesses et des forces réelles mesurées à l'effecteur (RYU et al., 2004), le suivi d'une référence en énergie (RYU et al., 2005) ou la définition d'un nouvel indice pour la détection du contact avec le sol virtuel (RYU et al., 2006).

En plus des observateurs de passivité, l'utilisation de mécanismes additionnels augmente la gamme d'impédance de l'interface haptique, comme l'usage d'un frein électrique en série avec les actionneurs du système pour augmenter la dureté du contact avec le sol virtuel (GOSLINE et al., 2006 ; WEIR et al., 2008). L'ajout d'un système électrique analogique en parallèle du système de commande numérique génère la contrainte virtuelle dans le domaine continu et enlève les problèmes de temps mort lié au calcul discret de l'environnement virtuel (KAWAI et YOSHIKAWA, 2002 ; KAWAI et YOSHIKAWA, 2004 ; MEHLING et al., 2005).

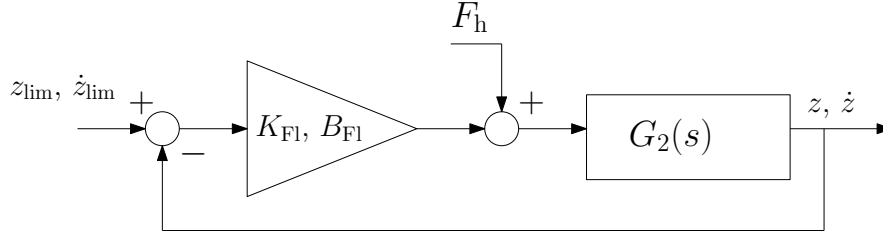


FIGURE 4.5: Commande de la plateforme dans la direction verticale pour l'implémentation du sol virtuel. Les paramètres K_{F1} et B_{F1} caractérisent le milieu et la force lue au capteur F_h est envoyée au moteur pour rendre le sol plus réactif.

4.3 Commande de la plateforme pour la gestion de la phase d'appui

4.3.1 Gestion de la force verticale du sol virtuel

La commande de la plateforme de marche lors du contact avec le sol virtuel, présentée en Figure 4.5, est similaire à une commande en position avec un couple pré-calculé. En effet, le gain proportionnel K_{F1} correspond à la rigidité du sol virtuel agissant sur la position de l'effecteur et le gain dérivatif B_{F1} correspond au facteur d'amortissement agissant sur la vitesse et la participation du capteur d'effort F_h agit comme un couple pré-calculé pour améliorer le temps de réponse de la commande. La loi de commande envoyée au moteur est donc la suivante

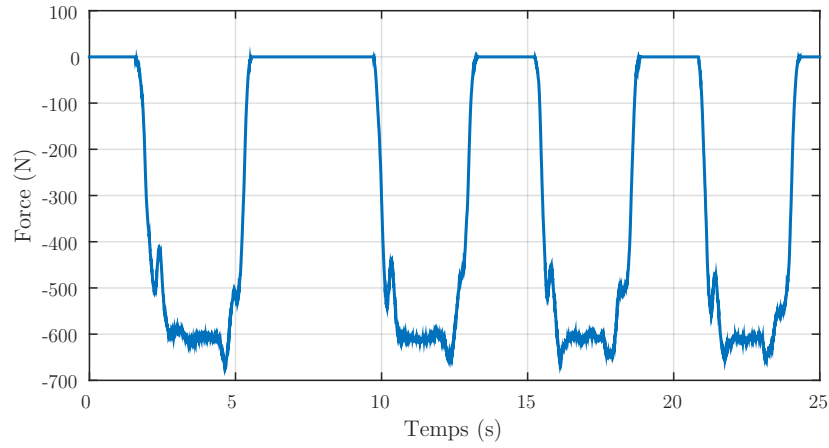
$$\tau_m = \frac{1}{2}R\alpha [-\nu F_h + K_{F1}(z - z_{lim}) + B_{F1}(\dot{z} - \dot{z}_{lim}) + m_z g]. \quad (4.4)$$

où τ_m est le couple calculé, le facteur $\frac{1}{2}R\alpha$ transforme les efforts cartésiens en efforts articulaires (composante verticale de la matrice jacobienne \mathbf{J} de l'équation (2.12)), ν est un paramètre compris entre 0 et 1 pour modifier la participation du capteur d'effort F_h dans la boucle de commande et z_{lim} , \dot{z}_{lim} sont la position et la vitesse de référence au contact de la surface virtuelle. La force appliquée par l'utilisateur sur l'effecteur F_h est négative car celle-ci est dirigée vers le bas. Par conséquent, le moteur doit fournir une force dans la direction opposée pour agir contre le mouvement de l'utilisateur, d'où la présence du signe négatif. La loi de commande inclut la compensation en gravité de l'effecteur possédant une masse m_z . Sur le principe de la troisième loi de Newton sur les actions réciproques, appliquer une force identique à celle de l'utilisateur arrête le mouvement du pied au niveau de la surface virtuelle. Les paramètres dynamiques du sol virtuel K_{F1} et B_{F1} peuvent être définis avec des valeurs plus faibles car la majorité du couple est calculée grâce à l'information donnée par le capteur d'effort. Ils sont

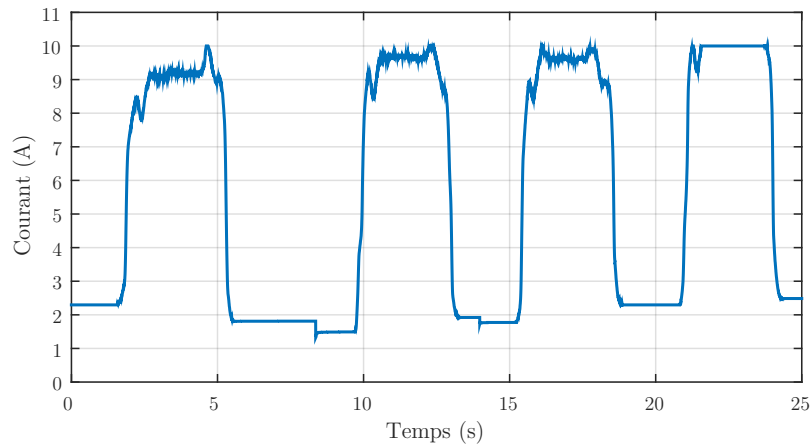
néanmoins nécessaires afin de repousser l'effecteur du sol virtuel dû à la pénétration liée au calcul discret de l'environnement et au retard sur la lecture du capteur d'effort. De plus, pour une valeur du paramètre $\nu < 1$, l'action du capteur d'effort dans la boucle de commande est atténuée. Expérimentalement, une valeur inférieure à 1 est souhaitée pour limiter les effets du bruit du capteur générant des oscillations à la limite de la surface virtuelle.

Les premiers essais effectués pour générer le sol virtuel sont donnés en Figure 4.6. La Figure 4.6a montre la force appliquée sur un des effecteurs de l'interface de locomotion pour tester la dureté du sol virtuel. Pendant l'expérimentation, l'utilisateur se tient sur une plateforme de manière répétée pour différents paramètres de sol virtuel, d'où la variation sur la lecture du capteur d'effort allant de 0 N à -600 N, correspondant au poids d'un utilisateur pesant environ 61 kg. La Figure 4.6b montre le courant envoyé au moteur, qui est proportionnel au couple τ_m calculé à l'équation (4.4). Le courant maximal est limité à 10 A, correspondant au couple maximal fourni par le moteur. Avec l'architecture actuelle de la plateforme de marche, le courant varie entre 2 A et 10 A : le couple maximal du système est donc atteint. Lorsque l'utilisateur n'applique pas de force sur l'effecteur, les moteurs doivent déjà générer un couple dans la direction verticale pour agir contre le poids de l'effecteur. Lorsque l'utilisateur se tient sur la plateforme, le moteur doit générer un couple additionnel pour limiter l'enfoncement de l'effecteur dans la surface virtuelle.

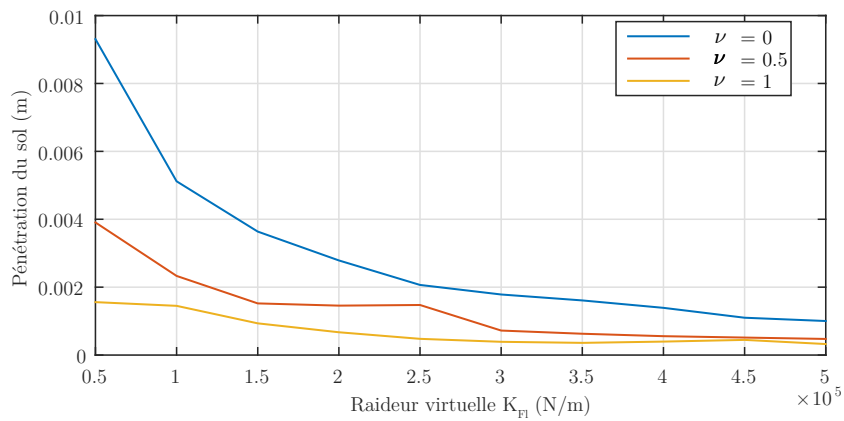
La Figure 4.6c montre la pénétration de l'utilisateur dans la contrainte virtuelle pour différentes valeurs de raideur K_{F1} et du paramètres ν . Le paramètre d'amortissement B_{F1} n'est pas utilisé car les frottements intrinsèques de la plateforme dans la direction verticale sont suffisants pour maintenir la stabilité du mécanisme pour les valeurs de raideur utilisées. L'enfoncement dans la contrainte est mesurée lorsque l'utilisateur se tient sur l'effecteur, pour une valeur de raideur K_{F1} allant de $50 \cdot 10^3$ N/m à $500 \cdot 10^3$ N/m et pour une valeur de paramètre ν variant de 0 à 1. Cette gamme de raideur virtuelle est choisie afin d'avoir une pénétration inférieure à 1 cm pour une force appliquée sur l'effecteur de 600 N. Comme attendu, l'augmentation du paramètre ν diminue la pénétration de l'utilisateur dans le sol virtuel car la participation du capteur de force dans la boucle de commande est plus importante, rendant le comportement du milieu plus réactif. Pour la valeur de raideur la plus faible utilisée ($50 \cdot 10^3$ N/m), la pénétration est de 9 mm sans retour du capteur d'effort et d'environ 1,8 mm pour $\nu = 1$. Au vu des résultats de la Figure 4.6c, l'architecture actuelle de la plateforme de marche est capable de générer le sol virtuel pour une personne de 61 kg avec une pénétration infé-



(a) Force d'entrée pour l'évaluation du sol virtuel.



(b) Courant produit pour générer le sol virtuel.



(c) Évaluation de la pénétration du pied dans le sol virtuel avec un réducteur multipliant le couple moteur par 4.

FIGURE 4.6: Expérimentation de la plateforme de marche pour supporter la phase d'appui.

rieur à 1 cm pour tous les cas de raideur virtuelle K_{Fr} et de paramètre ν considérés. Les performances sont inférieures à 1 mm pour une raideur de 500.10^3 N/m. Cependant, au-delà de ce poids, le moteur n'est pas capable de générer de couple supplémentaire et l'enfoncement de l'utilisateur dans la contrainte est inévitable. Il est donc nécessaire de trouver une solution afin de générer un couple plus important pour utiliser la plateforme pouvant accommoder une plus large gamme de personnes.

4.3.2 Gestion de la force horizontale du sol virtuel

Le sol virtuel agit dans la direction verticale mais également dans la direction horizontale en générant une force de frottement empêchant l'utilisateur de glisser lors de la phase d'appui. Cette force horizontale est essentielle pour une marche standard : un sol glissant raccourcit la durée des phases de la marche, la phase d'appui est engagée de manière prématurée. Par conséquent, la longueur des enjambées est réduite (CHAM et REDFERN, 2002).

Le mouvement de l'effecteur doit être stoppé horizontalement pour produire l'effet de frottement voulu et pour amorcer le mouvement de pendule inversé de la phase d'appui de la marche. Une forme similaire à celle de l'équation pour générer la réaction verticale du sol est utilisée pour calculer la force horizontale, à savoir

$$F_{Fr} = \begin{cases} -F_x + K_{Fr}(x_{Fr} - x) + B_{Fr}(\dot{x}_{Fr} - \dot{x}) & \text{si : } F_z < F_{thr} \\ 0 & \text{si : } F_z > F_{thr} \end{cases} \quad (4.5)$$

où K_{Fr} et B_{Fr} sont les coefficients de raideur et d'amortissement pour le frottement horizontal. La position x_{Fr} correspond à la position horizontale où l'utilisateur pose son pied dans l'espace de travail et la vitesse \dot{x}_{Fr} correspond à la vitesse de référence, à savoir zéro, qui est imposée à l'effecteur lors du contact avec le sol virtuel. Le calcul du frottement horizontal virtuel s'active seulement lors du contact entre l'utilisateur et le sol virtuel. Le contact est confirmé lorsque la force verticale F_z lue par le capteur d'effort dépasse une certaine valeur seuil F_{thr} .

La Figure 4.7 montre le mouvement de la plateforme dans la direction horizontale lors de l'activation du frottement horizontal. La commande utilisée pour mouvoir la plateforme dans l'espace libre est la commande en admittance décrite dans le chapitre 3. Lorsque la force verticale F_z est inférieure à la valeur seuil $F_{thr} = -100$ N, le frottement horizontal n'est pas calculé et la plateforme bouge librement, comme illustré sur la partie gauche de la Figure 4.7. Pour une force horizontale de 10 N, la vitesse de l'effecteur est de 0,2 m/s. Lorsque la force verticale est inférieure à la valeur seuil (sur

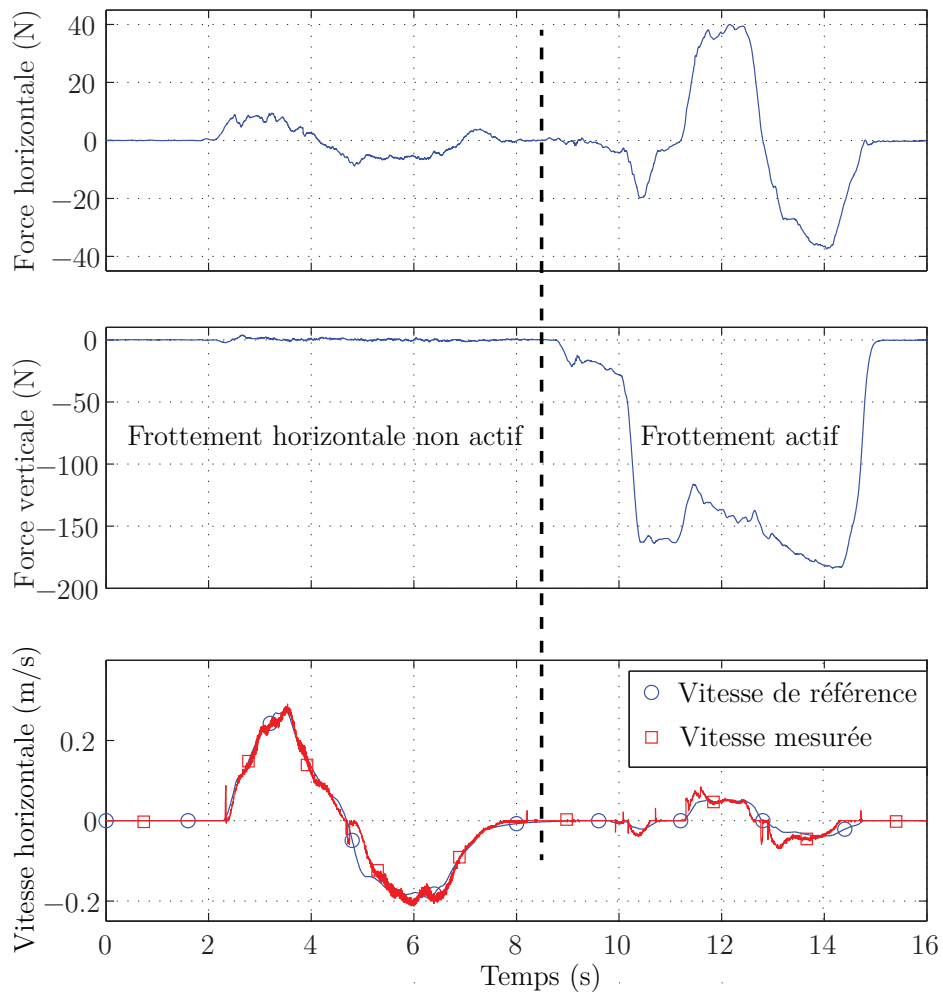


FIGURE 4.7: Mise en place du frottement virtuel horizontal lorsque la force verticale atteint un certain palier.

la partie droite de la Figure 4.7, la force appliquée sur l'effecteur est d'environ -150 N), le frottement horizontal est actif : pour une force horizontale de 40 N, l'effecteur reste quasi-stationnaire avec une vitesse inférieure à $0,07$ m/s, comme illustré sur la partie droite des pointillés de la Figure 4.7. L'effecteur peut néanmoins être légèrement déplacé si la force horizontale est importante car le couple maximal développé dans la direction horizontale reste modéré. Il ne bénéficie pas du même routage que la direction verticale qui multiplie le couple du moteur à l'effecteur par deux.

4.4 Utilisation d'un réducteur plus important pour la gestion de la phase d'appui dans la direction verticale

Dans la section précédente, l'expérimentation de la Figure 4.6 montre les capacités de la plateforme à gérer la phase d'appui avec une valeur de réducteur de $\alpha = 1/4$. Avec la configuration de la courroie dans la direction verticale, le couple moteur rendu à l'effecteur est multiplié par huit. Cependant, le courant nécessaire pour développer la raideur du sol virtuel est proche des limites de puissance des moteurs. Une solution pour augmenter le couple transmis à l'effecteur doit être développée afin d'être dans une zone de fonctionnement plus confortable des actionneurs. L'utilisation d'un rapport de réduction plus important est une solution alternative simple et dont la mise en place est rapide grâce par l'ajout d'un réducteur supplémentaire en série avec le premier déjà mis en place. L'ajout d'un réducteur additionnel d'un facteur quatre multiplie donc le couple de sortie par un facteur de 32.

La loi de commande est identique à celle de l'équation (4.4). La différence vient de la valeur de α de la matrice jacobienne du système qui passe d'une valeur de $\alpha = 1/4$ à une valeur de $\alpha_2 = 1/16$, soit

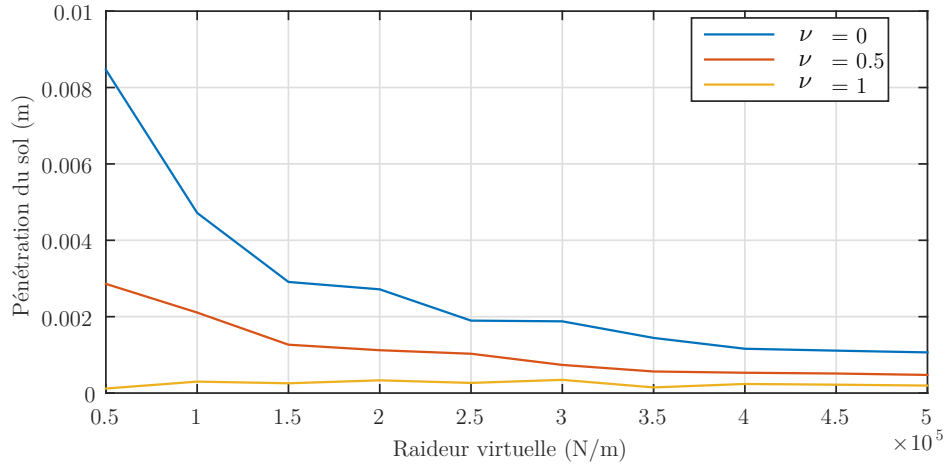
$$\tau_m = \frac{1}{2}R \underbrace{\alpha_2}_{\substack{\text{nouvelle valeur} \\ \text{de réducteur}}} [-\nu F_h + K_{F1}(z - z_{\text{lim}}) + B_{F1}(\dot{z} - \dot{z}_{\text{lim}}) + m_z g]. \quad (4.6)$$

La Figure 4.8 présente les résultats du rendu du sol virtuel avec l'utilisation du réducteur additionnel, toujours avec une force d'interaction de 600 N à l'effecteur, similaire à la force d'entrée de l'expérience précédente montrée en Figure 4.6a. En terme de pénétration dans le sol virtuel, les résultats sont semblables à ceux obtenus avec un seul réducteur comme le montre la Figure 4.8a avec une pénétration inférieure à 1 cm pour

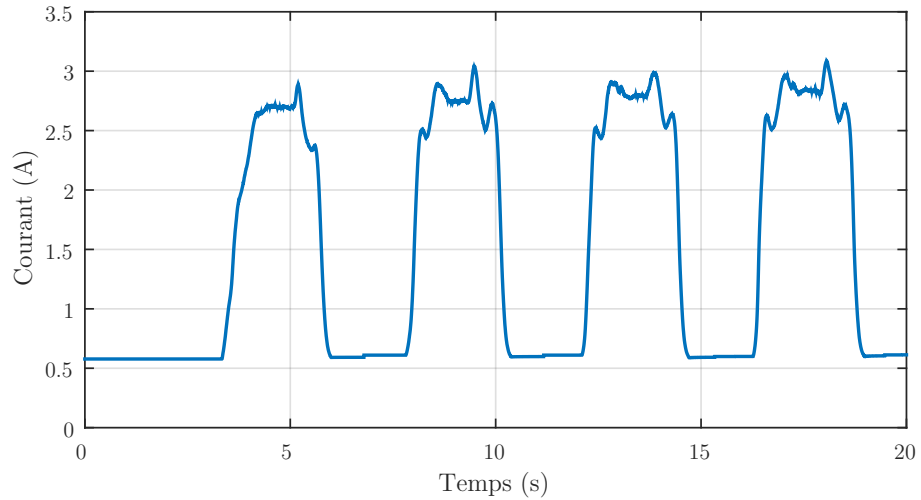
une valeur de raideur virtuelle de 50.10^3 N.m sans retour de force et inférieure à 1 mm lorsque le capteur d'effort est utilisé à 100%. La différence principale vient du courant utilisé pour développer le couple nécessaire à la génération du sol virtuel. La valeur crête du courant est inférieure à 3 A (cf. Figure 4.8b) alors qu'elle est de 10 A pour l'utilisation du réducteur simple de valeur 4. Le courant minimal pour tenir le poids de la plateforme est également réduit et passe de 2 A avec l'usage du réducteur simple à 0,5 A avec un réducteur supplémentaire, correspondant à une division par la valeur du réducteur ajouté. L'ajout du réducteur est une solution efficace pour le rendu du sol virtuel tout en gardant une marge sur la limite de fonctionnement des actionneurs. La contrepartie vient de la diminution de la vitesse de l'effecteur dans la direction verticale. Pour le rendu du sol plat, la vitesse verticale n'est pas un critère important car les effecteurs ne suivent pas le mouvement de montée et descente du pied de l'utilisateur. Par contre, pour le rendu des marches d'escalier, l'effecteur se positionne à des hauteurs différentes pour simuler l'élévation des marches. Le placement doit être rapide afin d'anticiper la phase d'appui sur la nouvelle marche générée, c'est pourquoi une solution alternative conservant la vitesse dans la direction verticale est explorée.

