

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. SC. A.

PAR
Simon MARCOUX

CONTRÔLE HAPTIQUE D'UN TAPIS ROULANT ORTHOPÉDIQUE

MONTRÉAL, LE MERCREDI 20 MAI 2015



Simon Marcoux, 2015



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, directeur de mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, présidente du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, membre du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 30 JUIN 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'ai la conviction profonde qu'une personne grandit à travers les défis qu'elle se lance et les moments remplis d'émotions qui pavent nos vies. Il ne faut donc pas avoir peur de repousser ses limites. Pour moi, la réalisation du présent projet entre dans cette catégorie. J'ai eu la chance dans ma vie d'avoir un entourage extraordinaire qui me motive constamment à me dépasser et à repousser ma zone de confort. Sans eux, il serait pratiquement impossible de prendre des risques.

Tout d'abord, j'aimerais remercier le professeur Rachid Aissaoui d'avoir accepté de me diriger dans cette aventure. Je garderai en mémoire les discussions en lien avec le projet et en la science en général. Votre passion contagieuse de la bio-ingénierie a su me motiver durant le projet. Je tire également de grandes leçons à propos de la rigueur scientifique qui, je dois l'admettre, me faisait parfois défaut au début de ma maîtrise.

Ensuite, j'aimerais remercier l'ensemble du jury pour le regard critique porté à ce projet. Le temps que vous y avez consacré aura, sans aucun doute, un effet positif sur la qualité de cette œuvre.

J'aimerais aussi remercier l'ensemble des membres du LIO. Il s'agit d'un milieu de travail fantastique dans lequel j'ai eu beaucoup de plaisir. Je suis fier d'avoir été de passage dans ce laboratoire. J'aimerais aussi remercier particulièrement Gerald Parent et Caroline Lau pour l'aide apportée à ce projet sur le plan technique et organisationnel.

À mes deux grands amis, Ariane et Jean-Philippe, c'est en partie à travers notre amitié et votre appui que j'ai eu la chance de grandir et de construire ma confiance en moi au fil du temps. À votre manière, vous avez été présent pour moi et je vous en serai toujours reconnaissant. Vous pouvez maintenant vous donner une tape dans le dos et continuer de poursuivre vos propres rêves.

VI

Merci à ma famille pour leur amour et leur soutien inconditionnel. Chacun d'entre vous a influencé qui je suis aujourd'hui. Merci particulièrement à mon père de m'avoir transmis la passion de l'ingénierie. J'admire beaucoup ta détermination et ton éthique de travail. Merci aussi à ma mère qui m'a transmis le besoin d'aider les autres autour de moi à travers ses actions personnelles et professionnelles. C'est grâce à vous deux que j'ai trouvé un moyen de marié ensemble l'ingénierie et le domaine de la santé en, je l'espère bien, une carrière palpitante. Merci de votre support à travers les obstacles et apprentissages de la vie.

Valérie, tu es une conjointe formidable qui a su m'appuyer dans cette aventure. Tu étais à la première loge de ce défi que fut cette maîtrise et tu as su endurer mon caractère parfois irritable. Je tiens à te remercier de ton soutien et je tiens à ce que tu saches à quel point je t'aime. Tu es une femme extraordinaire et une super-mère pour notre petit boubou. Je serai présent pour t'appuyer dans tes défis comme tu as été présent dans la réalisation des miens.

Finalement, merci à mon petit Tristan, né durant ce projet. Je sais que tu ne vas pas être en mesure de lire ces lignes avant un certain moment, mais je veux que tu saches que de te voir grandir et sourire est une des plus grandes sources de motivation que j'ai eue dans ma vie. Tu auras toujours mon amour inconditionnel et mon soutien pour réaliser tes propres rêves.

J'aimerais terminer en citant un personnage fort singulier de l'histoire britannique qui résume bien la période de transition qu'a représentée ma maîtrise.

<<pour s'améliorer, il faut changer. Donc, pour être parfait, il faut avoir changé souvent. >>
-Winston Churchill

C'est donc avec fierté que je vous présente une des plus grandes réussites de ma vie autant sur le plan technique que sur le plan personnel.

Bonne lecture!

Simon

CONTRÔLE HAPTIQUE D'UN TAPIS ROULANT ORTHOPÉDIQUE

Simon MARCOUX

RÉSUMÉ

Objectifs : Ce projet vise à concevoir un algorithme de contrôle haptique utilisant un tapis roulant à deux voies pour qu'un sujet puisse contrôler de manière continue la vitesse du tapis en utilisant seulement les forces de réaction au sol (GRF). Un tel système offre d'importantes perspectives de recherche dans plusieurs domaines de la réadaptation que ce soit de type orthopédique (gonarthrose) ou neurologique (hémiparésie).

Méthodes : Un modèle de détermination de la vitesse a d'abord été conçu dans l'environnement Matlab Simulink et a été validé à partir de données de contrôle en mode symétrique et asymétrique. Par la suite, le modèle a été implémenté sur un tapis roulant orthopédiques doubles voies AMTI. Un total de six (6) sujets ont ensuite participé à la validation du système et ont rempli un questionnaire qualitatif sur l'expérience vécue sur le tapis roulant haptique. Les vitesses moyennes obtenues sur le tapis roulant ont été comparées aux vitesses moyennes observées lors d'une marche dans un corridor afin de déterminer si les sujets étaient en mesure de reproduire leur marche naturelle sur le tapis haptique.

Résultats : Le modèle de prédiction de la vitesse est en mesure d'estimer la vitesse avec une précision de 3.5% RMS. De plus, une analyse de variance à mesure répétée (ANOVA) n'a pas décelé de différence notable entre le modèle et la méthode de contrôle utilisé comme comparatif. Il a aussi été observé que des sujets sains exposés à de fortes asymétries vont modifier leurs démarches de manière significative. L'implémentation temps réel du modèle a permis aux sujets de contrôler la vitesse du tapis sur demande. Les sujets ont trouvé que le fonctionnement du tapis était, de manière générale, intuitif et sécuritaire.

Conclusion : Le présent projet de recherche a été en mesure de concevoir un algorithme de contrôle haptique pour tapis roulant orthopédique et de caractériser les performances du modèle mathématique sous-jacent. Il a aussi été démontré que des sujets peuvent intuitivement contrôler le tapis. Avec un tel outil en main, il serait intéressant de poursuivre les visées de recherche en réadaptation et de continuer le développement et la caractérisation du système à travers des essais cliniques de plus longues durées.

Mots-Clés : Haptique, tapis roulant orthopédique, réadaptation, contrôle, hémiparésie, modèle prédictif de détermination de la vitesse de marche.

HAPTIC CONTROL SYSTEM FOR ORTHOPEDIC TREADMILL

Simon MARCOUX

ABSTRACT

Goals: The goal of this project is to design a predictive haptic control algorithm for a split belt treadmill to achieve treadmill-on-demand capabilities. A subject will therefore be able to dictate the speed of the treadmill simply by using the ground reaction forces (GRF). Such a system will pave the way for different research projects in rehabilitation including orthopedic (gonarthrosis) and neurologic (hemiparesis) rehabilitation.

Methodology: A predictive speed determination model was developed in the Matlab Simulink environment and a validation process was performed using control values to assess the symmetric and asymmetric prediction capabilities of the model. After that, the model was implemented on a split belt AMTI orthopedic treadmill. A total of six (6) subjects participated in the haptic treadmill's validation process. Participants were also required to answer a qualitative form to get general feedback from them. The average speeds on the treadmill were compared with the average speed obtained over ground to study if subjects were able to emulate their natural walking speed on the haptic treadmill.

Results: The speed determination model was able to predict requested speed with a precision of 3.5% RMS. Furthermore, an analysis of variance (ANOVA) didn't show any statistical difference between the model and the control method used as a comparison basis. It was also observed that healthy subjects exposed to large amount of asymmetry will significantly alter their gait pattern. The real time implementation of the model allowed subjects to control on demand the treadmill's speed. Subjects also reported that the overall functionality of the treadmill was intuitive and safe.

Conclusion: This research project designed a haptic control algorithm for a split belt orthopedic treadmill and was able to characterize the performance of the underlying mathematical model. It was also proved that subjects were able to intuitively control the treadmill. With such a tool in hand, it would be interesting to pursue further research endeavor in rehabilitation and to continue the development and characterization of the system through longer clinical tryouts.