4.5 Principe de l'équilibrage statique

L'équilibrage statique est une technique pour diminuer le couple requis des moteurs pour déplacer l'effecteur d'un mécanisme et en particulier pour compenser l'effet du poids de l'effecteur. Le système est considéré comme "libre" si aucune énergie n'est nécessaire pour maintenir une position statique (HERDER, 2001). Il peut être basé sur le stockage d'énergie potentielle via des ressorts (STREIT et GILMORE, 1989; STREIT et SHIN, 1993) permettant ainsi de déplacer l'effecteur de manière quasi-statique sans énergie. Plusieurs architectures parallèles de robots utilisent des ressorts pour maintenir l'énergie potentielle constante dans toutes les positions de l'effecteur (LALIBERTE et al., 1999; GOSSELIN et WANG, 2000; WANG et GOSSELIN, 2000; KUO et LAI, 2015). Une autre possibilité repose sur l'utilisation de contre-poids pour équilibrer la masse de l'effecteur (LAUZIER et al., 2009; GOSSELIN et LALIBERTÉ, 2011; LACASSE et al., 2013). Son utilisation demande souvent de déporter les masses à l'aide d'un système hydraulique ou un routage de poulie afin de réduire le mouvement des masses lors du mouvement de l'effecteur. Des systèmes passifs basés sur des ressorts en rotation (GOPALSWAMY et al., 1992) ou des aimants permanents pour former une structure de Halbach (BOISCLAIR et al., 2016) peuvent être placés en parallèle des moteurs actifs pour fournir le couple nécessaire à leurs tâches désignées.



(a) Évaluation de la pénétration du pied dans le sol virtuel avec un réducteur multipliant le couple moteur par 16.



(b) Courant produit pour générer le sol virtuel avec un double réducteur.

FIGURE 4.8: Expérimentation du sol virtuel avec un réducteur de valeur 16.

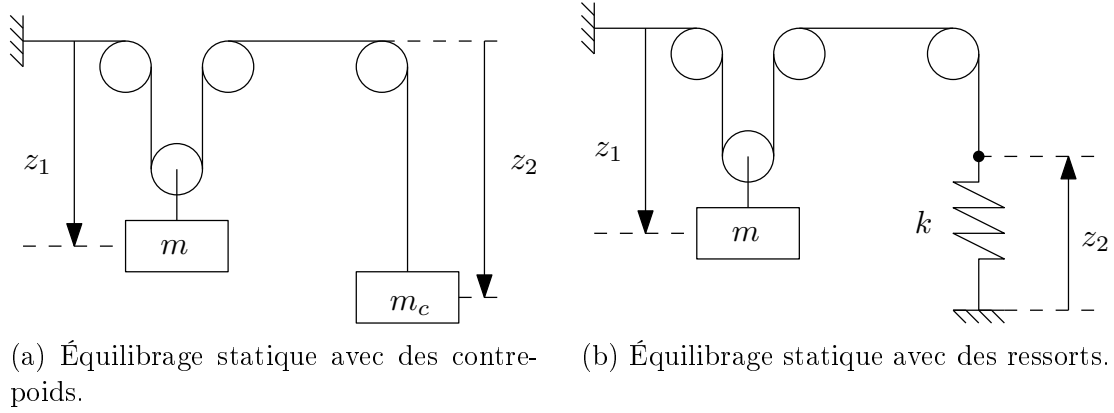


FIGURE 4.9: Principe de l'équilibre statique avec un contre-poids et un ressort.

La Figure 4.9 montre deux configurations possibles afin d'équilibrer la masse de l'effecteur. La masse m représente la masse de l'effecteur et la masse m_c représente la masse du contre-poids pour l'équilibre de la Figure 4.9a. La configuration du routage de poulie est similaire au routage de courroie de la plateforme de marche. L'énergie potentielle totale du premier système E_1 est donnée par l'expression suivante

$$E_1 = -mgz_1 - m_cgz_2 \quad (4.7)$$

où z_1 et z_2 sont les déplacements respectifs des masses m et m_c . Le routage de poulie multiplie par deux le déplacement relatif de z_2 par rapport à z_1 , comme pour le routage de la plateforme de marche. L'expression entre les variations des distances dz_1 et dz_2 est la suivante

$$dz_2 = -2dz_1. \quad (4.8)$$

Finalement, la variation d'énergie potentielle dE_1 est obtenue en dérivant l'équation (4.7) et en utilisant la formule de l'équation (4.8), soit

$$dE_1 = -mgdz_1 + 2m_cgz_1. \quad (4.9)$$

L'énergie potentielle est constante si la masse du contre-poids m_c est deux fois moins importante que la masse de l'effecteur, soit

$$m_c = \frac{1}{2}m. \quad (4.10)$$

Si cette condition est remplie, la masse m est équilibrée statiquement en tout point de l'espace de travail vertical.

Le système de la Figure 4.9b est basé sur le stockage d'énergie potentielle élastique et son expression E_2 est donnée par

$$E_2 = -mgz_1 + \frac{1}{2}kz_2^2. \quad (4.11)$$

Pour ce système, z_2 est l'extension du ressort à partir de sa valeur de repos. La relation entre la variation des longueurs dz_1 et dz_2 est la suivante

$$dz_2 = 2dz_1. \quad (4.12)$$

De plus, étant donné que la longueur z_2 est mesurée à partir de la position de repos du ressort, la relation s'applique également aux longueurs z_1 et z_2 , à savoir

$$z_2 = 2z_1. \quad (4.13)$$

La dérivée de l'équation (4.11) donne l'expression suivante

$$dE_2 = -mgdz_1 + kz_2dz_2. \quad (4.14)$$

L'utilisation des équations (4.12), (4.13) et (4.14) donne la relation suivante

$$dE_2 = (-mg + 4kz_1)dz_1. \quad (4.15)$$

L'énergie potentielle du second système est constante pour une valeur unique de z_1 , à savoir

$$z_1 = \frac{mg}{4k}. \quad (4.16)$$

Une solution afin d'équilibrer statiquement la masse de l'effecteur sur l'espace de travail à partir d'une énergie potentiellement élastique est d'utiliser un ressort à gaz ayant une force de rappel presque constante F_s sur toute la longueur du piston. L'énergie potentielle E_3 utilisant ce type de ressort est donnée par

$$E_3 = -mgz_1 + F_s z_2. \quad (4.17)$$

La dérivée de l'équation (4.17) et l'utilisation de l'équation (4.13) donne la formule suivante

$$dE_3 = -mgdz_1 + 2F_s dz_1 = (-mg + 2F_s) dz_1. \quad (4.18)$$

L'énergie potentielle est donc constante si

$$F_s = \frac{1}{2}mg. \quad (4.19)$$

Dans cette étude, la masse m de l'effecteur est supposée constante, ce qui n'est pas le cas lors de l'utilisation de l'interface de locomotion étant donné que l'utilisateur déplace son poids d'un effecteur à l'autre. Le but de l'équilibrage statique dans l'étude de la plateforme de marche est donc de surcompenser le poids de l'effecteur afin de gérer une partie du poids de l'utilisateur lorsque celui-ci entame sa phase d'appui. Par conséquent, le point d'opération des moteurs est déplacé : celui-ci opère dans une gamme négative pour lutter contre l'action du ressort à gaz lorsque l'utilisateur n'est pas sur l'effecteur, puis il opère dans une gamme positive pour lutter contre le poids de l'utilisateur, avec l'action du ressort à gaz. Ceci permet une utilisation plus efficace de l'actionneur.

4.5.1 Équilibrage statique basé sur des contre-poids

L'équilibrage statique de la plateforme basé sur des contre-poids implique l'implémentation d'un système générant un couple au niveau de moteur opposé au couple généré par la tenue de l'utilisateur sur l'effecteur. Le modèle dynamique de l'effecteur de la plateforme de marche dans la direction verticale et dans le domaine articulaire est donnée par l'expression suivante

$$\tau = \underbrace{\left[\frac{1}{2}R\alpha\right]^2 m \ddot{\theta}}_{\text{Inertie de l'effecteur ramenée au moteur}} + \underbrace{\frac{1}{2}R\alpha mg}_{\text{Terme gravitationnel}} + \underbrace{I_m}_{\text{Inertie du moteur}} \ddot{\theta}. \quad (4.20)$$

L'ajout du système de contre-poids modifie la dynamique globale du système, à savoir

$$\begin{aligned} \tau_w = & \left. \left[\frac{1}{2}R\alpha \right]^2 m \ddot{\theta} + \frac{1}{2}R\alpha mg + I_m \ddot{\theta} \right\} \text{Couple du système} \\ & \left. + \underbrace{(R_w \alpha)^2 M \ddot{\theta}}_{\text{Dynamique parasite}} - \underbrace{R_w \alpha M g}_{\text{Équilibrage statique}} \right\} \text{Couple du contre-poids} \end{aligned} \quad (4.21)$$

où M et R_w sont respectivement la masse et le rayon de la poulie générant le couple du système de contre-poids. Le couple du système de contre-poids agit à la sortie du réducteur du moteur, d'où la présence du facteur α dans l'expression du couple du contre-poids. L'équilibrage statique agit contre le poids de l'effecteur, d'où le signe négatif pour produire l'effet de compensation désiré. Cependant, l'utilisation de contre-masses fait apparaître un terme de dynamique parasite correspondant à un couple supplémentaire nécessaire à fournir lors d'un mouvement dynamique de la plateforme. En effet, l'ajout d'un contre-poids augmente la masse globale du système à déplacer. Par conséquent, l'équilibrage statique avec des contre-poids pénalise les trajectoires

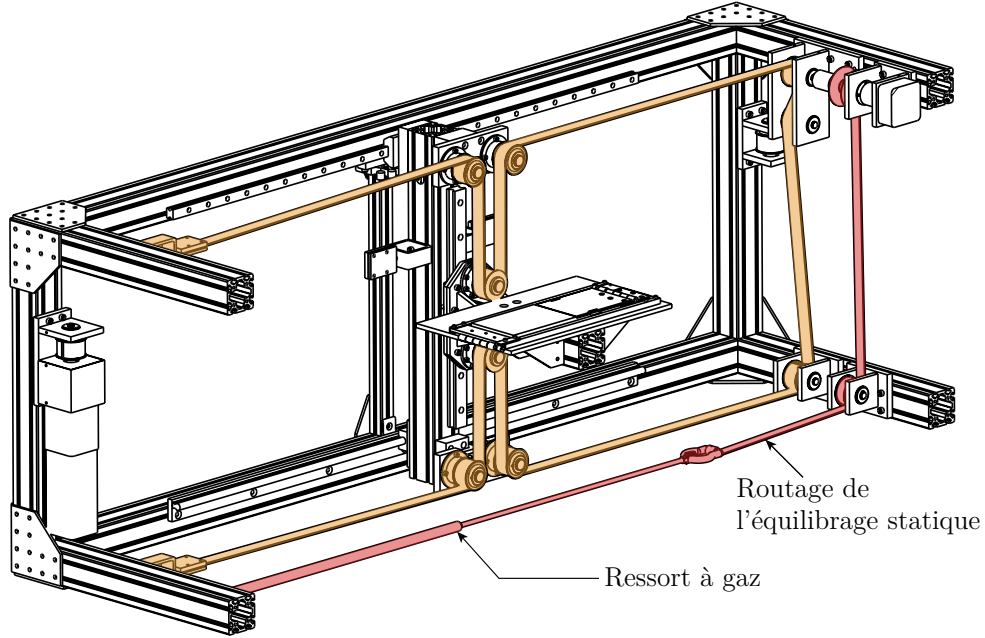


FIGURE 4.10: Intégration du routage additionnel de l'équilibrage statique avec l'interface de locomotion.

sollicitant des accélérations de l'effecteur en demandant un couple plus important aux moteurs. Cet effet peut être limité en utilisant une importante valeur de masse M pour une valeur relativement faible de rayon R_w car celui-ci affecte l'inertie parasite de manière quadratique alors que la masse du contre-poids affecte l'inertie du système global de manière linéaire. L'inconvénient supplémentaire d'un équilibrage à contre-poids est l'installation des contre-masses dans la direction verticale afin de bénéficier de l'action de l'énergie potentielle de gravité. Cet ajout augmente la taille globale de l'interface de locomotion alors que l'utilisation d'un ressort placé sous la plateforme de marche conserve les dimensions initiales du système.

4.5.2 Équilibrage statique basé sur des ressorts

De manière similaire à l'équilibrage statique par contre-poids, l'utilisation d'un ressort modifie l'équation dynamique de l'interface de locomotion de la manière suivante

$$\begin{aligned}
 \tau_s = & \left[\frac{1}{2} R \alpha \right]^2 m \ddot{\theta} + \frac{1}{2} R \alpha m g + I_m \ddot{\theta} & \left. \vphantom{\tau_s} \right\} \text{Couple du système} \\
 & & \text{Equation (4.20)} \\
 & - \underbrace{\alpha F_s R_s}_{\text{Équilibrage statique}} & \left. \vphantom{\tau_s} \right\} \text{Couple du ressort} \quad (4.22)
 \end{aligned}$$

où F_s et R_s sont respectivement la force du ressort et le rayon de poulie générant le couple de l'équilibrage statique en sortie du réducteur. L'étude porte sur l'implémentation d'un ressort à gaz plutôt qu'un ressort standard car sa force de traction est quasiment constante sur toute son élongation comparativement à un ressort standard dont la force varie selon son extension par rapport à sa longueur de repos. Contrairement à l'utilisation de contre-poids, le ressort n'induit pas d'effet inertiel parasite notable.

Le choix de la force de traction du ressort à gaz dépend de la force à équilibrer au niveau de l'effecteur. Une force de traction trop faible n'apporte pas la compensation en gravité nécessaire pour soutenir le poids de l'utilisateur se tenant sur l'effecteur. À l'inverse, une force trop importante compromet également le fonctionnement de la plateforme car le moteur n'a plus le couple nécessaire pour agir contre celui du ressort lorsque l'utilisateur ne se tient pas sur l'effecteur. Il est donc nécessaire de concevoir le système de l'équilibrage statique pour déplacer le point d'opération du moteur dans son intervalle d'utilisation. Une méthode d'installation de l'équilibrage statique à ressort est montrée en Figure 4.10. Le routage de l'équilibrage statique est monté en parallèle au routage de courroie de la transmission verticale. Le ressort est placé sous l'interface de locomotion afin de bénéficier de la longueur de mécanisme pour l'extension du ressort tout en conservant les dimensions de l'interface de locomotion. Une sangle est attachée à l'une des extrémités du ressort et s'enroule au niveau d'une poulie connectée au réducteur du moteur afin de générer le contre-couple pour supporter le poids de l'utilisateur.

Les spécifications du ressort à gaz montrent une variation de 15% sur la force de traction entre sa position courte et sa position allongée maximale, soit

$$F_s = F_{\text{nom}} \left(1 + 0.15 \left[\frac{\theta_{\text{max}} - \theta}{\theta_{\text{max}}} \right] \right) \quad (4.23)$$

où F_{nom} est la force nominale du ressort à gaz. La position θ réfère à la position articulaire de l'effecteur. Pour une valeur de $\theta = 0$, l'effecteur est à sa position la plus basse, le ressort est dans sa position la plus allongée et sa force de sortie est maximale. À l'inverse, lorsque $\theta = \theta_{\text{max}}$, l'effecteur est dans sa position la plus haute, le ressort est dans son état contracté et la valeur de sa force correspond à la force nominale du ressort.

De manière similaire à la force du ressort, le rayon de poulie R_s varie selon l'enroulement de la sangle autour de la poulie générant le couple de l'équilibrage statique.

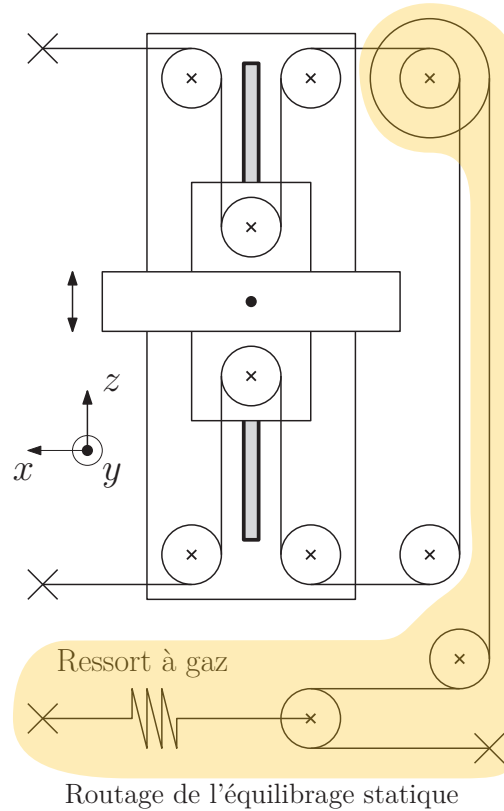


FIGURE 4.11: Réduction de l'élongation du ressort à gaz grâce à un routage d'un facteur deux au niveau de l'équilibrage statique.

L'augmentation du rayon de poulie suit la formule suivante

$$R_s = R_{\text{nom}} + \left(\frac{\theta_{\text{max}} - \theta}{2\pi} \right) \varepsilon \quad (4.24)$$

où ε est l'épaisseur de la sangle et R_{nom} est le rayon nominal de poulie. Lorsque $\theta = 0$, la force de traction et le rayon de poulie sont maximales, ce qui correspond au couple maximum produit par l'équilibrage statique. À l'inverse, quand $\theta = \theta_{\text{max}}$, la force du ressort et le rayon de poulie sont minimales, ce qui produit le couple minimum de l'équilibrage. L'implémentation de la Figure 4.10 utilise un routage simple de la sangle de l'équilibrage statique pour transmettre la force du ressort au couple. Cependant, cette installation n'est pas souhaitée dû à l'espace de travail dans la direction verticale. En effet, l'effecteur se déplace verticalement sur une distance de 30 cm. Dû au routage de courroie dans la direction verticale, le moteur doit effectuer deux fois cette distance pour couvrir l'espace de travail de l'effecteur. En supposant que la poulie du ressort est égale à la poulie active du routage de courroie, l'élongation du ressort serait de 60 cm. La poulie active du routage de courroie pour le déplacement de l'effecteur dans

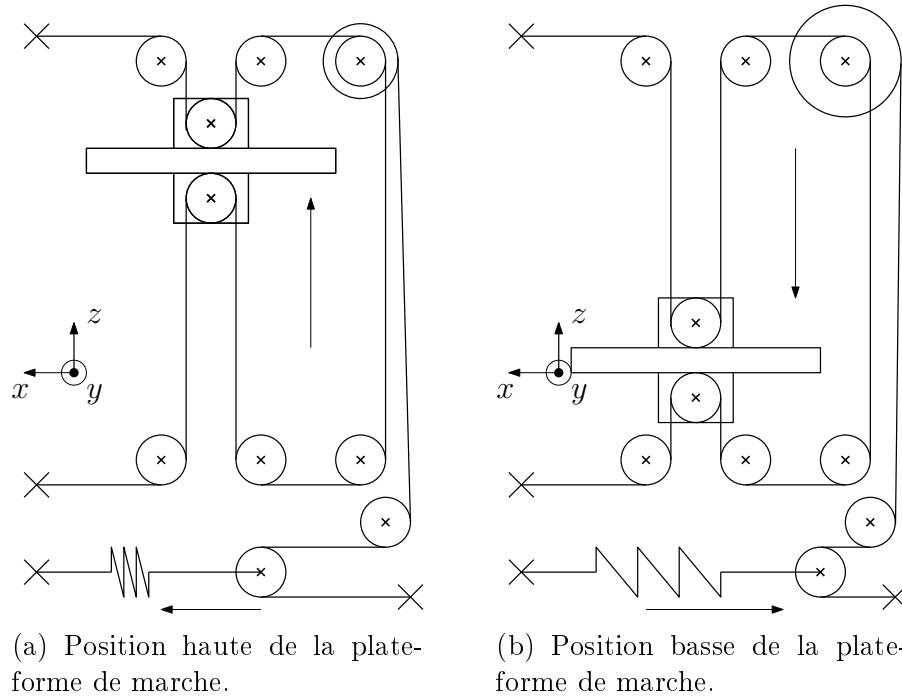


FIGURE 4.12: Équilibrage statique pour la position haute et la position basse de l'effecteur.

la direction verticale est connue, le nombre de tour effectué par le moteur pour parcourir l'espace de travail entier en prenant en compte la configuration du routage est le suivant

$$n = \frac{30 \times 2}{2\pi R_z} \simeq 3 \text{ tours} \Leftrightarrow \theta_{\max} = 6\pi. \quad (4.25)$$

Par conséquent, Afin de réduire cette élongation, le routage au niveau du ressort, montré en Figure 4.11, est utilisé. Avec cette implémentation, l'extension du ressort est divisée par deux. En contre partie, la force du ressort doit être doublée afin de bénéficier du même couple appliqué en sortie du réducteur du moteur.

La Figure 4.12 montre les deux configurations de la plateforme de marche en position haute avec le rayon de poulie R_s réduit et le ressort en état contracté (cf. Figure 4.12a) et en position basse avec le rayon de poulie agrandi par l'enroulement de la sangle et le ressort étiré par la descente de l'effecteur (cf. Figure 4.12b).

Un inconvénient du ressort à gaz est la présence de friction statique équivalent à 10% de la force du ressort. En particulier pour la position étendue, la force du ressort est non seulement augmenté de 15%, mais à cela s'ajoute 10% de friction statique supplémentaire pour modifier son élongation (cf. Figure 4.13).

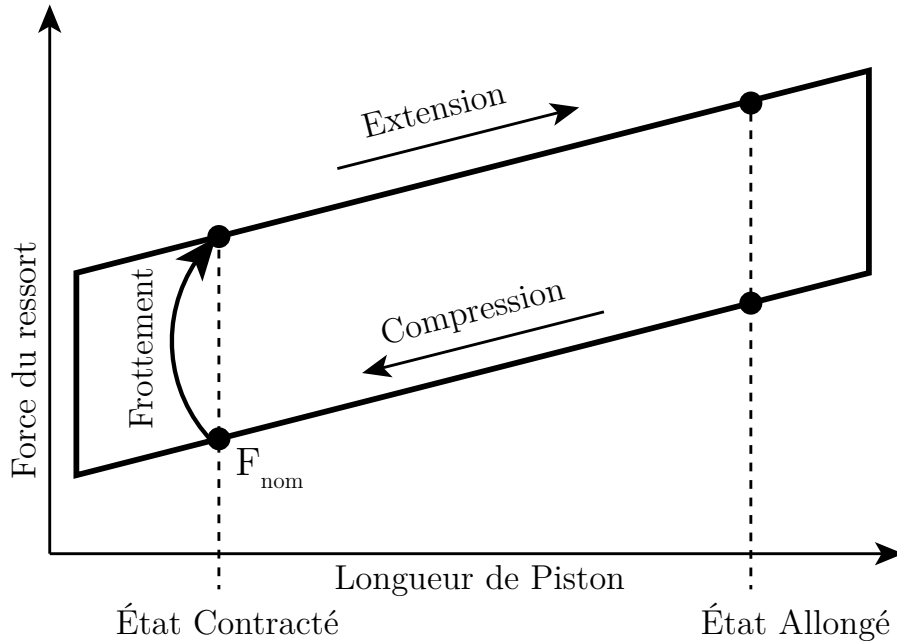


FIGURE 4.13: Variation de la force du ressort en fonction de l'élongation du piston.

Finalement, le choix du ressort s'effectue de la manière suivante :

- L'élongation du ressort est choisie pour être la plus grande possible. Dans notre cas, la sortie du piston mesure la moitié de la longueur de la plateforme de marche, l'autre moitié correspondant au tube contenant le gaz sous pression. L'effet de la variation de la force entre la position contractée et allongée est ainsi atténué car la plage d'utilisation du ressort par rapport à son élongation maximale est réduite.
- La force nominale du ressort est choisie selon l'équilibrage souhaité sur la plateforme. Elle peut être choisie selon le couple maximum fourni par le moteur avec une marge de 25% et en utilisant le rayon de poulie maximale pour que le couple maximal reste dans l'intervalle de fonctionnement du moteur.

Le choix du ressort s'est porté sur le modèle possédant les caractéristiques suivantes :

- Pour la force de traction : $F_s = 425 \text{ N}$.
- Pour l'élongation maximale : $l_{\max} = 610 \text{ mm}$.

La Figure 4.14 montre le couple nécessaire développé par le moteur en fonction de la masse ajoutée sur l'effecteur. Sans équilibrage statique —en trait plein—, le moteur supporte le poids propre de l'effecteur, d'où une ordonnée à l'origine non-nulle. Ensuite, plus la masse ajoutée sur l'effecteur devient importante, plus la demande en couple augmente. Pour un couple maximal de 4 Nm, le moteur peut supporter statiquement

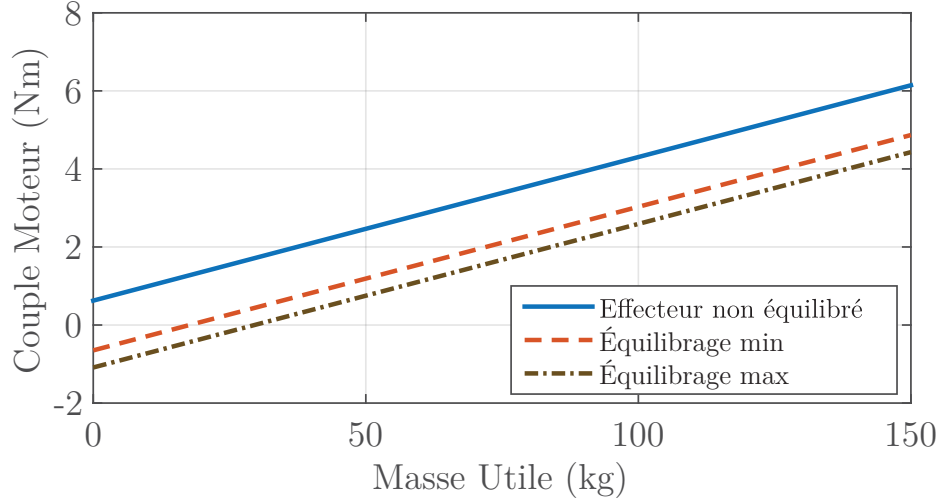


FIGURE 4.14: Évaluation de l'effet de l'équilibrage statique basé sur un ressort à gaz sur le couple du moteur.

une charge de 90 kg, soit une personne 75 kg en prenant en compte la dynamique de la marche. L'effet de l'équilibrage statique est montré à l'aide des deux traits en tiret et tiret-pointillé pour le couple maximum-minimum lorsque la plateforme est dans sa position basse ou haute. Avec l'équilibrage minimum, le couple généré gère une masse ajoutée de 125 kg, soit un utilisateur pesant 104 kg. Le point d'opération des moteurs peut être déplacé de manière encore plus importante avec le choix d'un ressort à gaz plus puissant, cependant, la masse gérée avec l'équilibrage statique actuel est suffisante pour l'utilisation de l'interface de locomotion.

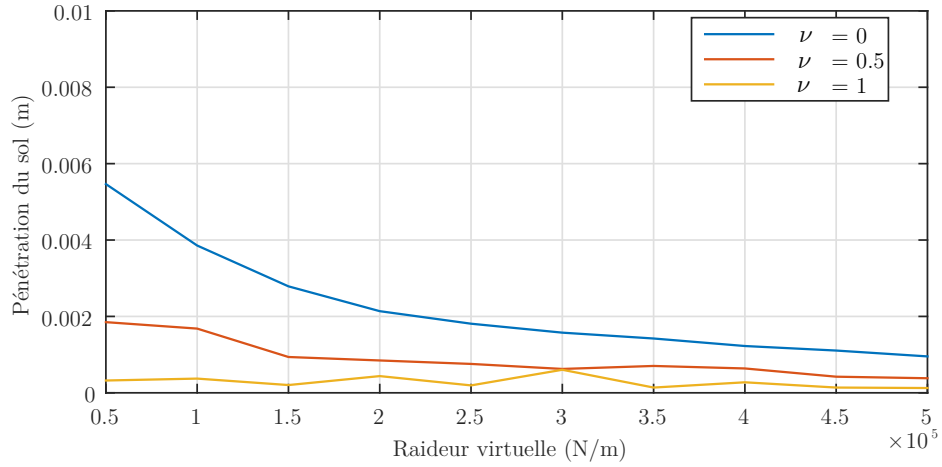
La loi de commande de la plateforme dans l'axe vertical est modifiée pour prendre en compte la force de l'équilibrage statique. Comme le routage de l'équilibrage statique applique directement un couple à l'arbre du moteur, il faut ramener la loi de commande dans le domaine articulaire et non plus dans le domaine cartésien. Son expression est la suivante

$$\tau_m = \frac{1}{2} \alpha R_z \underbrace{(-F_z + K_{F1}(z_{\text{lim}} - z) + B_{F1}(\dot{z}_{\text{lim}} - \dot{z}) + m_z g)}_{\text{Equation 4.4}} + \tau_{\text{ressort}} \quad (4.26)$$

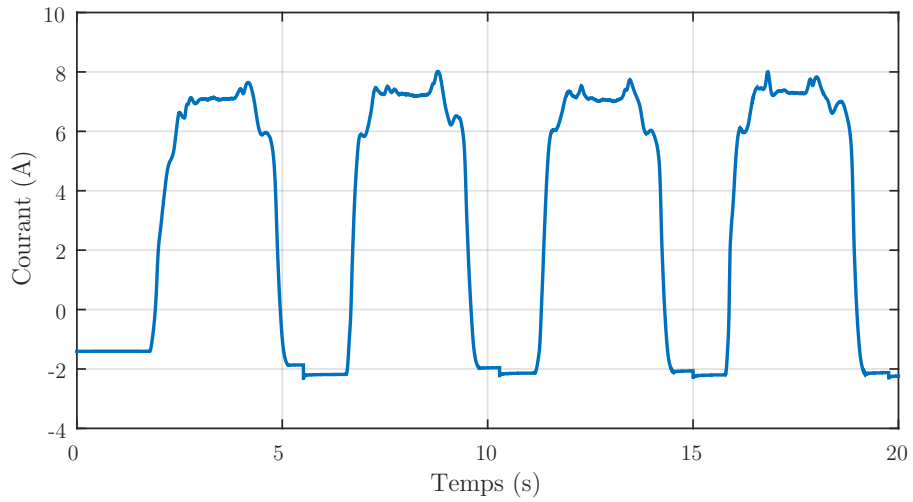
avec

$$\tau_{\text{ressort}} = \frac{1}{2} F_s(\theta) R_s(\theta). \quad (4.27)$$

La Figure 4.15 montre les performances du sol virtuel avec des entrées similaires à celles utilisées pour tester la configuration initiale de l'interface de locomotion (un réducteur)



(a) Évaluation de la pénétration du pied dans le sol virtuel avec l'équilibre statique.



(b) Courant produit pour générer le sol virtuel avec l'équilibre statique.

FIGURE 4.15: Expérimentation du sol virtuel avec l'équilibre statique basé sur des ressorts à gaz.

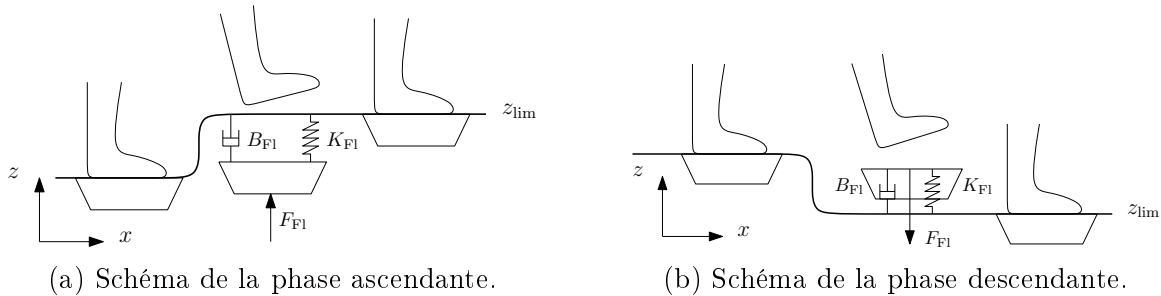


FIGURE 4.16: Fonctionnement de la plateforme pour la marche d'escalier.

et pour la configuration avec un réducteur plus important. La pénétration dans l'environnement virtuel montrée en Figure 4.15a est moins prononcée avec l'équilibrage statique, en particulier lorsque le retour en force n'est pas utilisé. La pénétration est d'environ 6 mm dans le sol virtuel alors qu'elle était d'environ 9 mm pour les précédentes configurations de la plateforme de marche. Ceci est dû à l'ajout de frottement lié à l'utilisation du ressort à gaz. Son principe est basé sur le glissement d'une tige dans un tube, de ce fait, le frottement statique est omniprésent. Le graphique 4.15b montre le courant utilisé pour générer le sol virtuel. Comme prévu, le point d'opération est déplacé par rapport au graphique 4.6b : le courant varie entre $[-2A; 8A]$ alors qu'il variait de $[0A; 10A]$ pour la configuration initiale de l'interface de locomotion avec un seul réducteur.

4.6 Gestion de la phase d'appui pour le mouvement en marche d'escalier

Les sections précédentes décrivent comment simuler le sol virtuel avec différentes configurations mécaniques de la plateforme (simple réducteur, double réducteur, équilibrage statique à base de ressort ou de contre-poids). Cette section présente l'algorithme de commande utilisé pour la génération de marches d'escalier. Pour la phase ascendante (cf. Figure 4.16a), la plateforme s'élève par rapport à la hauteur du pied d'appui. Cette montée de l'effecteur s'effectue durant la phase d'élanement de la jambe opposée. De manière similaire, la descente (cf. Figure 4.16b) est représentée par une diminution de la hauteur de l'effecteur lorsque l'utilisateur avance son pied dans la direction horizontale.

La loi de commande pour la marche d'escalier est identique à celle du sol virtuel —

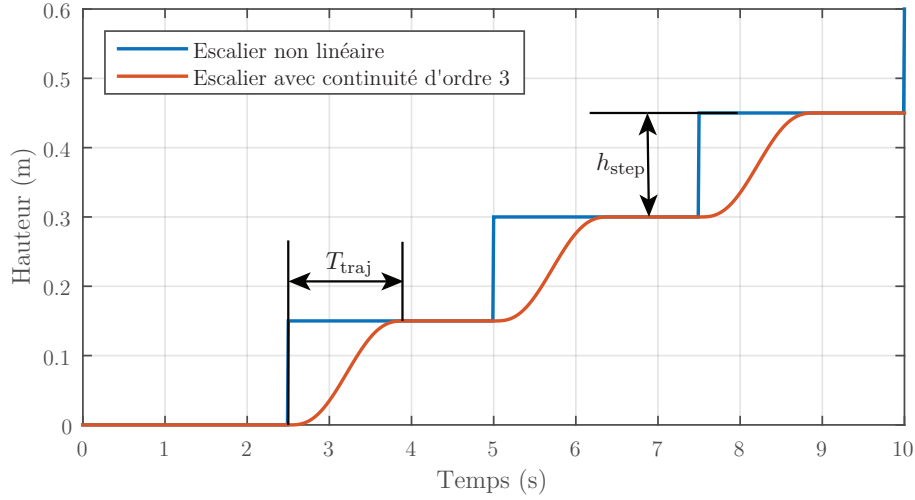


FIGURE 4.17: Exemple de fonction d'escalier non-linéaire et avec une continuité d'ordre trois où $h_{\text{step}} = 0.15$ m.

équation (4.4)—, soit

$$F_{\text{F1}} = (-F_z + K_{\text{F1}}(z_{\text{lim}} - z) + B_{\text{F1}}(\dot{z}_{\text{lim}} - \dot{z}) + m_z g) \quad (4.28)$$

La différence avec un sol virtuel standard est que les valeurs de position et de vitesse z_{lim} et \dot{z}_{lim} varient en fonction de la position de l'effecteur dans la direction horizontale. Les paramètres dynamiques K_{F1} et B_{F1} agissent comme les paramètres proportionnel et dérivatif d'un contrôleur PD pour le suivi de la trajectoire de l'effecteur vers le sol virtuel.

La fonction de marche d'escalier est non-linéaire et est exprimée de la manière suivante

$$z_{\text{lim}} = \text{arrondi} \left(\frac{x}{L_{\text{step}}} \right) \times h_{\text{step}} \quad (4.29)$$

La fonction "arrondi" donne l'entier le plus proche vers le zéro. Ainsi, lorsque le pied en phase d'élanement de la personne dépasse la distance L_{step} dans la direction horizontale, la plateforme monte/descend d'une hauteur de h_{step} . Dû à la nature non-linéaire de la fonction des marches d'escalier, le changement de référence correspondant à la hauteur de marche effectue un saut entre la marche précédente et la suivante. La consigne utilisée telle quelle conduit à une réaction vive du mouvement de la plateforme à cause de l'erreur importante apparue durant le changement de marche. Cet effet est d'autant plus accentué avec la raideur virtuelle K_{F1} importante pour simuler la dureté du sol. Afin d'adoucir le mouvement de la plateforme, la consigne du sol virtuel est modifiée pour obtenir une trajectoire verticale liant une marche à la suivante avec une continuité

d'ordre trois, c'est-à-dire une continuité vis-à-vis de la position, vitesse et accélération. La paramétrisation d'une telle trajectoire requiert un polynôme de degré cinq pour régler les six conditions de la trajectoire (conditions initiales et finales en position, en vitesse et en accélération). La position initiale correspond à la marche actuelle et la position finale à la marche suivante. Les vitesses et accélérations initiales et finales lors du changement de marche sont nulles. Lors du changement de marche, la consigne envoyée au contrôleur de la plateforme est la suivante

$$\tau_{\text{traj}} = \frac{t}{T_{\text{traj}}}, \quad (4.30)$$

$$z_{\text{lim}} = z_{\text{lim.k-1}} + (z_{\text{lim.k}} - z_{\text{lim.k-1}}) (6\tau_{\text{traj}}^5 - 15\tau_{\text{traj}}^4 + 10\tau_{\text{traj}}^3) \quad (4.31)$$

où $z_{\text{lim.k}}$ et $z_{\text{lim.k-1}}$ sont les positions verticales de la marche suivante et de la marche précédente, t est le temps et T_{traj} est la durée de la trajectoire. τ_{traj} est le temps normalisé de la trajectoire, c'est-à-dire

$$\tau_{\text{traj}} = \frac{t}{T_{\text{traj}}}. \quad (4.32)$$

La durée T_{traj} dépend de la vitesse maximale désirée durant la trajectoire. Elle ne doit pas dépasser les limites du système et doit être également rapide pour que l'utilisateur pose son pied sur la marche suivante confortablement. Sa valeur est donnée par

$$T_{\text{traj}} = \frac{15}{8} \frac{h_{\text{step}}}{V_{\text{max}}} \quad (4.33)$$

où V_{max} est la vitesse maximale désirée de la plateforme lors du changement de marche. La génération de trajectoire s'amorce lorsque le changement de marche d'escalier est détecté par la condition suivante

Si : $z_{\text{lim.k}} - z_{\text{lim.k-1}} < h_{\text{step}} \Rightarrow$ pas de trajectoire générée

Si : $z_{\text{lim.k}} - z_{\text{lim.k-1}} > h_{\text{step}} \Rightarrow$ trajectoire d'ordre trois générée.

La Figure 4.17 montre un exemple de génération de marches d'escalier avec une hauteur $h_{\text{step}} = 0,15$ m. Le changement de hauteur de marche ne se fait plus de manière abrupte mais avec des conditions initiales et finales de vitesses et d'accélérations nulles.