Keywords: Haptic, orthopedic treadmill, Rehabilitation, Treadmill on demand, Control, Hemiplegia, predictive walking speed determination model

TABLE DES MATIÈRES

	page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE	3
1.1 La marche chez les humains	3
1.2 Décomposition de la marche.....	3
1.2.1 Le cycle de la marche	4
1.2.2 Caractéristiques spatiotemporelles de la marche	5
1.2.3 Forces de réaction au sol.....	6
1.3 Capture et analyse du mouvement	9
1.3.1 Plate-forme de force.....	9
1.3.2 Système de capture de mouvement.....	10
CHAPITRE 2 ÉTAT DE L'ART DU CONTRÔLE DE LA VITESSE D'UN TAPIS ROULANT	11
2.1 Principe général	11
2.2 Revue de la littérature et de l'état de l'art.....	11
2.3 Critique de la revue de littérature.....	20
2.4 Énoncé de l'hypothèse de recherche.....	25
CHAPITRE 3 MODÈLE DE DÉTERMINATION DE LA VITESSE DE MARCHÉ.....	27
3.1 Architecture générale	27
3.2 Détermination de la vitesse de base	28
3.2.1 Détermination de la cadence de pas.....	28
3.2.2 Détermination de la longueur de pas	30
3.3 Détermination des vitesses asymétrique	32
3.4 Validation.....	33
CHAPITRE 4 INTÉGRATION TEMPS-RÉEL.....	35
4.1 Architecture.....	35
4.2 Intégration temps-réel	35
4.3 Matériel physique.....	36
4.4 Modules auxiliaires	37
4.5 Validation.....	39
CHAPITRE 5 RÉSULTATS	41
5.1 Résultats du modèle de détermination de la marche en mode symétrique	41
5.2 Résultats du modèle en mode asymétrique	45
5.3 Résultats de l'implémentation du modèle sur le tapis	52
5.4 Résultats du questionnaire qualitatif.....	61
CHAPITRE 6 DISCUSSION	63
6.1 Modèle symétrique.....	63

6.2	Modèle asymétrique.....	64
6.3	Implémentation du modèle temps réel.....	65
6.4	Questionnaire qualitatif et commentaires des participants	67
	CONCLUSION.....	71
	RECOMMANDATIONS	73
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	85

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1	Résumé de la revue de littérature20
Tableau 5.1	Résultats pour la longueur de pas42
Tableau 5.2	Résultats pour la cadence de pas.....43
Tableau 5.3	Résultats pour la vitesse symétrique44
Tableau 5.4	Résultats globaux pour la vitesse asymétrique comparée au tapis45
Tableau 5.5	Résultats pour la vitesse asymétrique entre le modèle et les valeurs de références46
Tableau 5.6	Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 10%47
Tableau 5.7	Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 20%48
Tableau 5.8	Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 30%49
Tableau 5.9	Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 40%50
Tableau 5.10	Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 50%51
Tableau 5.11	Paramètres anthropométriques des sujets de validation.....52
Tableau 5.12	temps de passage et distances lors de la marche au sol pour chaque sujet 52
Tableau 5.13	Résultats des vitesses moyennes VM, Vk, Vc et Vd pour chaque sujet...54
Tableau 5.14	Réponses au questionnaire qualitatif62
Tableau 5.15	Tableau récapitulatif de la question 862
Tableau 6.1	Comparaison entre la vitesse sur tapis et au sol (Feasel et al., 2011).66
Tableau 6.2	Comparaison entre la vitesse sur tapis et au sol obtenue par le système LIO66

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Description du cycle de la marche5
Figure 1.2	Exemple de caractéristiques spatiales6
Figure 1.3	Forces de réaction au sol normalisées8
Figure 3.1	Architecture du modèle de détermination de la vitesse de marche27
Figure 3.2	Détermination de la cadence de pas29
Figure 3.3	Évolution des COP antéropostérieurs en fonction du temps30
Figure 3.4	Illustration des définitions de longueurs de pas31
Figure 4.1	Architecture de l'implémentation35
Figure 4.2	Matériel physique du système36
Figure 5.1	Graphique typique de l'estimation de la vitesse en fonction du temps53
Figure 5.2	Résultats graphiques pour le sujet 0155
Figure 5.3	Résultats graphiques pour le sujet 0256
Figure 5.4	Résultats graphiques pour le sujet 0357
Figure 5.5	Résultats graphiques pour le sujet 0458
Figure 5.6	Résultats graphiques pour le sujet 0559
Figure 5.7	Résultats graphiques pour le sujet 0660
Figure 6.1	Erreur relative en fonction du taux d'asymétrie65