4.7 Conclusion : gestion de la phase d'appui

La phase d'appui est une période durant laquelle un des pieds est en contact avec le sol afin que l'autre membre effectue la phase d'élanement. La qualité de l'interaction avec le sol influence la balance globale de l'utilisateur. En effet, un sol glissant ou un sol dont la raideur n'est pas suffisante aura tendance à raccourcir la longueur de pas par rapport à une marche standard. Ainsi, l'interface de locomotion doit générer une surface fiable afin que l'utilisateur amorce sa phase d'appui. Dans un premier temps, la loi de commande pour simuler le sol virtuel est présentée. L'architecture de la plateforme présentée dans le chapitre 2 permet de prendre en charge le poids de la personne, les actionneurs étant à leurs limites d'utilisation en terme de couple. C'est pourquoi la recherche d'une solution mécanique alternative est nécessaire afin d'utiliser les moteurs sur une plage de fonctionnement plus confortable. L'utilisation d'un réducteur possédant un ratio plus important diminue le courant nécessaire pour développer le couple supportant le poids de la personne. Cependant, la mise en place d'un équilibrage statique basé sur des ressorts à gaz permet de déplacer le point de fonctionnement des moteurs pour utiliser une plus large plage de couples des moteurs sans diminuer la vitesse des effecteurs. Finalement, la stratégie de commande pour la génération des marches d'escalier est présentée afin de pouvoir varier les exercices disponibles de la plateforme.

Troisième partie

Navigation en environnement virtuel

Chapitre 5

Algorithme d'annulation du mouvement

«La répétition est la plus forte des figures rhétoriques.»

— Napoléon I^{er}, Bonaparte.

Résumé

Ce chapitre décrit d'abord les algorithmes d'annulation de mouvement dans la littérature avec tous types d'interfaces de locomotion, tapis de course comme plateforme de marche à deux effecteurs. Ensuite, l'implémentation de l'algorithme dans la direction horizontale et dans la direction verticale est introduite. La commande reprend des éléments du chapitre 4 portant sur la gestion de la phase d'appui car l'algorithme de recul est actif seulement durant cette phase. Finalement, les résultats expérimentaux pour les trois types d'environnements sont présentés.

5.1 Introduction

Les deux chapitres précédents portent sur les capacités de la plateforme de marche à gérer la phase d'élanement et la phase d'appui. Le chapitre actuel présente le fonctionnement de la plateforme à gérer l'alternance des deux phases pour produire l'expérience proche d'une marche naturelle pour l'utilisateur. L'interface de locomotion simule un environnement infini dans un espace de travail des effecteurs. Cet effet est généré en ramenant l'utilisateur dans l'enceinte de l'espace de travail, à l'instar du fonctionnement d'un tapis de course. Pour notre application, l'algorithme d'annulation de mouvement doit fonctionner aussi bien dans la direction horizontale que dans la direction verticale. L'utilisateur pourra donc ainsi naviguer dans un environnement virtuel composé d'un

sol plat, de marches d'escalier ascendantes et descendantes. Seulement le mouvement d'avancée (et non de recul) est considéré dans la thèse dû à l'espace de travail limité de la plateforme.

5.2 Technique d'implémentation d'annulation du mouvement

Le terme *washout filter* (en français "algorithme de lessivage") désigne l'algorithme de mouvement ramenant le centre géométrique d'un simulateur de vol au centre de son espace de travail (PARRISH et al., 1975). Les tapis de course standard ramènent l'utilisateur en arrière de l'appareil avec une courroie roulant dans la direction opposée à son mouvement. La vitesse du tapis est contrôlée à l'aide d'une commande au niveau d'un tableau de bord en face de l'utilisateur. Celui-ci règle une vitesse de retour de tapis puis bouge ses jambes pour adapter sa démarche à la vitesse de retour.

La simulation d'un mouvement de marche plus naturel demande, au contraire, l'adaptation de la vitesse du tapis par rapport à la vitesse de marche de l'utilisateur. Plusieurs méthodes basées sur la mesure de données cinématiques des membres clefs de l'utilisateur permettent de mettre à jour la vitesse de l'interface de locomotion pour l'adapter à la volonté de l'utilisateur. En mesurant la position des pieds sur le tapis à l'aide de capteurs de positions magnétiques (NOMA et MIYASATO, 1998), la vitesse adéquate du tapis est estimée à partir de la durée de la phase d'appui de chaque jambe : plus le temps de la phase d'appui est courte, plus la vitesse du tapis est supposée être rapide. Une autre méthode utilise un harnais instrumenté d'un capteur d'effort (ZITZEWITZ et al., 2007), en particulier, le mécanisme *Lokomat* qui utilise la lecture du capteur de force que l'utilisateur exerce avec son tronc pour moduler la vitesse du tapis de course. Cette méthode correspond à une commande en admittance, comme décrit dans le chapitre 3 pour transformer la force appliquée par l'utilisateur en une consigne de vitesse du tapis. Dans le même principe, la vitesse du tapis du système *Treadport* peut être contrôlée en impédance ou en admittance (HEJRATI et al., 2015). Dans le premier cas, le harnais mesure la différence de position entre l'utilisateur et une position de référence (typiquement, le centre de l'interface) et calcule l'accélération du tapis adéquate. Le second se base sur la lecture du capteur de force du harnais pour produire la vitesse de tapis, comme pour le système *Lokomat* (ZITZEWITZ et al., 2007). Le mécanisme *CyberWalk* (DE LUCA et al., 2009 ; SOUMAN et al., 2010 ; SOUMAN et al., 2011) est basé, quant à lui, sur un système Vicon pour mesurer la position et la vitesse de l'uti-

lisateur, qui sont ensuite utilisées pour le maintenir au centre du tapis bi-directionnel à l'aide d'un contrôleur modulant la vitesse des tapis avec de faibles accélérations pour conserver l'équilibre de la personne évoluant sur l'interface de locomotion. L'évaluation de la navigation avec cette interface de locomotion dans un environnement virtuel est comparée avec la navigation utilisant un joystick et avec le mouvement de marche dans un local physique de la taille de l'environnement virtuel généré (RUDDLE et al., 2013).

L'algorithme de recul d'une interface de locomotion basé sur deux effecteurs diffère par rapport à celui d'un tapis roulant. En effet, le même tapis est utilisé par les deux pieds alors que les deux effecteurs d'une interface de locomotion sont, en général, construits de manière indépendante. L'algorithme de recul doit donc fonctionner de manière synchronisée lors de la phase de double appui pour conserver la distance relative entre les deux pieds constante et de manière asynchrone lorsque l'un des pieds est en phase d'appui et l'autre en phase d'élancement. Le mécanisme *GaitMaster* utilise une méthode pour maintenir l'utilisateur au centre de la plateforme en reculant le pied d'appui d'une distance identique au pied élané (YANO et al., 2004). L'algorithme d'un tapis de course peut également être implémenté sur une plateforme à deux effecteurs (YOON et al., 2005; YOON et RYU, 2006). La vitesse de retour du pied d'appui est constante sur la période d'un pas et est mise à jour à chaque pas selon la vitesse moyenne du pied élané, donnée par des capteurs de position magnétiques. Le même principe est utilisé avec un système de positionnement VICON pour mettre à jour la vitesse de recul d'un tapis de course à deux courroies pour chaque pied (YOON et al., 2012). Une autre méthode utilise la position moyenne des deux plateformes pour estimer la position du tronc pour ensuite déplacer le pied d'appui en fonction du mouvement du pied élané (YOON et al., 2009). Son fonctionnement est donc similaire à l'implémentation sur le mécanisme *GaitMaster* (YANO et al., 2004). L'interface de locomotion présentée dans (NOVANDY et al., 2008) propose un système avec deux effecteurs pour les jambes ainsi que deux poignées au niveau des bras pour obtenir des données sur le balancement des bras qui sont utilisées pour mettre à jour la vitesse de marche des effecteurs inférieurs.

L'algorithme de recul implémenté avec la présente interface de locomotion se base sur une vitesse de retour constante sur la période d'un pas comme pour le fonctionnement d'un tapis roulant. La vitesse de retour est néanmoins recalculée à chaque phase de double appui afin d'adapter la vitesse de retour selon la vitesse de la démarche de l'utilisateur.

5.3 Implémentation de l'algorithme d'annulation de mouvement

Le fonctionnement de l'algorithme d'annulation est proche de celui d'un tapis de course. Horizontalement, les deux effecteurs sont ramenés en arrière comme le ferait la courroie d'un tapis. Cependant, pour le déplacement vertical, le fonctionnement de l'interface est similaire au mouvement d'un utilisateur marchant dans le sens inverse d'un escalier mécanique. Lorsque l'utilisateur monte ou descend les marches de l'escalier mécanique, l'ensemble du dispositif descend ou monte, ce qui résulte en une position moyenne stationnaire du tronc de la personne. La vitesse de retour doit être constante comme pour le fonctionnement d'un tapis de course, mais elle doit également s'adapter à l'allure de marche de la personne. Pour cela, l'algorithme se base sur une mise à jour de la vitesse de recul au moment du début de la phase de double appui, période durant laquelle la décélération du pied entrant en phase d'appui est déjà importante à cause de l'impact du talon au sol.

Afin de répondre aux exigences précédentes, la navigation dans l'environnement virtuel infini définit les repères suivants :

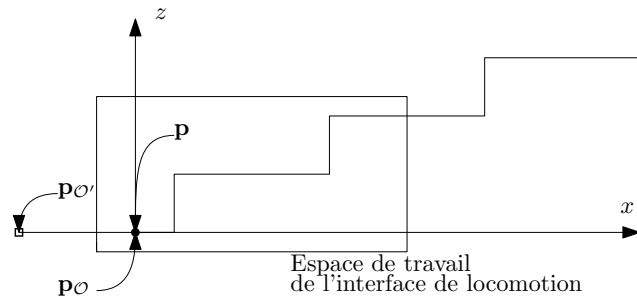
- Le repère inertiel \mathcal{O} est le repère immobile de l'interface de locomotion et la position de son origine est notée $\mathbf{p}_{\mathcal{O}}$. La position des effecteurs et de l'environnement virtuel sont définies dans ce repère.
- Le repère mobile \mathcal{O}' correspond à l'environnement virtuel. Lorsque l'utilisateur avance sur l'interface de locomotion, l'environnement virtuel ainsi que le repère qui lui est associé bouge dans la direction opposée. La fonction de contrainte de l'environnement virtuel est définie dans ce référentiel. La position de son origine par rapport au repère fixe \mathcal{O} est donnée par

$$\mathbf{p}_{\mathcal{O}'} = \begin{bmatrix} x_{\mathcal{O}'} \\ z_{\mathcal{O}'} \end{bmatrix}. \quad (5.1)$$

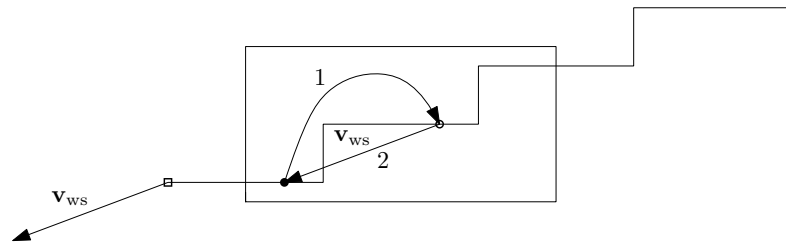
La position d'un des effecteurs dans l'environnement virtuel \mathbf{p}_{ve} est donc donnée par

$$\mathbf{p}_{\text{ve}} = \mathbf{p} - \mathbf{p}_{\mathcal{O}'} = \begin{bmatrix} x - x_{\mathcal{O}'} \\ z - z_{\mathcal{O}'} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{\text{ve}} \\ z_{\text{ve}} \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

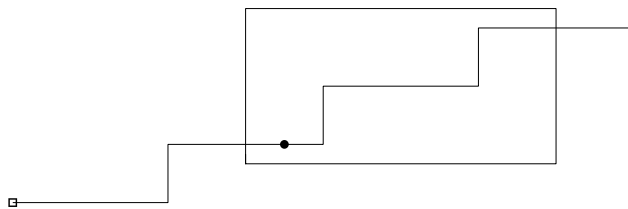
avec le souscrit *ve* pour *virtual environment* où \mathbf{p} est le vecteur position de l'effecteur par rapport au repère fixe. L'algorithme de recul est identique pour la plateforme gauche et droite, le souscrit *L* et *R* pour la position des effecteurs dans le référentiel inertiel



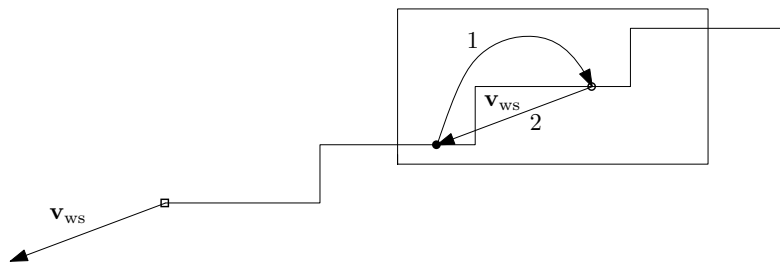
(a) Position initiale d'un effecteur en bas des escaliers de l'environnement virtuel.



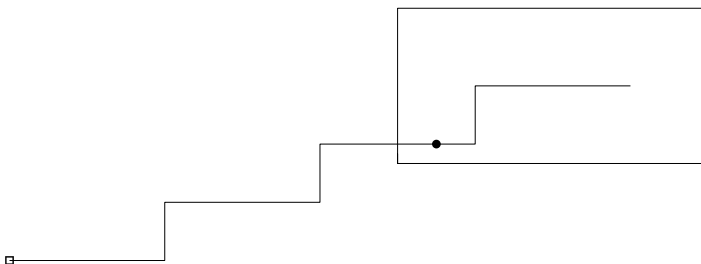
(b) Mouvement d'élanement (1) et algorithme d'annulation (2).



(c) Position de l'effecteur sur la première marche de l'environnement virtuel.



(d) À nouveau, élanement (1) puis annulation de mouvement (2).



(e) Position de l'effecteur sur la deuxième marche.

FIGURE 5.1: Mouvement d'un effecteur et de l'environnement virtuel par rapport à l'interface de locomotion.

sont donc omis pour plus de lisibilité. La position des repères \mathbf{p}_O et $\mathbf{p}_{O'}$ sont montrées en Figure 5.1.

L'algorithme d'annulation de mouvement est actif seulement lorsque le pied de l'utilisateur est en contact avec le sol virtuel et jamais durant la phase d'élanement. Le mouvement des deux plateformes fonctionne de manière synchronisée lors de la phase de double appui : la commande est identique pour les deux effecteurs lors de l'activation de l'algorithme de recul afin que la distance relative entre les deux pédales reste identique comme pour le fonctionnement d'un tapis de course.

L'implémentation d'un environnement virtuel mobile résout un problème rencontré lors d'une implémentation préliminaire de l'algorithme de recul. Cette implémentation initiale était basée sur une vitesse de référence négative lors de la phase d'appui. La fonction définissant l'environnement virtuel était définie dans le repère inertiel \mathbf{p}_O . Pour la simulation d'un sol plat, l'algorithme de recul fonctionnait seulement de manière horizontale et l'environnement virtuel de manière purement vertical. Par conséquent, la navigation avec l'algorithme initial de recul fonctionnait. Cependant, pour la simulation d'une montée de marches d'escalier, l'algorithme de recul doit agir vers le bas pour abaisser l'effecteur vers l'origine de l'interface de locomotion alors que la contrainte de l'environnement virtuel doit appliquer une force vers le haut pour empêcher la pénétration dans la limite virtuelle. Il y a donc contradiction entre l'algorithme qui génère l'environnement virtuel et l'algorithme de navigation. En définissant l'environnement virtuel mobile déplacé par l'algorithme de recul, les deux fonctionnalités peuvent être implémentées sans opposition pour la navigation en environnement virtuel infini.

La Figure 5.1 montre schématiquement le déplacement de l'environnement virtuel dans l'espace de l'interface de locomotion pour un effecteur avec la position du repère fixe \mathbf{p}_O et du repère mobile $\mathbf{p}_{O'}$. L'environnement virtuel est composé de trois marches d'escalier et l'utilisateur commence au bas des marches (cf. Figure 5.1a). Les positions \mathbf{p}_O et \mathbf{p} sont confondues et l'effecteur est légèrement avancé par rapport à l'origine de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{O'}$. Pendant la phase d'élanement, l'effecteur monte d'une marche (montré par la trajectoire (1) de la Figure 5.1b). Lors de la phase d'appui, le repère mobile $\mathbf{p}_{O'}$ est ramené en arrière avec une vitesse constante \mathbf{v}_{ws} , correspondant à la vitesse du tapis virtuel, afin de rapprocher l'effecteur dans le voisinage de l'origine de la plateforme \mathbf{p}_O . La position et la vitesse de l'environnement virtuel est la suivante

$$\dot{\mathbf{p}}_{O'} = \mathbf{v}_{ws}, \quad \mathbf{p}_{O'} = \int \mathbf{v}_{ws} \delta t. \quad (5.3)$$

La vitesse de recul \mathbf{v}_{ws} est calculée par rapport à la position moyenne des deux effecteurs.

Elle devient nulle lorsque la position du repère inertiel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}}$ est atteinte pour éviter de ramener le pied en arrière indéfiniment et elle est mise à jour à chaque début de double appui pour s'adapter à l'allure de l'utilisateur. Son obtention est effectuée de la manière suivante

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{\text{ws}} = & 0 & \text{si l'un des effecteurs est à l'origine } \mathbf{p}_{\mathcal{O}} \\ \mathbf{v}_{\text{ws}} = & -\mathbf{K}_{\text{ws}} \frac{1}{2} (\mathbf{p}_{\text{L}} + \mathbf{p}_{\text{R}}) & \text{à la détection du double appui} \\ \mathbf{v}_{\text{ws}} = & \mathbf{v}_{\text{ws},k-1} & \text{c.-à.d la vitesse de recul reste inchangée} \end{cases} \quad (5.4)$$

où \mathbf{K}_{ws} est le paramètre la vitesse de retour. Le pied est immobile dans l'environnement virtuel mais ce dernier est déplacé vers l'arrière de l'interface de locomotion pour finalement générer l'espace libre nécessaire à la nouvelle phase d'élanement. L'opération recommence comme illustré avec les Figures 5.1c, 5.1d et 5.1e jusqu'à la fin de l'exercice.

Comme décrit dans le chapitre 4, la loi de commande de l'environnement virtuel dans la direction horizontale et verticale impose une position stationnaire du pied d'appui par rapport à l'interface de locomotion lors du dépôt du talon au sol, avec une position de référence constante et une vitesse de référence nulle. Dans ce chapitre, la loi de commande est modifiée afin de contraindre le pied à être stationnaire par rapport au repère mobile de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}'}$ et non plus par rapport au repère fixe $\mathbf{p}_{\mathcal{O}}$. Ainsi, lorsque l'environnement virtuel bouge vers l'arrière, celui-ci entraîne l'effecteur en phase d'appui avec lui. La loi de commande imposant le pied à être stationnaire dans l'environnement virtuel est donnée par

$$\mathbf{F}_{\text{ws}} = \begin{cases} \mathbf{F}_{\text{g}} + \mathbf{K}_{\text{ve}}(\mathbf{p}_{\text{ref}} - \mathbf{p}_{\text{ve}}) + \mathbf{B}_{\text{ve}}(\dot{\mathbf{p}}_{\text{ref}} - \dot{\mathbf{p}}_{\text{ve}}) & \text{si : } F_z < F_{\text{thr}} \\ 0 & \text{si : } F_z > F_{\text{thr}} \end{cases} \quad (5.5)$$

où \mathbf{F}_{ws} est la force envoyée aux moteurs pour générer le mouvement de l'environnement virtuel sous l'effet de l'algorithme de recul et \mathbf{F}_{g} les efforts pré-calculées pour améliorer la réponse du système. Entre autre, \mathbf{F}_{g} inclut la lecture du capteur d'effort, les efforts gravitationnels ainsi que l'équilibrage statique (cf. chapitre 4). \mathbf{K}_{ve} et \mathbf{B}_{ve} paramètrent la dynamique de la loi de commande. Finalement, \mathbf{p}_{ref} et $\dot{\mathbf{p}}_{\text{ref}}$ sont les positions et les vitesses de référence utilisées pour que les effecteurs soient stationnaires dans l'environnement virtuel. Ainsi, la vitesse de référence $\dot{\mathbf{p}}_{\text{ref}}$ est nulle et la position de référence correspond à la position du pied dans l'environnement virtuel lors du dépôt du talon, notée \mathbf{p}_{step} , l'équation (5.5) devient

$$\mathbf{F}_{\text{ws}} = \begin{cases} \mathbf{F}_{\text{g}} + \mathbf{K}_{\text{ve}}(\mathbf{p}_{\text{step}} - \mathbf{p}_{\text{ve}}) + \mathbf{B}_{\text{ve}}(-\dot{\mathbf{p}}_{\text{ve}}) & \text{si : } F_z < F_{\text{thr}} \\ 0 & \text{si : } F_z > F_{\text{thr}} \end{cases} \quad (5.6)$$

La loi de commande de l'équation (5.6) peut être exprimée en fonction de la position/vitesse des effecteurs \mathbf{p} , $\dot{\mathbf{p}}$ et de la position/vitesse de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}'}$, $\dot{\mathbf{p}}_{\mathcal{O}'}$ grâce aux équations (5.2) et (5.3), soit

$$\mathbf{F}_{ws} = \begin{cases} \mathbf{F}_g + \mathbf{K}_{ve}((\mathbf{p}_{\mathcal{O}'} + \mathbf{p}_{step}) - \mathbf{p}) + \mathbf{B}_{ve}(\dot{\mathbf{p}}_{\mathcal{O}'} - \dot{\mathbf{p}}) & \text{si : } F_z < F_{thr} \\ 0 & \text{si : } F_z > F_{thr} \end{cases} \quad (5.7)$$

où \mathbf{p}_{step} est la position du pied lors du début de la phase d'appui dans l'environnement virtuel. En utilisant la consigne de référence en vitesse de recul \mathbf{v}_{ws} définie par l'équation (5.3), l'équation (5.7) devient

$$\mathbf{F}_{ws} = \begin{cases} \mathbf{F}_g + \mathbf{K}_{ve}((\int \mathbf{v}_{ws} \delta t + \mathbf{p}_{step}) - \mathbf{p}) + \mathbf{B}_{ve}(\mathbf{v}_{ws} - \dot{\mathbf{p}}) & \text{si : } F_z < F_{thr} \\ 0 & \text{si : } F_z > F_{thr} \end{cases} \quad (5.8)$$

La loi de commande définie par l'équation (5.8) décrit le fonctionnement de l'algorithme de recul en imposant le mouvement à l'effecteur égal à celui du tapis virtuel.

5.4 Résultats expérimentaux de la navigation en environnement virtuel

5.4.1 Environnement virtuel plat

Les résultats de la navigation dans les différents environnements virtuels sont présentés dans le média "Chapitre5.mp4" dont le lien est donné en liste des extensions multimédias. La Figure 5.2 montre l'installation d'une personne sur la plateforme de marche pour la navigation en environnement virtuel.

La Figure 5.3 montre les essais de la plateforme pour simuler la marche dans un environnement plat. La Figure 5.3a montre le mouvement des effecteurs gauche et droit par rapport au repère fixe pour une période de marche d'environ 60 s dans la direction horizontale. La position des pieds reste à l'intérieur de la limite physique de l'interface de locomotion (0,8 m dans l'expérimentation). La Figure 5.3b montre la vitesse des effecteurs. Lors de la phase d'élanement, l'effecteur suit le mouvement du pied, justifiant le pic en vitesse. Lors de la phase d'appui, l'effecteur est ramené vers l'arrière à vitesse constante, soit environ 0,2 m/s dans l'expérimentation. La Figure 5.3c montre la position horizontale des effecteurs dans l'environnement virtuel. Alternativement, le pied gauche et le pied droit enchaînent les phases d'élanement chacun leur tour, justifiant l'avancée dans l'environnement virtuel. Les phases d'appui sont montrées par les états stationnaires du pied dans l'environnement virtuel.



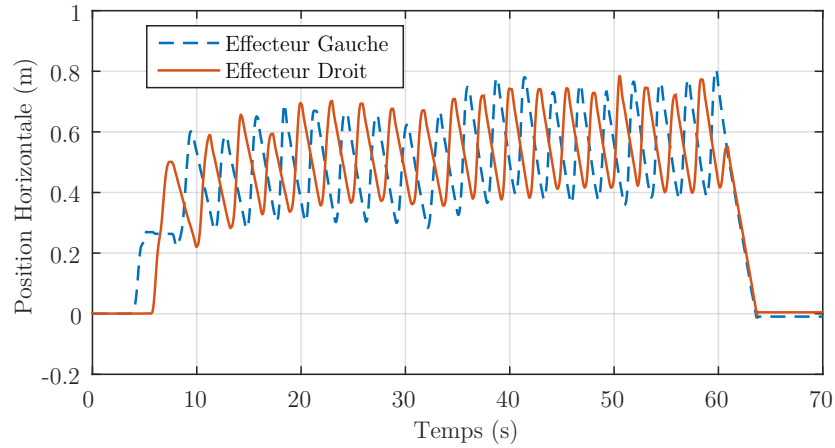
FIGURE 5.2: Mise en place de l'utilisateur sur l'interface de locomotion pour la navigation en environnement virtuel.

La Figure 5.4 montre une vue rapprochée de l'expérience de la Figure 5.3. Lors de la phase d'élanement de la jambe gauche, la jambe droite est en phase d'appui. Sur la Figure 5.4a, lorsque la position du pied gauche augmente (avec un profil presque sinusoïdal), la position du pied droit est déplacée vers l'arrière à vitesse constante, comme le montre la vitesse négative de la Figure 5.4b. Le seuil de détection de la phase d'appui est de $F_{\text{thr}} = -100 \text{ N}$ montré en Figure 5.4c, qui montre la force verticale appliquée sur l'effecteur. Par ailleurs, le profil de la force verticale sur le sol virtuel diffère de celui observé pour la marche sur le sol physique. En effet, sur le sol physique, l'impulsion initiale et l'impact du talon génèrent deux pics de force équivalant à 120% du poids (cf. Figure 1.6), alors que le profil de la Figure 5.4c montre seulement un pic de force. Ce profil de force ressemble plutôt à une marche avec une allure plus modérée (PERRY et BURNFIELD, 2010).

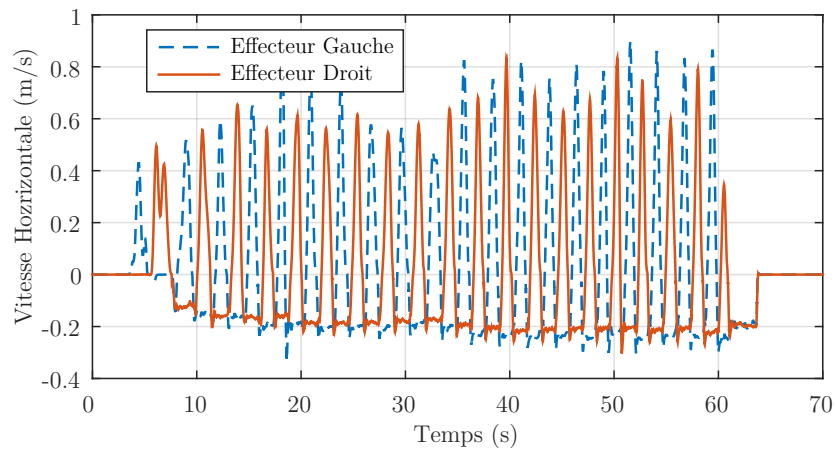
La Figure 5.5 montre le déplacement horizontal de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}'}$ lors de l'utilisation de la plateforme. La vitesse de recul horizontale \mathbf{v}_{ws} est montrée en Figure 5.5a. À chaque double pas, la vitesse est recalculée, d'où les variations en forme de créneau allant de 0 m/s à 0,3 m/s. Étant donné que la vitesse de référence \mathbf{v}_{ws} n'est pas exactement égale à la vitesse de l'effecteur (environ $-0,3 \text{ m/s}$ pour la vitesse de l'environnement contre $-0,2 \text{ m/s}$ pour la vitesse de l'effecteur), l'environnement virtuel recule de manière plus importante (virtuellement) que le recul de l'effecteur lui-même. Pour un environnement plat, ce problème n'est pas gênant car l'environnement reste identique. Cependant, pour la simulation de la marche d'escalier, la contre-marche arrive de manière prématurée et ne respecte pas les caractéristiques de l'environnement implémenté. Pour corriger ce problème, le déplacement de l'environnement virtuel est basé sur l'intégration de la vitesse de l'effecteur plutôt que de la vitesse de référence, soit

$$\mathbf{p}_{\mathcal{O}'} = \int \dot{\mathbf{p}} \delta t \quad (5.9)$$

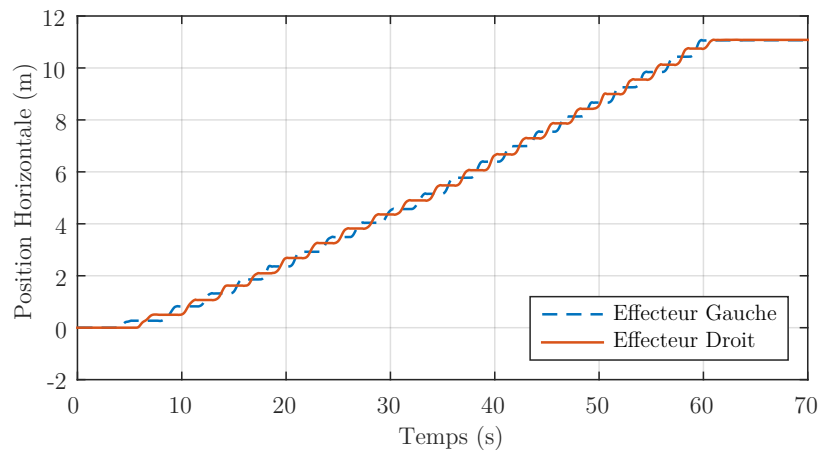
où δt est le temps d'échantillonnage de l'ordinateur. La Figure 5.5 montre néanmoins un déplacement continu du tapis virtuel vers l'arrière de la plateforme de marche.



(a) Position des effecteurs par rapport au repère fixe.

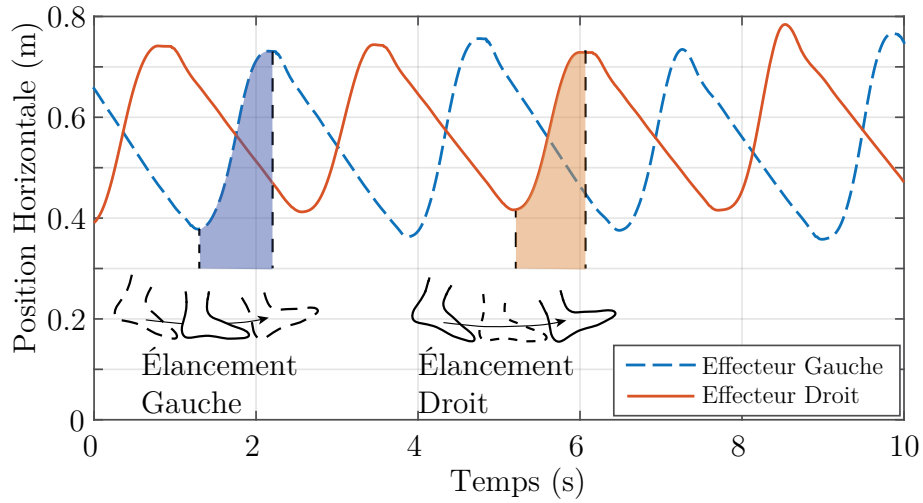


(b) Vitesse des effecteurs par rapport au repère fixe.

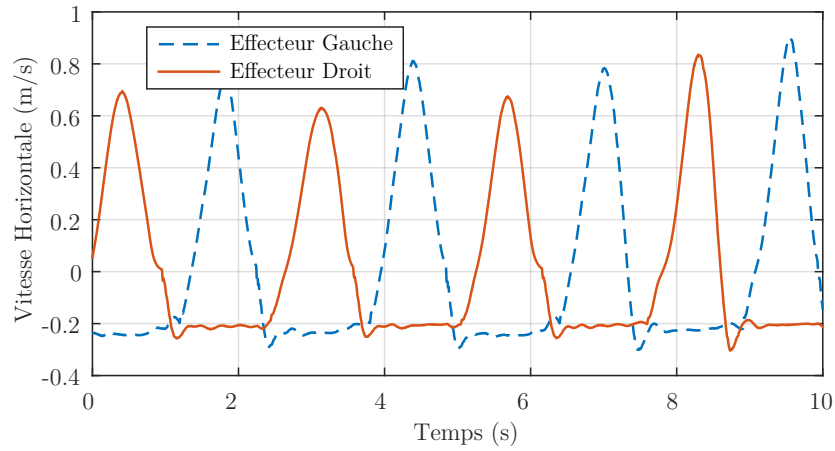


(c) Position des effecteurs par rapport au repère mobile de l'environnement virtuel.

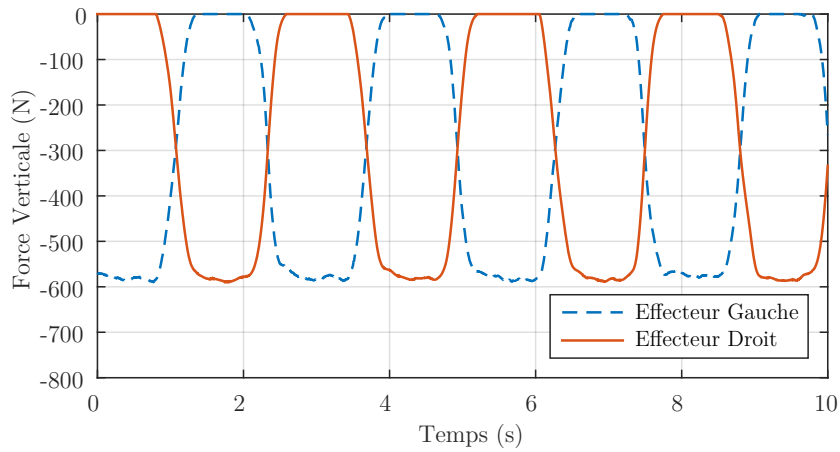
FIGURE 5.3: Expérimentation du sol virtuel avec l'interface de locomotion sur une période de 60 s.



(a) Position des effecteurs par rapport au repère fixe.

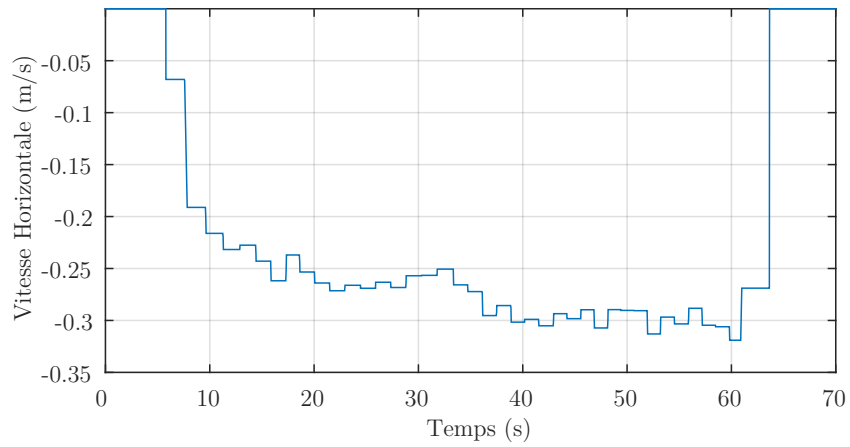


(b) Vitesse des effecteurs par rapport au repère fixe.

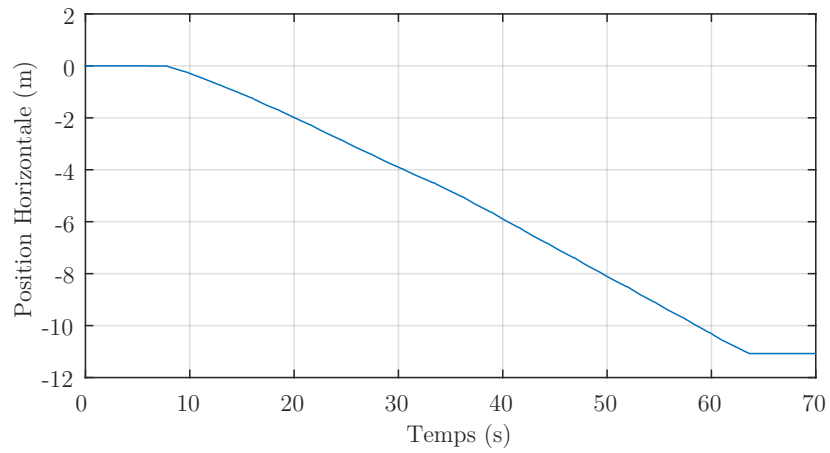


(c) Force verticale appliquées aux effecteurs.

FIGURE 5.4: Analyse du mouvement du pied pour la simulation du sol virtuel.



(a) Vitesse des effecteurs par rapport au repère fixe (vitesse de recul).



(b) Position des effecteurs par rapport au repère fixe.

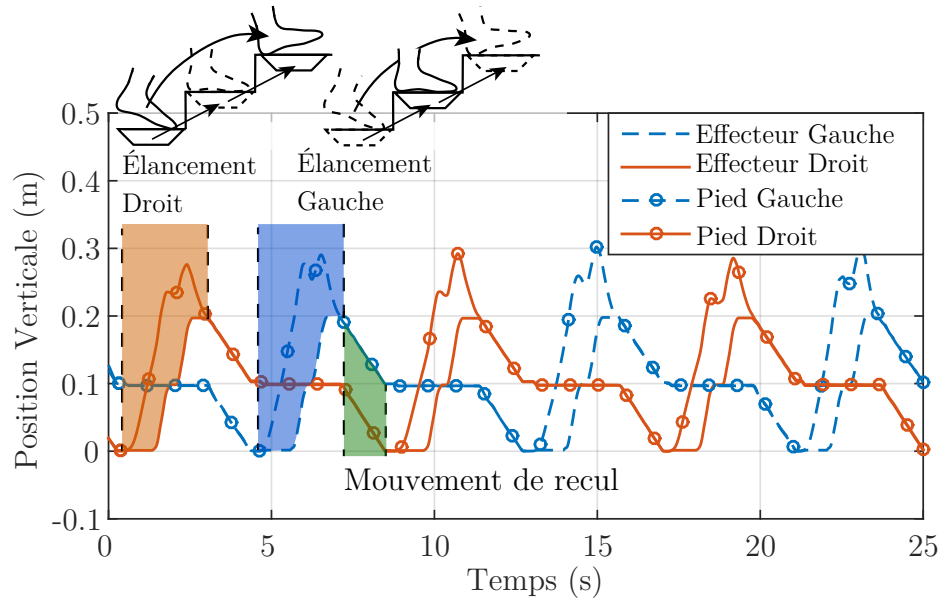
FIGURE 5.5: Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour le sol virtuel.

5.4.2 Montée de marches d’escalier virtuel

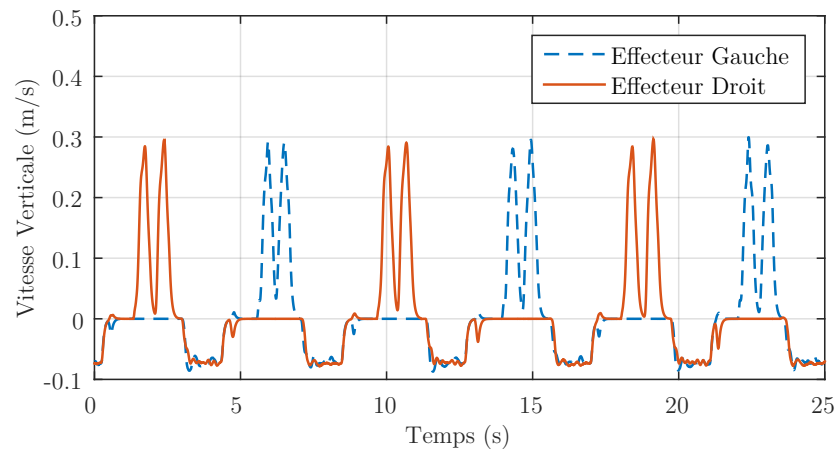
La Figure 5.6 montre les déplacements verticaux des effecteurs par rapport au repère fixe pour le mouvement d’escalier. La hauteur de contremarche est placée à 10 cm et la longueur de marche à 30 cm. La position de l’effecteur est donnée avec les encodeurs des moteurs de l’interface de locomotion. La position du pied par rapport à la pédale est, quant à elle, obtenue avec l’interface passive à câbles. Sa position dans le repère de l’interface est obtenue grâce à l’addition des deux données, soit

$$\mathbf{p}_{ee} = \mathbf{p}_{act} + \mathbf{p}_{pas}. \quad (5.10)$$

La précision du système à câbles, étudiée dans le chapitre 3, dépend de l’étirement des câbles. Dans la direction verticale, la sensibilité cinématique du système est particulièrement variable, ce qui affecte la lecture de la position verticale du pied. Cependant, cette donnée n’est pas utilisée dans la boucle de commande des effecteurs, seulement pour observer le déplacement du pied. La Figure 5.6a montre la position des pieds et des effecteurs lors de la montée d’escalier. Pendant la phase d’élancement, le pied progresse de manière horizontale et de manière verticale. Lors que le pied passe au dessus de la marche virtuelle, l’effecteur augmente son élévation pour simuler la nouvelle hauteur de marche. Lors de la phase d’appui, les positions des pieds et des effecteurs sont confondues et ces derniers s’abaissent pour générer l’espace vertical nécessaire pour entamer la nouvelle marche d’escalier. La Figure 5.6b montre la vitesse verticale des effecteurs actifs de l’interface de locomotion. Pendant la phase d’élancement, deux pics de vitesse sont observés, correspondant à la montée de deux marches d’escalier. En effet, le pied progresse de la marche précédant la marche du pied d’appui jusqu’à la marche suivant celui-ci, soit un total de hauteur de deux contre-marches. Pendant la phase d’appui, la vitesse des effecteurs est négative et constante, comme pour le fonctionnement d’un escalier mécanique inversé. La Figure 5.7 montre le déplacement de l’environnement virtuel dans les directions horizontales et verticales pendant la montée d’escalier. La Figure 5.7a montre la vitesse de référence \mathbf{v}_{ws} dans la direction horizontale et verticale. Dans la direction horizontale, la vitesse de référence est semblable à l’expérience du sol plat (cf. Figure 5.5a) avec le calcul au début de chaque phase de double appui. La vitesse verticale est, quant à elle, négative et constante lors de la phase d’appui et chute à zéro lorsque la position de l’effecteur est proche de l’origine du repère inertiel \mathbf{p}_O . La Figure 5.7b montre la position du repère mobile $\mathbf{p}_{O'}$ et son recul progressif selon le mouvement de l’utilisateur dans l’interface de locomotion. La Figure 5.7c montre le déplacement des effecteurs dans l’environnement virtuel, horizontalement et verticalement et donc l’avancée de l’utilisateur dans le milieu virtuel.