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AP	Antéropostérieur
CAN	Controller Area Network
COP	Center of pressure (centre de pression)
COM	Center of mass (centre de masse)
ÉTS	École de Technologie Supérieure de Montréal
GRF	Ground reaction force (force de réaction au sol)
LIO	Laboratoire d'Imagerie et Orthopédie
VE ou EV	Virtual environment (environnement virtuel)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

s	seconde
m	mètre
hz	hertz = cycle / s
v	vitesse = m/s
lp	longueur de pas
cp	cadence de pas

INTRODUCTION

L'être humain représente un des cas les plus particuliers de l'évolution de la vie sur terre. Tant les ressemblances que les différences du génome de l'Homme dans le patrimoine génétique terrestre font en sorte que l'Homme représente un sujet d'étude vaste et fascinant. Parmi ceux-ci, la station bipède se présente comme étant un sujet vaste et important dans le cadre de l'évolution de l'Homme. Bien que la communauté scientifique ne s'entende pas sur l'origine de la marche (Richmond, Begun et Strait, 2001) tous s'accordent pour dire que la station bipède a aidé à propulser l'évolution de l'Homme. Actuellement, il s'agit de quelque chose d'anodin en soi que de pouvoir marcher. Tous les jours, des millions de personnes se déplacent à l'aide de ce moyen de locomotion.

Cependant, il advient des moments où la marche, si facilement prise pour acquise, devient un fardeau pour l'Homme. Que ce soit à cause d'une blessure, d'une malformation, d'une pathologie ou l'effet de la vieillesse, elle peut vite devenir une cause de stress et d'angoisse. C'est dans ce contexte que l'étude de la marche tant au niveau fonctionnelle que thérapeutique devient un sujet qui peut potentiellement aider à la santé des personnes touchées.

Afin d'être en mesure de mieux comprendre la marche et particulièrement la marche naturelle, plusieurs laboratoires ont développé des méthodes de contrôle haptiques de tapis roulants afin que le sujet puisse dicter la vitesse du tapis roulant en tout temps. Une telle méthode permet l'étude de la marche naturelle ainsi que les asymétries à la marche dans un environnement contrôlé. De plus, ce type de méthode pave la voie au développement de protocoles de diagnostic (évaluation quantitative du degré d'asymétrie) et de réadaptation. Le présent mémoire traitera d'un modèle de prédiction de la vitesse de la marche basée sur les forces de réactions au sol développé au sein du laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO) dans le cadre de ma maîtrise.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

Bien que la marche humaine demeure un concept facile à comprendre d'un point de vue intuitif, plusieurs nuances et définitions doivent être présentées afin de faciliter la ligne de pensée utilisée pour réaliser le présent projet. Ce chapitre détaillera les caractéristiques spatiotemporelles et cinétiques de la marche.

1.1 La marche chez les humains

Au Canada, le développement de l'étude de la marche et de la biomécanique en général a été grandement influencé par les travaux de David Winter (Winter, 2009). Il a développé plusieurs méthodes pour comprendre et analyser la biomécanique (et par extension, la marche).

L'activité de la marche se caractérise par le fait qu'elle vise à être la plus économe possible en dépense énergétique. Il s'agit d'une allure ambulatoire adaptée pour les déplacements segmentaires du corps tout en favorisant l'économie d'énergie métabolique. En opposition, la course offre des vitesses de déplacement supérieures, mais demande beaucoup plus d'énergie pour être maintenue. La marche peut aussi être vue comme un enchaînement complexe de mouvements optimisé au maximum à travers le temps grâce à l'évolution.

1.2 Décomposition de la marche

À première vue, il est possible d'observer à l'œil nu que la marche est un mouvement cyclique. Il s'agit d'un enchaînement de pas qui s'alternent afin de former un mouvement permettant aux humains de se déplacer. C'est ici que s'arrête la connaissance de la marche pour la grande majorité de la population. Cependant, pour les scientifiques qui travaillent dans le domaine de la biomécanique, la marche est beaucoup plus complexe et vaste comme domaine. La marche peut être étudiée de plusieurs manières: les variables spatiotemporelles,

les forces de réaction au sol, les activités musculaires ainsi que les moments articulaires et éventuellement l'activité de commande neuronale pour ne nommer que ceux-ci. Cependant, ce projet de recherche repose principalement sur les forces de réaction au sol et sur les variables spatiotemporelles de la marche.