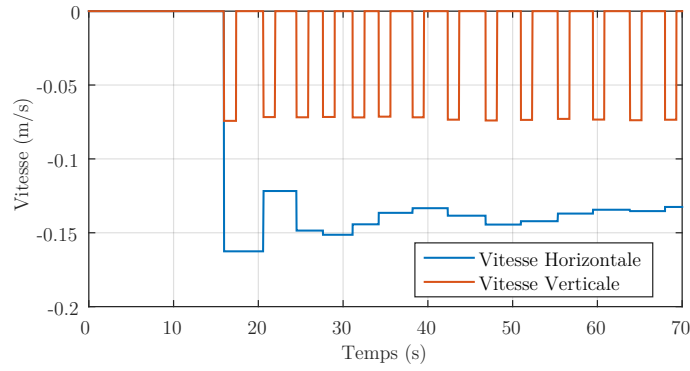


(a) Position verticale des effecteurs et des pieds par rapport au repère fixe.

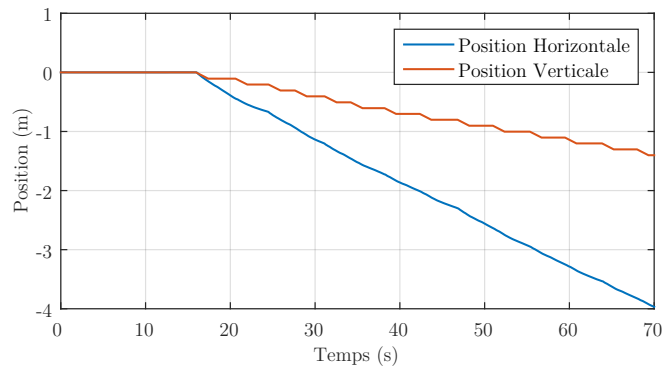


(b) Vitesse verticale des effecteurs par rapport au repère fixe.

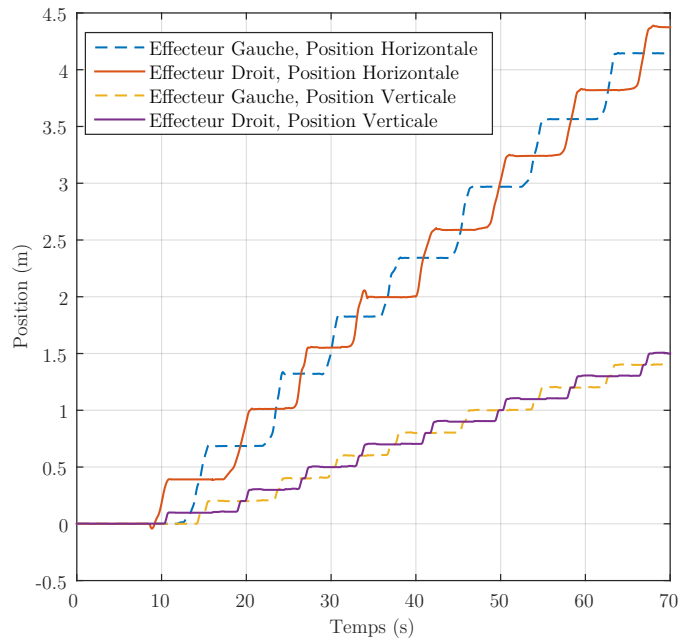
FIGURE 5.6: Analyse du mouvement du pied pour la simulation de la montée d'escalier.



(a) Vitesse de référence \mathbf{v}_{ws} horizontale et verticale des effecteurs.



(b) Position horizontale et verticale de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}'}$.



(c) Position des effecteurs par rapport au repère mobile.

FIGURE 5.7: Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour la montée d'escalier.

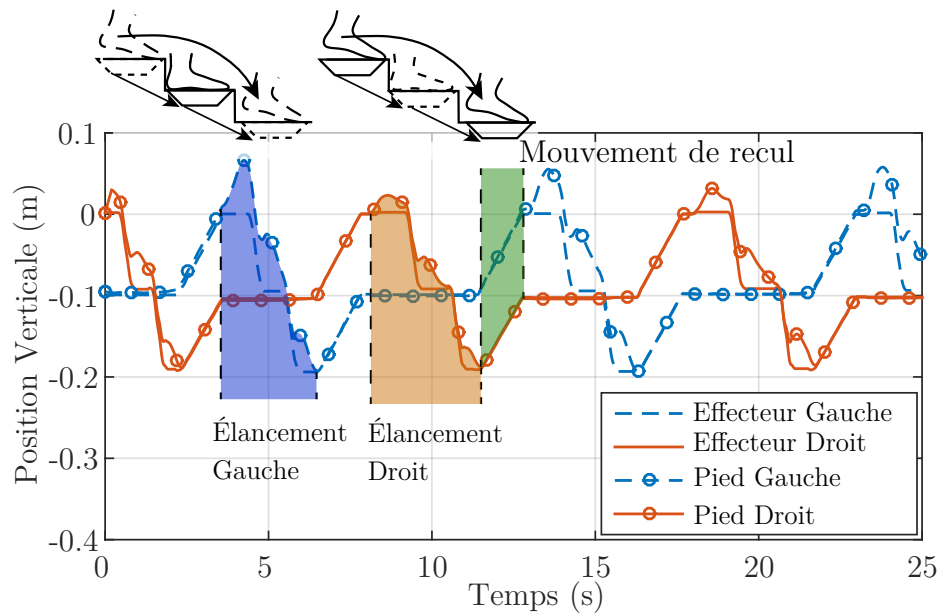
5.4.3 Descente de marches d'escalier virtuel

De manière similaire aux montées de marches, la descente d'escalier est montrée en Figure 5.8 et en Figure 5.9. Cependant, l'utilisateur descend les escaliers virtuels, c'est pourquoi la vitesse de recul est positive afin de remonter les effecteurs vers la position du repère inertiel \mathbf{p}_O . Le pied en phase d'élancement descend deux marches d'escalier, de sa marche de départ à la marche où le pied d'appui se situe, puis jusqu'à la marche suivante à la marche du pied d'appui. L'effecteur suit l'environnement virtuel, d'où l'arrêt temporaire à la marche du pied d'appui en Figure 5.8a. Lors de la phase d'appui, les pieds de l'utilisateur sont posés sur leurs effecteurs respectifs et sont ramenés vers le haut de l'interface de locomotion (cf. Figure 5.8a). La Figure 5.8b montre la vitesse des effecteurs. Pendant la phase d'élancement, les effecteurs descendent deux marches d'escalier, d'où les deux pics négatifs de vitesse. Pendant la phase d'appui, les effecteurs sont ramenés à vitesse constante vers le haut de l'interface.

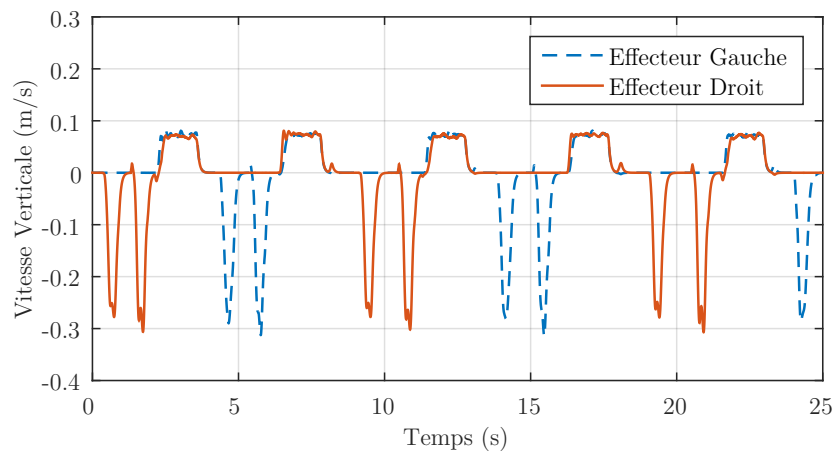
La Figure 5.9a montre les vitesses de référence \mathbf{v}_{ws} des effecteurs pour l'algorithme de recul. La vitesse horizontale est toujours négative car l'utilisateur progresse vers l'avant de la plateforme : l'algorithme de recul doit donc ramener les effecteurs vers l'arrière. Par contre, la vitesse verticale est positive car les effecteurs doivent être ramenés vers le haut lorsque l'utilisateur descend les escaliers virtuels. Il en résulte que la position du repère mobile se déplace vers l'arrière dans la direction horizontale et vers le haut dans la direction verticale (cf. Figure 5.9b). Concernant le déplacement des effecteurs dans l'environnement virtuel (cf. Figure 5.9c), l'utilisateur navigue vers le bas et vers l'avant de l'environnement, comme programmé par l'environnement virtuel.

5.4.4 Évaluation qualitative de la navigation avec l'interface de locomotion

Un plus grand nombre de sujets aurait été nécessaire pour évaluer le fonctionnement de la plateforme, mais un premier avis peut être donné avec cette première expérimentation. Tout d'abord, pour la simulation du sol virtuel plat, l'algorithme de recul offre une sensation proche de celle d'un tapis de course. Cependant, l'adaptation de la vitesse de retour dépend de l'éloignement moyen des effecteurs par rapport au repère inertiel \mathbf{p}_O . La vitesse est donc limitée par la dimension horizontale de la plateforme de marche. Une autre méthode pour adapter la vitesse de recul pourrait améliorer le rendu de la navigation sur sol plat. Pour la montée d'escalier, l'utilisateur doit forcer avec les muscles des quadriceps pour élever son corps, ce qui correspond à la sensation

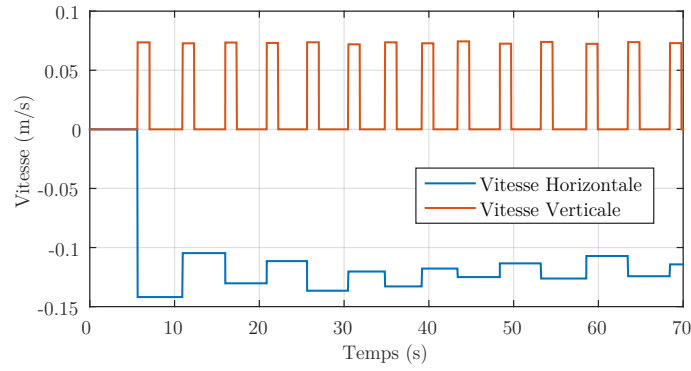


(a) Position verticale des effecteurs et des pieds par rapport au repère fixe.

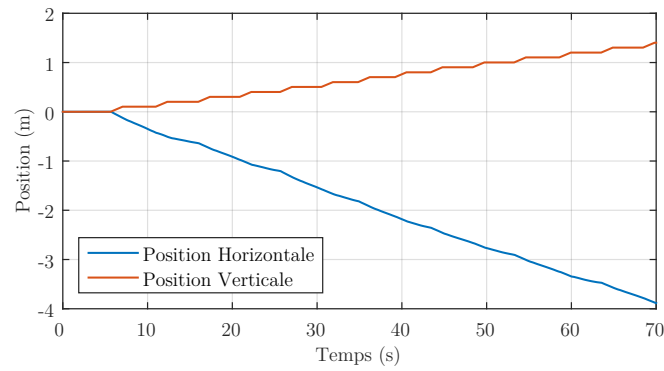


(b) Vitesse verticale des effecteurs par rapport au repère fixe.

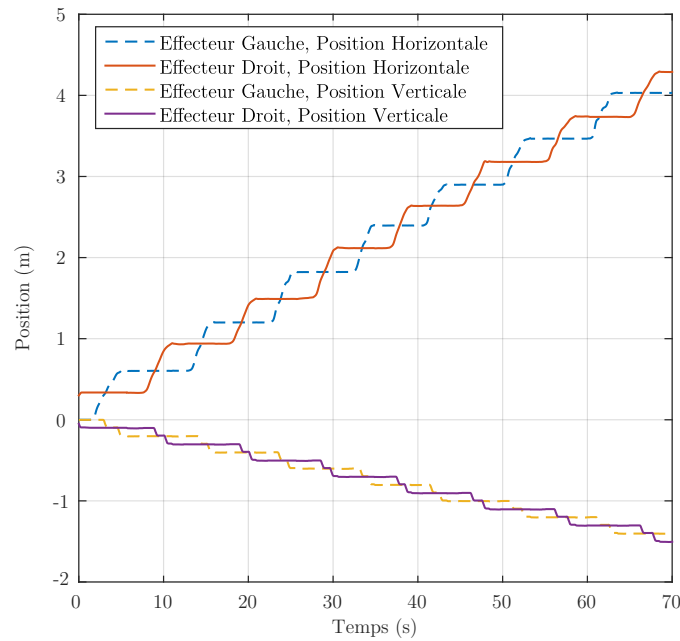
FIGURE 5.8: Analyse du mouvement du pied pour la simulation de la descente d'escalier..



(a) Vitesse de référence \mathbf{v}_{ws} horizontale et verticale des effecteurs.



(b) Position horizontale et verticale de l'environnement virtuel $\mathbf{p}_{\mathcal{O}'}$.



(c) Position des effecteurs par rapport au repère mobile.

FIGURE 5.9: Mouvement de l'environnement virtuel mobile pour la descente d'escalier.

désirée. Cependant, comme la contremarche n'est pas ni physiquement, ni visuellement présente, il arrive souvent que deux marches d'escalier sont escaladées en même temps. C'est pourquoi la taille d'une marche d'escalier a été fixée à 10 cm au lieu de 16 cm habituelle pour éviter de dépasser l'espace de travail vertical. Pour la descente d'escalier, l'utilisateur gaine une partie de la chaîne musculaire pour ralentir le mouvement de descente. L'impact sur la marche en contrebas ne provoque pas de pénétration dans le sol virtuel, cependant, de manière similaire à la montée d'escalier, l'utilisateur peut accidentellement descendre deux marches au lieu d'une seule, provoquant potentiellement un dépassement de l'espace de travail vertical.

5.5 Conclusion : gestion de l'algorithme de recul

Les chapitres 3 et 4 portent respectivement sur la gestion de la phase d'élançement et celle de la phase d'appui sans tenir compte du mouvement cyclique de la marche. L'implémentation de l'algorithme de recul implique les stratégies de commande des deux chapitres précédents, ainsi qu'une stratégie haut niveau pour synchroniser le fonctionnement de plateforme lors de la phase de double appui. Le fonctionnement de l'interface pour la simulation du sol plat est semblable à celui d'un tapis de course dont la courroie ramène les pieds de l'utilisateur avec une vitesse de recul prédéfinie. Le défi a été d'implémenter un algorithme semblable avec une interface de locomotion basée sur deux effecteurs, construit indépendamment l'un de l'autre. Le second défi a été la mise en œuvre de la vitesse de recul pour la direction verticale afin de simuler un environnement virtuel en forme de marches d'escalier. La stratégie mise en place est similaire au fonctionnement d'un escalier mécanique inversé, c'est-à-dire que l'environnement virtuel composé de marches se déplace dans la direction contraire à celle de l'utilisateur et simule ainsi l'espace infini désiré. Bien que la plateforme puisse simuler différents environnements virtuels, une validation à l'aide d'un échantillon de personnes aurait été nécessaire pour confirmer l'utilisation de la plateforme à des fins de réadaptation.

Conclusion

«C'est dans l'effort que l'on trouve la satisfaction et non dans la réussite.

Un plein effort est une pleine victoire.»

— Gandhi.

Cette thèse apporte une contribution dans le développement et la commande de mécanismes haptiques à puissance élevée appliqués à la navigation en environnement virtuel. Cette contribution résout, en partie, les défis liés aux mouvements rapides d'un effecteur massif pour la simulation d'un déplacement sans contrainte (cf. chapitre 3). Cette résolution passe par la comparaison de contrôleurs en force à partir d'un capteur d'effort au point d'interaction ainsi qu'au développement d'une solution mécanique pour diminuer significativement l'impédance apparente de l'effecteur du point de vue utilisateur. La thèse contribue également à la gestion d'environnements raides pour supporter des forces d'interaction impliquant le poids d'une personne (cf. chapitre 4). L'utilisation d'un capteur d'effort à l'organe terminal ainsi que le développement d'un mécanisme d'équilibrage statique à base de ressort à gaz génère la force et la réactivité adéquate pour simuler la dureté du sol virtuel. Finalement, la simulation d'environnements virtuels plats et en marches d'escalier avec une interface de locomotion à deux effecteurs reste encore un domaine de recherche à explorer afin d'améliorer l'expérience de la navigation avec ce type d'appareil (cf. chapitre 5). Nous allons maintenant présenter une revue des contributions de la thèse chapitre par chapitre.

Le chapitre 1 résume les caractéristiques cinématiques et dynamiques liées à la marche. Cette analyse du mouvement cible les besoins clés des éléments mécaniques liés à la conception de la plateforme de marche. Entre autres, le cycle de marche est partagé en deux périodes, la phase d'élanement et la phase d'appui, qui sont chacune caractérisées par des exigences particulières. Pour la phase d'élanement, le pied bouge de manière libre et sans contrainte, avec une accélération importante en début de phase, une vitesse de pointe en milieu de phase et une décélération finale avec un impact du talon au sol pour stopper le déplacement du pied. Cette phase requiert une mobilité importante des articulations de la hanche, du genou et de la cheville afin de déplacer la jambe de

l'arrière du centre de masse vers l'avant, tout en évitant le frottement du pied au sol. Une gêne dans le mouvement du pied entraîne un ralentissement du mouvement, une dépense d'énergie supplémentaire pour bouger le pied et potentiellement un trouble de l'équilibre. La phase d'appui, quant à elle, nécessite un environnement solide pour supporter les transferts de poids alternatifs entre les deux jambes lors des cycles de la marche. Cette phase requiert également une mobilité importante des articulations afin de réduire le mouvement vertical et latéral du centre de masse et de recycler l'énergie cinétique du pas précédent grâce au roulement permis à l'aide du complexe cheville-orteil au niveau du sol. Un contact rigide au niveau du point d'interaction dans la direction verticale et horizontale, laissant néanmoins la liberté nécessaire au placement du pied et pour la rotation des articulations de la jambe est nécessaire pour amorcer la phase d'appui avec une certaine confiance et fluidité. L'analyse de la marche indique également les dimensions nécessaires du mécanisme pour contenir le mouvement sur un sol plat et pour des marches d'escalier dans un espace de travail confortable.

Le chapitre 2 présente le concept initial de la plateforme de marche. Le mécanisme est basé sur deux effecteurs possédant chacun deux degrés de liberté actionnés en translation dans le plan sagittal, où s'effectue principalement le mouvement de marche. Cette architecture à deux pédales, par rapport à un mécanisme basé sur un tapis de course, génère des environnements verticaux avec plus de simplicité. Le système se classe parmi les mécanismes parallèles, connus pour disposer d'une charge utile à l'effecteur plus importante que les mécanismes sériels pour une même puissance de moteurs. La particularité du mécanisme réside dans le système de courroies transmettant les efforts articulaires aux effecteurs. En effet, chaque système de courroie est indépendant des autres et contrôle un degré de liberté de l'interface de locomotion. Ce découplage mécanique facilite la commande de la plateforme de marche en décomposant le système global en plusieurs systèmes à un degré de liberté indépendants. De plus, le routage de courroie dans la direction verticale intègre un effet de réduction pour multiplier par deux le couple du moteur transmis à l'effecteur afin gérer la phase d'appui du cycle de marche. Les éléments mécaniques sont composés d'éléments robustes pour limiter leur flexion lors de l'accueil du poids de l'utilisateur. Les dimensions de l'espace de travail sont confortables pour gérer la distance parcourue lors de deux pas au sol et pour la montée de deux marches d'escalier. Finalement, l'installation des capteurs d'efforts à l'organe terminal a une fonction double. Il permet de récolter les données clés de la marche, à savoir l'interaction du pied avec le sol et ainsi évaluer la qualité de la marche, mais il participe à la commande de la plateforme de marche dans la direction horizon-

tale et verticale afin de bouger l'effecteur selon sa volonté ou d'améliorer le temps de réponse du manipulateur.

Le chapitre 3 introduit la prise en charge de la phase d'élanement de la marche avec le mécanisme. La commande de la plateforme afin de réduire l'impédance apparente du système a été l'un des défis les plus importants à relever lors de la thèse car les exigences de la marche demandent de déplacer l'effecteur avec une faible force, mais également à une fréquence élevée, correspondant à des conditions limites de stabilité. Plusieurs contrôleurs en force basés sur la lecture du capteur d'effort situé au point d'interaction ont permis de diminuer, jusqu'à une certaine valeur, la force nécessaire au mouvement de la plateforme, mais l'impédance apparente du mécanisme reste malgré tout importante pour des fréquences de mouvement élevées en dépit des contrôleurs en force utilisés. En effet, le premier contrôleur utilise une fonction de transfert en admittance pour paramétrer le comportement dynamique de la plateforme. Une commande en force directe améliore légèrement la bande passante du système grâce à l'absence du retard induit par la fonction de transfert en admittance et la commande en boucle ouverte, conséquence du réglage de la commande en force directe, diminue de manière significative l'impédance apparente du système. Malgré cette progression, la transparence du mécanisme reste insuffisante pour simuler, de manière plus naturelle, le mouvement libre de la phase d'élanement. Le développement d'une interface passive à câbles a donc été une suite logique pour améliorer le rendu du mouvement libre. La déconnexion partielle du pied et de l'effecteur permet de remplacer l'impédance du système actif par celle de l'interface passive, qui est négligeable. L'architecture du mécanisme passif est basée sur des potentiomètres à câbles dont la force constante de tirage maintient les câbles tendus et altère peu la dynamique du pied. L'étude de la sensibilité cinématique valide l'utilisation du mécanisme pour obtenir la position du pied relative à l'effecteur actif de manière précise et les limites d'utilisation en fréquence sont évaluées en fonction des caractéristiques géométriques et dynamiques du système actif et passif. L'étude du diagramme de Bode de l'admittance globale du mécanisme avec l'utilisation des différents contrôleurs, en force et avec l'interface passive, montre une nette amélioration de la bande passante de l'interface de locomotion avec l'interface passive à câbles, utilisable désormais dans l'intervalle de fréquence du cycle de marche.

Le chapitre 4 introduit la prise en charge de la phase d'appui avec la plateforme de marche. L'utilisation d'un système ressort-amortisseur virtuel est un concept standard pour générer une contrainte virtuelle raide. Le capteur d'effort au point d'interaction améliore le temps de réponse du système en générant une sensation de dureté plus vrai-

semblable grâce à une pénétration plus faible dans l'environnement virtuel et une force de réaction calculée plus rapidement lors du contact avec la limite virtuelle. Le concept initial du mécanisme supporte le poids d'une personne légère, mais dès que la personne marche de manière plus dynamique ou bien qu'une personne d'un poids plus élevé utilise la plateforme, l'enfoncement dans le sol virtuel devient non négligeable dû à la limite de couple fourni par les moteurs dans la direction verticale. Ainsi, une solution mécanique doit être apportée pour augmenter les efforts articulaires transmis à l'effecteur. La thèse présente l'utilisation de plusieurs solutions et de leur potentiel. L'utilisation d'un réducteur supplémentaire est une solution simple pour fournir le couple nécessaire au support du poids d'une personne, mais la diminution de la vitesse est un facteur limitant pour la gestion des marches d'escalier. Par contre, l'étude de systèmes équilibrés statiquement offre des solutions pour fournir le couple nécessaire à l'interface de locomotion. Entre autres, l'équilibrage statique à base de contre-poids et de ressort ont été analysés, avec une préférence pour celui basé sur des ressorts à gaz pour conserver les dimensions initiales de la plateforme et pour profiter d'un équilibrage semblable sur l'espace de travail vertical entier. L'intégration de l'équilibrage statique à gaz a été un défi pour ne pas altérer le fonctionnement du système initial tout en fournissant le couple désiré pour supporter le poids d'une personne. Les résultats expérimentaux montrent un rendu du sol virtuel semblable à celui obtenu avec l'architecture initiale, avec néanmoins un déplacement du point d'opération des moteurs, l'équilibrage statique permettant de les utiliser sur une plus grande plage d'utilisation.

Le chapitre 5 présente la navigation en environnement virtuel avec la plateforme de marche. Cette partie de la thèse combine les deux parties précédentes afin de valider le fonctionnement de la plateforme pour lequel elle a été conçue. Le chapitre explique le fonctionnement de la plateforme pour simuler l'environnement infini dans la direction horizontale et dans la direction verticale en ramenant le pied d'appui vers une direction opposée au mouvement comme le ferait le fonctionnement d'un tapis de course. À la différence de ce dernier, les deux effecteurs accueillant chaque pied sont indépendants. Par conséquent, les deux pédales peuvent fonctionner de manière asynchrone, comme lorsqu'un pied est en phase d'appui et l'autre en phase d'élancement, et de manière synchrone, comme quand les pieds sont en phase de double appui. La commande haut niveau doit donc prendre en compte ce changement de fonctionnement lors de la phase d'appui et lors de la phase d'élancement. Une des difficultés réside dans la gestion de la contrainte virtuelle verticale, appliquant une force vers le haut contre le poids de la personne, et de l'algorithme de recul, ramenant l'effecteur vers le bas pour simuler la

montée d'escalier. L'introduction de l'environnement virtuel mobile règle les problèmes liés à la synchronisation des phases de la marche et du fonctionnement contradictoire entre le rendu de l'environnement virtuel et l'algorithme de recul grâce à la simulation d'un tapis de course virtuel, horizontal et vertical, ramenant l'effecteur dont le pied entame la phase d'appui sans affecter l'effecteur dont le pied est en phase d'élanement. La validation de ce principe s'effectue via les résultats expérimentaux pour la navigation dans un environnement plat et en forme d'escalier.

Travaux futurs

Bien que l'interface de locomotion permet de naviguer dans les degrés de liberté actionnés, certaines améliorations participeraient à compléter le projet lié à la plateforme de marche. Comme le chapitre 1 analyse le fonctionnement de la marche, les travaux futurs portent sur les chapitres suivants.

Le chapitre 2 porte sur la présentation mécanique de la plateforme de marche. L'installation d'un harnais pour prévenir des chutes de la plateforme serait une priorité pour l'utilisation de la plateforme avec d'autres individus. De plus, le développement d'un harnais qui équilibrerait statiquement le poids de la personne permettrait de développer le potentiel de réadaptation de l'appareil pour ajuster le soutien qu'apporte le mécanisme au mouvement. Un tel type de système peut être basé sur un système de contre-poids déporté par un système de poulie ou bien un système avec un ressort dont la pré-élongation est ajustable.

Le chapitre 3 présente la prise en main de la phase d'élanement avec pour but la réduction maximale de l'inertie apparente du mouvement libre. Une alternative de fonctionnement pour l'interface de locomotion aurait été de contrôler la plateforme en position pour manipuler le pied de l'utilisateur et imiter la trajectoire du pied standard. Un fonctionnement intermédiaire serait une participation active de la personne sur la plateforme à appliquer une force sur l'effecteur pour mouvoir la plateforme, mais uniquement dans une trajectoire en position, vitesse et accélération prédéfinie. Ainsi, le fonctionnement de la plateforme intégrerait les avantages de la participation active ainsi que de l'enseignement du mouvement correct de la marche. De plus, l'interface passive à câbles présente l'avantage d'augmenter la fréquence d'utilisation de la plateforme grâce à la déconnexion partielle du pied et du mécanisme, cependant au détriment du rendu de contraintes horizontales lorsque le pied est au-dessus de la pédale. L'utilisation de butée mécanique à l'aide d'un câble d'une longueur fixe retiendrait l'amplitude du

mouvement du pied au-dessus de l'effecteur et serait une solution pour le rendu de contremarches pour la simulation d'escalier.

Le chapitre 4 propose une solution mécanique basée sur un équilibrage statique pour gérer la phase d'appui de la marche. Cependant, les ressorts étant toujours en tension même lorsque le mécanisme est au repos, une intégration plus sécuritaire est nécessaire pour prévenir des accidents potentiels. De plus, le découplage avec le routage de courroies permet une indépendance des degrés de liberté, mais un système couplé basé sur une architecture pantographe répartirait le poids de la personne sur deux moteurs au lieu d'être géré par un unique actionneur.

L'algorithme de recul, présenté au chapitre 5, ramène l'utilisateur à une position confortable lors de la phase d'appui afin d'entamer une nouvelle phase d'élanement et ainsi répéter de manière cyclique le mouvement de marche. Cependant, la mise à jour de la vitesse se fait en fonction de la position du tronc de la personne sur la plateforme de marche. Ainsi, plus la personne est avancée, plus la vitesse de retour est rapide. La vitesse maximale de marche est donc non seulement limitée par le couple et la vitesse fournis par les moteurs, mais aussi par la dimension de la plateforme. Un algorithme basé sur le temps en phase d'appui pourrait être implémenté pour résoudre ce problème. De plus, l'évaluation de la marche sur la plateforme reste encore à faire. L'analyse de la force d'interaction verticale avec le sol virtuel montre déjà une différence de profil avec celle sur sol physique, mais une analyse cinématique grâce à un système d'enregistrement vidéo compléterait l'analyse de la marche sur l'interface de locomotion. Une comparaison avec le fonctionnement d'autres plateformes de marche disponibles serait également pertinente pour comprendre les différences rencontrées avec le sol physique.

Finalement, l'interface de locomotion présente des atouts pour la réadaptation, mais nécessite un approfondissement supplémentaire pour valider son concept auprès des praticiens. Une ergonomie plus conviviale vis-à-vis de l'utilisateur ainsi que du thérapeute faciliterait l'interaction entre l'appareil, le patient et le praticien. La conception, la commande et l'amélioration du mécanisme a été une aventure enrichissante du point de vue des connaissances acquises, des défis relevés et des interactions sociales pour parvenir à ce point du projet. Plus qu'une simple recherche, le développement de la plateforme a été un jeu dont on invente les règles pour se réjouir d'un meilleur résultat par la suite.

Bibliographie

- ABBOTT, Jake J. et Allison M. OKAMURA (2004). « A sufficient condition for passive virtual walls with quantization effects ». In : *Proceedings of IMECE2004* 73, p. 1065–1073.
- (2005). « Effects of position quantization and sampling rate on virtual-wall passivity ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 21.5, p. 952–964.
- ADAMS, Richard J et Blake HANNAFORD (1998). « A two-port framework for the design of unconditionally stable haptic interfaces ». In : *Proceedings. 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Innovations in Theory, Practice and Applications (Cat. No.98CH36190)* 2.October, p. 1254–1259.
- (1999). « Stable haptic interaction with virtual environments ». In : *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 15.3, p. 465–474.
- (2002). « Control law design for haptic interfaces to virtual reality ». In : *IEEE Transactions on Control Systems Technology* 10.1, p. 3–13.
- ADAMS, Richard J, Manuel R MOREYRA et Blake HANNAFORD (1998). « Stability and Performance of Haptic Displays : Theory and Experiments ». In : *Proceedings ASME International Mechanical Engineering Congress and Exhibition*, p. 227–234.
- AGUIRRE-OLLINGER, Gabriel, J. Edward COLGATE, Michael a. PESHKIN et Ambarish GOSWAMI (2011). « Design of an active one-degree-of-freedom lower-limb exoskeleton with inertia compensation ». In : *The International Journal of Robotics Research* 0.0, p. 1–14.

- AN, Jinung et Dong-Soo KWON (2006). « Stability and Performance of Haptic Interfaces with Active/Passive Actuators—Theory and Experiments ». In : *The International Journal of Robotics Research* 25.11, p. 1121–1136.
- BARBEAU, Hugues et Serge ROSSIGNOL (1987). « Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat ». In : *Brain Research* 412.1, p. 84–95.
- BOISCLAIR, Julien, Pierre-Luc RICHARD, Thierry LALIBERTE et Clement GOSSELIN (2016). « Gravity compensation of robotic manipulators using cylindrical Halbach arrays ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 13.9.
- BROOKS, Thurston L. (1990). « Telerobotic response requirements ». In : *Systems, Man and Cybernetics, 1990. Conference Proceedings., IEEE International Conference on*, p. 113–120.
- BROWN, J. Michael et J. Edward COLGATE (1998). « Minimum mass for haptic display simulations ». In : *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division*, p. 249–256.
- BUERGER, Stephen P. et Neville HOGAN (2006). « Relaxing passivity for human-robot interaction ». In : *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 4570–4575.
- (2007). « Complementary stability and loop shaping for improved human-robot interaction ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 23.2, p. 232–244.
- BUERGER, Stephen P., Hermano I. KREBS et Neville HOGAN (2001). « Characterization and control of a screw-driven robot for neurorehabilitation ». In : *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Control Applications (CCA'01) (Cat. No.01CH37204)* 617, p. 388–394.
- CARDOU, Philippe, Samuel BOUCHARD et Clément M. GOSSELIN (2010). « Kinematic-sensitivity indices for dimensionally nonhomogeneous jacobian matrices ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 26.1, p. 166–173.
- CHAM, Rakié et Mark S. REDFERN (2002). « Changes in gait when anticipating slippery floors ». In : *Gait and Posture* 15.2, p. 159–171.

- CHRISTENSEN, Robert R., John M. HOLLERBACH et Sanford G. MEEK (2000). « Inertial Force Feedback for a Locomotion Interface ». In : *Presence* 9.1.
- COLGATE, J. Edward et J. Michael BROWN (1994). « Factors affecting the Z-Width of a haptic display ». In : *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, p. 3205–3210.
- COLGATE, J. Edward et Neville HOGAN (1988). *Robust control of dynamically interacting systems*.
- COLGATE, J. Edward et Gerd SCHENKEL (1994). « Passivity of a class of sampled-data systems : application to haptic interfaces ». In : *Proceedings of the American Control Conference* 3.1, p. 3236–3240.
- COLGATE, J. Edward, Michael C. STANLEY et Gerd SCHENKEL (1993a). « Dynamic range of achievable impedances in force reflecting interfaces ». In : *Proc. SPIE 2057, Telemanipulator Technology and Space Telerobotics*, 199.
- COLGATE, J. Edward, Paul E. GRAFING, Michael C. STANLEY et Gerd SCHENKEL (1993b). « Implementation of stiff virtual walls in force-reflecting interfaces ». In : *Proceedings of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, p. 202–208.
- COLOMBO, Gery et Manfred MORARI (2004). « Rehabilitation With a 4-DOF Robotic Orthosis ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 20.3, p. 574–582.
- COLOMBO, Gery, Matthias JOERG, Reinhard SCHREIER et Volker DIETZ (2000). « Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis ». In : *Journal of rehabilitation research and development* 37.6, p. 693–700.
- COLONNESE, Nick et Allison M. OKAMURA (2013). « M-Width : Stability and Accuracy of Haptic Rendering of Virtual Mass ». In : *Robotics : Science and Systems Conference*.
- (2015). « M-Width : Stability, noise characterization, and accuracy of rendering virtual mass ». In : *The International Journal of Robotics Research* 34.6, p. 781–798.

- DARKEN, Rudolph P., William R. COCKAYNE et David CARMEIN (1997). « The omnidirectional treadmill ». In : *Proceedings of the 10th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '97*, p. 213–221.
- DAVIS, Roy B. (1988). « Clinical Gait Analysis ». In : *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 7.3, p. 35–40.
- DE LUCA, Alessandro, Raffaella MATTONE, Paolo ROBUFFO GIORDANO et Heinrich H. BÜLTHOFF (2009). « Control design and experimental evaluation of the 2D cyber walk platform ». In : *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 5051–5058.
- DIOLAITI, Nicola, Günter NIEMEYER, Federico BARBAGLI, J. Kenneth SALISBURY et Claudio MELCHIORRI (2005). « The Effect of Quantization and Coulomb Friction on the Stability of Haptic Rendering ». In : *Proceedings of the World Haptics Conference*, p. 237–246.
- DIOLAITI, Nicola, Günter NIEMEYER, Federico BARBAGLI et J. Kenneth SALISBURY (2006). « Stability of haptic rendering : Discretization, quantization, time delay, and Coulomb effects ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 22.2, p. 256–268.
- DRILLIS, Rudolfs et Renato CONTINI (1966). *Body segment parameters*. New York University, School of Engineering et Science, Research Division.
- DUCHAINE, Vincent et Clément M. GOSSELIN (2008). « Investigation of human-robot interaction stability using Lyapunov theory ». In : *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 2189–2194.
- FANG, Berterand T. (1986). « Trilateration and extension to Global Positioning System navigation ». In : *Journal of Guidance, Control, and Dynamics* 9.6, p. 715–717.
- GABELL, A. et U.S.L. NAYAK (1984). « The Effect of Age on Variability in Gait ». In : *Journal of Gerontology* 39.6, p. 662–666.
- GAGE, James R. (1993). *Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy*.

- GALVEZ, Jose A. et David J. REINKENSMeyer (2005). « Robotics for gait training after spinal cord injury ». In : *Topics in Spinal Cord Injury* ... 11.2, p. 18–33.
- GILLESPIE, R. Brent et Mark R. CUTKOSKY (1996). « Stable User-Specific Haptic Rendering Of The Virtual Wall ». In : *Proceedings of the 1996 International Mechanical Engineering Congress and Exhibition* April, p. 397–406.
- GOLDBERG, Evan J., Steven A. KAUTZ et Richard R. NEPTUNE (2008). « Can treadmill walking be used to assess propulsion generation ? » In : *Journal of Biomechanics* 41.8, p. 1805–1808. arXiv : NIHMS150003.
- GOPALSWAMY, a., P. GUPTA et M. VIDYASAGAR (1992). « A new parallelogram linkage configuration for gravity compensation using torsional springs ». In : *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 664–669.
- GOSLINE, Andrew H., Gianni CAMPION et Vincent HAYWARD (2006). « On the use of eddy current brakes as tunable, fast turn-on viscous dampers for haptic rendering ». In : *Proceedings of Eurohaptics* 3, p. 229–234.
- GOSSELIN, Clément M. et Thierry LALIBERTÉ (2011). « On the development of a walking rehabilitation device with a large workspace ». In : *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- GOSSELIN, Clément M. et Jiegao WANG (2000). « Static balancing of spatial six-degree-of-freedom parallel mechanisms with revolute actuators ». In : *Journal of Robotic Systems* 17.3, p. 159–170.
- GOSSELIN, Clément M., Régis POULIN et Denis LAURENDEAU (2009). « A planar parallel 3-DOF cable-driven haptic interface ». In : *Systemics, Cybernetics and Informatics* 7.3.
- GRIFFITHS, Paul G. et R. Brent GILLESPIE (2008). « Characterizing teleoperator behavior for feedback design and performance analysis ». In : *Symposium on Haptics Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems 2008 - Proceedings, Haptics* 2, p. 273–280.

- HANNAFORD, Blake, Jee-Hwan RYU et Yoon Sang KIM (2001). « Stable control of haptics ». In : *Touch in Virtual Environments : Proceedings of USC Workshop on Haptic Interfaces*, p. 47–70.
- HATZFELD, Christian et Thorsten A. KERN (2014). *Engineering Haptic Devices : a beginner's guide*. Springer London, p. 573.
- HAYWARD, Ryan C. et John M. HOLLERBACH (2002). « Implementing virtual stairs on treadmills using torso force feedback ». In : *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)* 1.May, p. 586–591.
- HEJRATI, Babak, Dale HULL, Jan BLACK, Jake J. ABBOTT et John M. HOLLERBACH (2012). « Investigation of the Treadport for gait rehabilitation of spinal cord injury ». In : *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, p. 4553–4558.
- HEJRATI, Babak, Kyle L. CRANDALL, John M. HOLLERBACH et Jake J. ABBOTT (2015). « Kinesthetic force feedback and belt control for the treadport locomotion interface ». In : *IEEE Transactions on Haptics* 8.2, p. 176–187.
- HERDER, J.L. (2001). « Energy-free systems : theory, conception, and design of statically balanced spring mechanisms ». Thèse de doct. Delft University of Technology, p. 268.
- HERRAN, Alvaro Muro-de-la, Begoña GARCÍA-ZAPIRAIN et Amaia MÉNDEZ-ZORRILLA (2014). « Gait analysis methods : An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications ». In : *Sensors (Switzerland)* 14.2, p. 3362–3394.
- HESSE, Stefan (2005). « HapticWalker — A Novel Haptic Foot Device ». In : *ACM Transactions on Applied Perception* 2.2, p. 166–180.
- HESSE, Stefan et Dietmar UHLENBROCK (2000). « A mechanized gait trainer for restoration of gait. » In : *Journal of rehabilitation research and development* 37.6, p. 701–708.
- HESSE, Stefan, Andreas WALDNER et Christopher TOMELLERI (2010). « Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients. » In : *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 7, p. 30.