1.2.1 Le cycle de la marche

Il est plus pratique de décomposer le cycle de la marche en plusieurs phases distinctes. La première phase débute lors de l'impact du talon du pied avant et se termine lorsque les orteils du pied arrière décollent du sol. Il s'agit d'une période dite de double appui, car les deux pieds touchent le sol en même temps. Cette phase dure environ 12 à 15% du cycle de marche. Ensuite, la phase de simple appui se caractérise par le balancement de la jambe arrière. Cette phase commence par le décollement des orteils se termine à l'impact du talon de cette même jambe et dure environ 35 à 38% du cycle de marche. À la fin de cette phase, le corps est rendu à la moitié du cycle de marche. Pour terminer le cycle de marche, la phase de double appui et la phase de simple appui se répètent en inversant le rôle de chaque jambe afin de revenir à la position initiale. Pour une jambe donnée, il y a donc deux états possibles : en appui ou en balancement. Le schéma suivant permet d'illustrer l'ensemble du cycle tel que décrit précédemment.

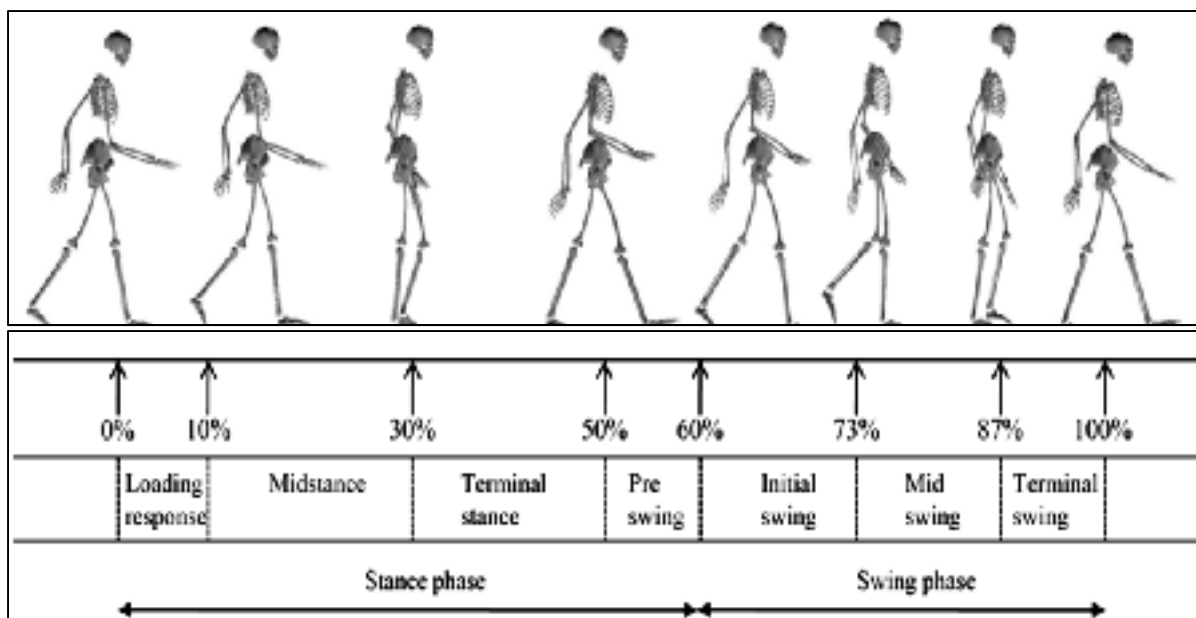


Figure 1.1 Description du cycle de la marche
Tirée de Understanding Osteoarthritis from Bench to Bedside de Guise et al. (2011)