- HOGAN, Neville (1985). « Impedance Control : An Approach to Manipulation ». In : *American Control Conference, 1984 IS - SN - VO* - March, p. 304–313.
- HOLLERBACH, John M. (2001). « Torso force feedback realistically simulates slope on treadmill-style locomotion interfaces ». In : *The International Journal of Robotics Research* 20.12, p. 939–952.
- HOLLERBACH, John M., Robert R. CHRISTENSEN, Yangming XU et Stephen C. JACOBSEN (1999). « Design Specifications for the Second Generation Sarcos Treadport Locomotion Interface ». In : *Haptics Symposium, Proc. ASME Dynamic Systems and Control Division*, p. 1293–1298.
- HOLLERBACH, John M., David GROW et Craig PARKER (2005). « Developments in locomotion interfaces ». In : *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics* 2005, p. 522–525.
- HORNBY, George, Donielle CAMPBELL, David ZEMON et Jennifer KAHN (2005). « Clinical and quantitative evaluation of robotic-assisted treadmill walking to retrain ambulation after spinal cord injury ». In : *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 11.2, p. 1–17.
- HUSSEIN, Sami et Jörg KRÜGER (2011). « Patient adaptive control of end-effector based gait rehabilitation devices using a haptic control framework ». In : *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- HUSSEIN, Sami, Moritz BÜCHEL et Jörg KRÜGER (2011). « Stable, adaptive interaction and contact transition control of a high inertia haptic interface for haptic simulation in gait rehabilitation ». In : *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, p. 4176–4181.
- IWATA, Hiroo (1999a). « Torus Treadmill : Realizing locomotion in VEs ». In : *IEEE Computer Graphics and Applications* 19.6, p. 30–35.
- (1999b). « Walking about virtual environments on an infinite floor ». In : *Proceedings of $\{scshape ieee\}$ Virtual Reality, $\{H\}$ ouston, $\{TX\}$, $\{USA\}$* , p. 286–293.
- IWATA, Hiroo et Yoko YOSHIDA (1999). « Path Reproduction Tests Using a Torus Treadmill ». In : *Presence* 8.6, p. 587–597. arXiv : [arXiv:1011.1669v3](https://arxiv.org/abs/1011.1669v3).

- IWATA, Hiroo, Hiroaki YANO et Fumitaka NAKAIZUMI (2001). « Gait Master : a versatile locomotion interface for uneven virtual terrain ». In : *Proceedings IEEE Virtual Reality 2001*.
- IWATA, Hiroo, Hiroaki YANO, Hiroyuki FUKUSHIMA et Haruo NOMA (2005). « CircularFloor ». In : *IEEE Computer Graphics and Applications* February, p. 64–67.
- IWATA, Hiroo, Hiroaki YANO et Masaki TOMIYOSHI (2007). « String Walker ». In : *ACM SIGGRAPH 2007 Emerging Technologies*, p. 5–9.
- JEZERNIK, Saso, Gery COLOMBO, Thierry KELLER, Hansruedi FRUEH et Manfred MORARI (2003). « Robotic Orthosis Lokomat : A Research and Rehabilitation Tool ». In : *Neuromodulation* 6.2, p. 108–115.
- JONES, Lynette A. (2000). *Kinesthetic Sensing*. MIT Press, p. 1–10.
- KAWAI, Masayuki et Tsuneo YOSHIKAWA (2002). « Haptic display of movable virtual object with interface device capable of continuous-time impedance display by analog circuit ». In : *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)* 1.May.
- (2004). « Haptic display with an interface device capable of continuous-time impedance display within a sampling period ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 9.1, p. 58–64.
- KAZEROONI, Homayoon (1990). « Human-robot interaction via the transfer of power and information signals ». In : *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 20.2, p. 450–463.
- KHATIB, Oussama (1988). « Augmented Object and Reduced Effective Inertia in Robot Systems ». In : *American Control Conference*, p. 2140–2147.
- KUCHENBECKER, Katherine J., Jonathan FIENE et Günter NIEMEYER (2006). « Improving contact realism through event-based haptic feedback ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 12.2, p. 219–229.

- KUO, Chin-Hsing et Shao-Jung LAI (2015). « Design of a Novel Statically Balanced Mechanism for Laparoscope Holders With Decoupled Positioning and Orientating Manipulation ». In : *Journal of Mechanisms and Robotics* 8.1, p. 015001.
- LACASSE, Marc Antoine, Genevieve LACHANCE, Julien BOISCLAIR, Jeremie OUELLET et Clement GOSSELIN (2013). « On the design of a statically balanced serial robot using remote counterweights ». In : *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 4189–4194.
- LALIBERTE, Thierry, Clement M. GOSSELIN et Martin JEAN (1999). « Static balancing of 3-DOF planar parallel mechanisms ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 4.4, p. 363–377.
- LALIBERTÉ, Thierry, Clement GOSSELIN et Dalong GAO (2010). « Closed-Loop Transmission Routings for Cartesian SCARA-Type Manipulators ». In : *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference 2*, p. 1–10.
- LAUZIER, N, C GOSSELIN, T LALIBERTÉ et P TREMBLAY (2009). « Adaptive gravity compensation of decoupled parallel and serial manipulators using a passive hydraulic transmission ». In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering Science* 223.12, p. 2871–2879.
- LAW, Alvin W., Benjamin V. PECK, Yon VISELL, Paul G. KRY et Jeremy R. COOPERSTOCK (2008). « A multi-modal floor-space for experiencing material deformation underfoot in virtual reality ». In : *HAVE 2008 - IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and Games Proceedings* October, p. 126–131.
- LAWRENCE, Dale A., Lucy Y. PAO, Anne M. DOUGHERTY, Mark A. SALADA et Yiannis PAVLOU (2000). « Rate-hardness : a new performance metric for haptic interfaces ». In : *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 16.4, p. 357–371.
- LECOURS, Alexandre et Clement GOSSELIN (2013). « Computed-Torque Control of a Four-Degree-of-Freedom Admittance Controlled Intelligent Assist Device ». In : *Springer Tracts in Advanced Robotics - Experimental Robots* 88, p. 635–649.

- LECOURS, Alexandre, Boris MAYER-ST-ONGE et Clément M. GOSSELIN (2012). « Variable admittance control of a four-degree-of-freedom intelligent assist device ». In : *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* 2, p. 3903–3908.
- LEVINE, David, Jim RICHARDS et Michael W. WHITTLE (2012). *Whittle's Gait Analysis*. 5th. Churchill Livingstone, p. 192.
- LIN, Ming C. et Miguel A. OTADUY (2008). *Haptic Rendering : Foundations, Algorithms and Applications*. A. K. Peters, Ltd.
- LOVELY, R. G., R. J. GREGOR, R. R. ROY et V. R. EDGERTON (1986). « Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. » In : *Experimental neurology* 92.2, p. 421–35.
- MA, Ji et Peter BERKELMAN (2006). « Control Software Design of A Compact Laparoscopic Surgical Robot System ». In : *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 2345–2350.
- MASSIE, Thomas H. et J. Kenneth SALISBURY (1994). « The PHANTOM Haptic Interface : A Device for Probing Virtual Objects ». In : *ASME Dynamic Systems and Control* 55, p. 1–6.
- MCGEER, Tad (1990a). *Passive Dynamic Walking*.
- (1990b). « Passive Walking with Knees ». In : *Robotics and Automation, 1990. Proceedings. ICRA '90. IEEE International Conference on* 3, p. 1640–1645.
- MEHLING, Joshua S., J. Edward COLGATE et Michael A. PESHKIN (2005). « Increasing the Impedance Range of a Haptic Display by Adding Electrical Damping ». In : *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, p. 257–262.
- MILLER, Brian E., J. Edward COLGATE et Randy A. FREEMAN (2000). « Guaranteed stability of haptic systems with nonlinear virtual environments ». In : *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 16.6, p. 712–719.
- (2004). « On the role of dissipation in haptic systems ». In : *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 20.4, p. 768–771.

- MOCHON, Simon et Thomas A. MCMAHON (1980a). « Ballistic walking ». In : *Journal of Biomechanics* 13.1, p. 49–57. arXiv : [arXiv:1011.1669v3](https://arxiv.org/abs/1011.1669v3).
- (1980b). « Ballistic Walking : An Improved Model ». In : *Mathematical Biosciences* 52.3-4, p. 241–260. arXiv : [arXiv:1011.1669v3](https://arxiv.org/abs/1011.1669v3).
- MURRAY, M. Pat, A. Bernard DROUGHT et Ross C. KORY (1964). « Walking Patterns of Normal Men ». In : *The Journal of Bone and Joint Surgery* 46.2, p. 335–360.
- NADEAU, S., B. J. MCFADYEN et F. MALOUIN (2003). « Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years : What are the challenges compared to level walking ? » In : *Clinical Biomechanics* 18.10, p. 950–959.
- NEUMANN, Donald A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System : Foundations for Physical Rehabilitation*. Mosby, p. 597.
- NEWMAN, Wyatt S. et Yuandao D ZHANG (1994). « Stable Interaction Control and Coulomb-Friction Compensation using Natural Admittance Control ». In : *Journal of Robotic Systems* 11.1, p. 3–11.
- NOMA, Haruo et Tsutomu MIYASATO (1998). « Design for Locomotion Interface in a Large Scale Virtual Environment ATLAS : ATR Locomotion Interface for Active Self Motion ». In : *1998 Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division* 64.November, p. 111–118.
- NOVANDY, Bondhan, Jungwon YOON et CHRISTIAND (2008). « A VR navigation of a 6-DOF gait rehabilitation robot with upper and lower limbs connections ». In : *2008 8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Humanoids 2008*, p. 592–597.
- NOVANDY, Bondhan, Jungwon YOON et Auralius MANURUNG (2009). « Interaction Control of a Programmable Footpad-Type Gait Rehabilitation Robot for Active Walking on Various Terrains ». In : *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 432–437.

- OKAMURA, Allison M., Matthehw W. HAGE, Jack Tigh DENNERLEIN et Mark R. CUTKOSKY (2000). « Improving reality-based models for vibration feedback ». In : *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division* 69, p. 1117–1124.
- OTIS, Martin J.-D., Marielle MOKHTARI, Charles DU TREMBLAY, Denis LAURENDEAU, Francois Michel DE RAINVILLE et Clément M. GOSSELIN (2008). « Hybrid control with multi-contact interactions for 6DOF haptic foot platform on a cable-driven locomotion interface ». In : *Symposium on Haptics Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems 2008 - Proceedings, Haptics*, p. 161–168.
- OTIS, Martin J.-D., Thien-Ly NGUYEN DANG, Thiery LALIBERTE, Denis OUELLET, Denis LAURENDEAU et Clément M. GOSSELIN (2009a). « Cable Tension Control and Analysis of Reel Transparency for 6-DOF haptic foot platform on a cable-driven locomotion interface ». In : *World Academy of Science, Engineering and Technology* 52 2009, p. 520–532.
- OTIS, Martin J.-D., Simon PERREAULT, Thien-Ly NGUYEN DANG, Patrice LAMBERT, Marc GOUTTEFARDE, Denis LAURENDEAU et Clément M. GOSSELIN (2009b). « Determination and management of cable interferences between two 6-DOF foot platforms in a cable-driven locomotion interface ». In : *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A :Systems and Humans* 39.3, p. 528–544.
- OTT, Christian, Ranjan MUKHERJEE et Yoshihiko NAKAMURA (2010). « Unified impedance and admittance control ». In : *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 554–561.
- PARRISH, Russell V., James E. DIEUDONNE et Dennis J. Martin JR. (1975). « Coordinated Adaptive Washout for Motion Simulators ». In : *Journal of Aircraft* 12.1, p. 44–50.
- PERREAULT, Simon et Clément M. GOSSELIN (2008). « Cable-Driven Parallel Mechanisms : Application to a Locomotion Interface ». In : *Journal of Mechanical Design* 130.10, p. 102301.
- PERRY, Jacquelin et Judith M BURNFIELD (2010). *Gait Analysis : normal and pathological function*. Sous la dir. de SLACK INCORPORATED, p. 1–551.

PROTOPAPADAKI, Anastasia, Wendy I. DRECHSLER, Mary C. CRAMP, Fiona J. COUTTS et Oona M. SCOTT (2007). « Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals ». In : *Clinical Biomechanics* 22.2, p. 203–210.

QUENNOUELLE, Cyril et Clément M. GOSSELIN (2011). « Kinemastatic modeling of compliant parallel mechanisms : Application to a 3-PRRR Mechanism, the Tripteron ». In : *Meccanica* 46.1, p. 155–169.

REN, Lei, Richard K. JONES et David HOWARD (2007). « Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle ». In : *Journal of Biomechanics* 40.7, p. 1567–1574.

RICHERT, D. et C.J.B. MACNAB (2009). « Direct adaptive force feedback for haptic control with time delay ». In : *Science and Technology for Humanity (TIC-STH), 2009 IEEE Toronto International Conference*, p. 893–897.

RIENER, Robert, Marco RABUFFETTI et Carlo FRIGO (2002). « Stair ascent and descent at different inclinations ». In : *Gait and Posture* 15.1, p. 32–44.

RILEY, Patrick O., Gabriele PAOLINI, Ugo Della CROCE, Kate W. PAYLO et D. Casey KERRIGAN (2007). « A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects ». In : *Gait and Posture* 26.1, p. 17–24.

ROBERTSON, J. V. G., N. JARRASSÉ et A. ROBY-BRAMI (2010). « Rehabilitation robots : a compliment to virtual reality ». In : *Schedae* 6, p. 77–94.

RUDDLE, Roy a., Ekaterina VOLKOVA et Heinrich H. BÜLTHOFF (2013). « Learning to walk in virtual reality ». In : *ACM Transactions on Applied Perception* 10.2, p. 1–17.

RYU, Dongseok, Jae Bok SONG, Junho CHOI, Sungchul KANG et Munsang KIM (2006). « Design of a haptic stability observer in frequency domain for stable haptic interaction ». In : *2006 SICE-ICASE International Joint Conference* 1, p. 198–203.

RYU, Jee-Hwan, Yoon Sang KIM et Blake HANNAFORD (2004). « Sampled- and continuous-time passivity and stability of virtual environments ». In : *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 20.4, p. 772–776.

- RYU, Jee-Hwan, Carsten PREUSCHE, Blake HANNAFORD et Gerd HIRZINGER (2005). « Time domain passivity control with reference energy following ». In : *IEEE Transactions on Control Systems Technology* 13.5, p. 737–742.
- SAMUR, Evren (2012). *Performance metrics for haptic interfaces*. Springer-Verlag London, p. 132.
- SAUNDERS, J. B., V. T. INMAN et H. D. EBERHART (1953). « The major determinants in normal and pathological gait ». In : *The Journal of Bone and Joint Surgery* 35-A.3, p. 543–558.
- SICILIANO, Bruno et Luigi VILANI (1999). *Robot Force Control*. Springer US, p. 146.
- SOUMAN, Jan L., Paolo Robuffo GIORDANO, Ilja FRISSEN, Alessandro DE LUCA et Marc O. ERNST (2010). « Making Virtual Walking Real : Perceptual Evaluation of a New Treadmill Control Algorithm ». In : *ACM Transactions on Applied Perception* 7.2, p. 1–14.
- SOUMAN, Jan L., Paolo Robuffo GIORDANO, M. SCHWAIGER, Ilja FRISSEN, T. THÜMMEL, H. ULBRICH, Alessandro DE LUCA, Heinrich H. BÜLTHOFF et Marc O. ERNST (2011). « CyberWalk : Enabling unconstrained omnidirectional walking through virtual environments ». In : *ACM Transactions on Applied Perception* 8.4, p. 1–22.
- SPEICH, John E., Liang SHAO et Michael GOLDFARB (2005). « Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system ». In : *Mechatronics* 15.9, p. 1127–1142.
- STOCCO, Leo J., Septimiu E. SALCUDEAN et Farrokh SASSANI (2001). « Optimal kinematic design of a haptic pen ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 6.3, p. 210–220.
- STREIT, D. A. et E. SHIN (1993). « Equilibrators for Planar Linkages ». In : *Journal of Mechanical Design* 115.3, p. 604–611.
- STREIT, Donald A et B J GILMORE (1989). « Perfect Spring Equilibrators for Rotatable Bodies ». In : *Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design* 111.December 1989, p. 451–458.

- SUTHERLAND, David H., Richard OLSHEN, Les COOPER et Savio WOO (1980). « The development of mature gait ». In : *The Journal of Bone and Joint Surgery* 62, p. 336–353.
- TIMOSZYK, W. K., R. D. de LEON, N. LONDON, R. JOYNES, K. MINAKATA, R. R. ROY, V. R. EDGERTON et D. J. REINKENSMEYER (2003). « Comparison of virtual and physical treadmill environments for training stepping after spinal cord injury ». In : *Robotica* 21.01, p. 25–32.
- TOMELLERI, Christopher, Andreas WALDNER, Cordula WERNER et Stefan HESSE (2011). « Adaptive locomotor training on an end-effector gait robot : Evaluation of the ground reaction forces in different training conditions ». In : *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- TSUJI, T., K. GOTO, M. MORITANI, M. KANEKO et P. MORASSO (1994). « Spatial characteristics of human hand impedance in multi-joint arm movements ». In : *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'94)* 1.
- VAN DER LOOS, H. F. Machiel et David J. REINKENSMEYER (2008). « Rehabilitation and Health Care Robotics ». In : *Springer Handbook of Robotics*, p. 1223–1251.
- VISELL, Yon, Alvin W. LAW et Jeremy R. COOPERSTOCK (2009). « Touch is everywhere : Floor surfaces as ambient haptic interfaces ». In : *IEEE Transactions on Haptics* 2.3, p. 148–159.
- VISINTIN, Martha, Hugues BARBEAU, Nicol KORNER-BITENSKY et Nancy E. MAYO (1998). « A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. » In : *Stroke; a journal of cerebral circulation* 29.6, p. 1122–1128.
- VU, Dinh-Son, S FOUCAULT, Clément M. GOSSELIN et J KOVECSES (2015). « Design of a locomotion interface for gait simulation based on belt-driven parallel mechanisms ». In : *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, p. 1581–1586.

- WANG, Jiegao et Clément M. GOSSELIN (2000). « Static balancing of spatial four-degree-of-freedom parallel mechanisms ». In : *Mechanism and Machine Theory* 35.4, p. 563–592.
- WEIR, David W., J. Edward COLGATE et Michael a. PESHKIN (2008). « Measuring and increasing Z-width with active electrical damping ». In : *Symposium on Haptics Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, p. 169–175.
- YANO, Hiroaki, Kaori KASAI, Hideyuki SAITO et Hiroo IWATA (2003). « Development of a gait rehabilitation system using a locomotion interface ». In : *Journal of Visualization and Computer Animation* 14.5, p. 243–252.
- (2004). « Sharing Sense of Walking With Locomotion Interfaces ». In : *International Journal of Human-Computer Interaction* 17.4, p. 447–462.
- YANO, Hiroaki, Shintaro TAMEFUSA, Naoki TANAKA, Hideyuki SAITO et Hiroo IWATA (2010). « Gait rehabilitation system for stair climbing and descending ». In : *IEEE Haptics Symposium*, p. 393–400.
- (2012). « Interactive Gait Rehabilitation System with a Locomotion Interface for Training Patients to Climb Stairs ». In : 21.1, p. 16–30.
- YANO, Hiroaki, Naoki TANAKA, Kiyotaka KAMIBAYASHI, Hideyuki SAITO et Hiroo IWATA (2015). « Development of a portable gait rehabilitation system for home-visit rehabilitation ». In : *Scientific World Journal* 2015.
- YOON, Jungwon et Jeha RYU (2006). « A Novel Locomotion Interface with Two 6-DOF Parallel Manipulators That Allows Human Walking on Various Virtual Terrains ». In : *The International Journal of Robotics Research* 25.7, p. 689–708.
- YOON, Jungwon, Jangwoo PARK et Jeha RYU (2005). « Walking control of a dual-planar parallel robot for omni-directional locomotion interface ». In : *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, p. 3803–3808.
- (2009). « A Planar Symmetric Walking Cancellation Algorithm for a Foot–Platform Locomotion Interface ». In : *The International Journal of Robotics Research* 29.1, p. 39–59.

YOON, Jungwon, Hyung-Soon PARK et Diane Louise DAMIANO (2012). « A novel walking speed estimation scheme and its application to treadmill control for gait rehabilitation. » In : *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 9, p. 62.

ZILLES, C.B. et J. Kenneth SALISBURY (1995). « A constraint-based god-object method for haptic display ». In : *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots* 3, p. 146–151.

ZITZEWITZ, Joachim Von, Michael BERNHARDT et Robert RIENER (2007). « Treadmill Speed Adaptation ». In : *Rehabilitation* 15.3, p. 401–409.