1.2.2 Caractéristiques spatiotemporelles de la marche

Les caractéristiques spatiales et temporelles de la marche quantifient certains aspects clés reliés aux dimensions géométriques et à la durée. Par exemple, la longueur de pas est une caractéristique spatiale tandis que le temps passé en simple appui est une caractéristique temporelle. Dans le présent projet, la longueur de pas est une caractéristique spatiale très importante. Elle se calcule à partir de la distance entre les deux talons entre chaque pas. La jambe présente en avant détermine s'il s'agit d'un pas gauche ou droit. La figure suivante permet de bien illustrer cette valeur :

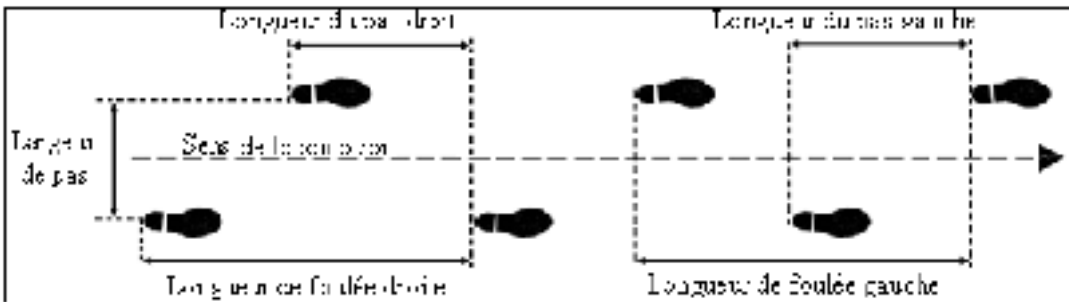


Figure 1.2 Exemple de caractéristiques spatiales
Tiré de Gourdou (2010)

1.2.3 Forces de réaction au sol

Les forces de réaction au sol découlent de la troisième Loi de Newton et sont particulièrement utiles pour décrire la marche. Lors de la marche, les pieds poussent contre le sol afin de générer des forces propulsives et permettent au sujet de rester debout et se déplacer vers l'avant. Il s'agit des forces de contact. Comme il est facilement concevable que le sol soit rigide et ne bouge pas sous nos pieds, il en résulte qu'une force opposée et égale doit exister pour que le plancher ne se déforme pas. Il s'agit des forces de réaction au sol. Bien qu'il soit possible de représenter ces forces de réaction au sol à l'aide d'un seul vecteur résultant, il est plus pratique de les décomposer en trois forces orthogonales : médio-latérales (x), antéropostérieures (y) et verticales (z).

Chacune des trois forces orthogonales représente un aspect différent de la marche. La force antéropostérieure est la principale force de propulsion au niveau du pied. Elle représente aussi la principale force de freinage lors de l'impact du talon. La différence entre la force de propulsion et la force de freinage permet au sujet d'accélérer, de décélérer ou bien de simplement maintenir la vitesse du corps constante. La force médio-latérale provient de l'oscillation du corps de gauche à droite et par le fait même du maintien de l'équilibre latéral du corps lors de la marche. Ces deux forces sont parallèles à la surface de marche. Finalement, la force verticale représente l'action de la gravité sur le corps et est donc perpendiculaire au sol. L'amplitude des forces verticales est largement supérieure aux deux

autres forces, car elles supportent la masse totale du sujet. Il est d'ailleurs possible de mesurer la masse du sujet en mesurant la force verticale lorsqu'un sujet est statique. Dans le cas d'un tapis double bande, il est préférable que le sujet se tienne sur une seule bande pour cette mesure. Il est d'ailleurs fréquent de peser un sujet immobile à l'aide des forces de réaction verticales. La Figure 1.3 Forces de réaction au sol normalisées présente l'allure des forces de réaction au sol (GRF) avec certains points d'intérêt. Notez que cette figure ne permet pas de mesurer directement le poids d'un sujet, car elle a été normalisée en fonction de la masse du sujet.

Les forces de réaction au sol permettent de déterminer la position du centre de pression (COP) et ainsi déterminer où se trouve le point d'appui résultant du sujet. La position du centre de pression est d'un intérêt particulier, car il est possible d'en déduire la longueur de pas. Un autre usage des forces de réaction au sol est de pouvoir observer les différentes phases de la marche d'un point de vue temporel. Par exemple, si la force de réaction verticale d'un pied dépasse un certain seuil, cela veut dire que ce pied est présentement en phase d'appui.

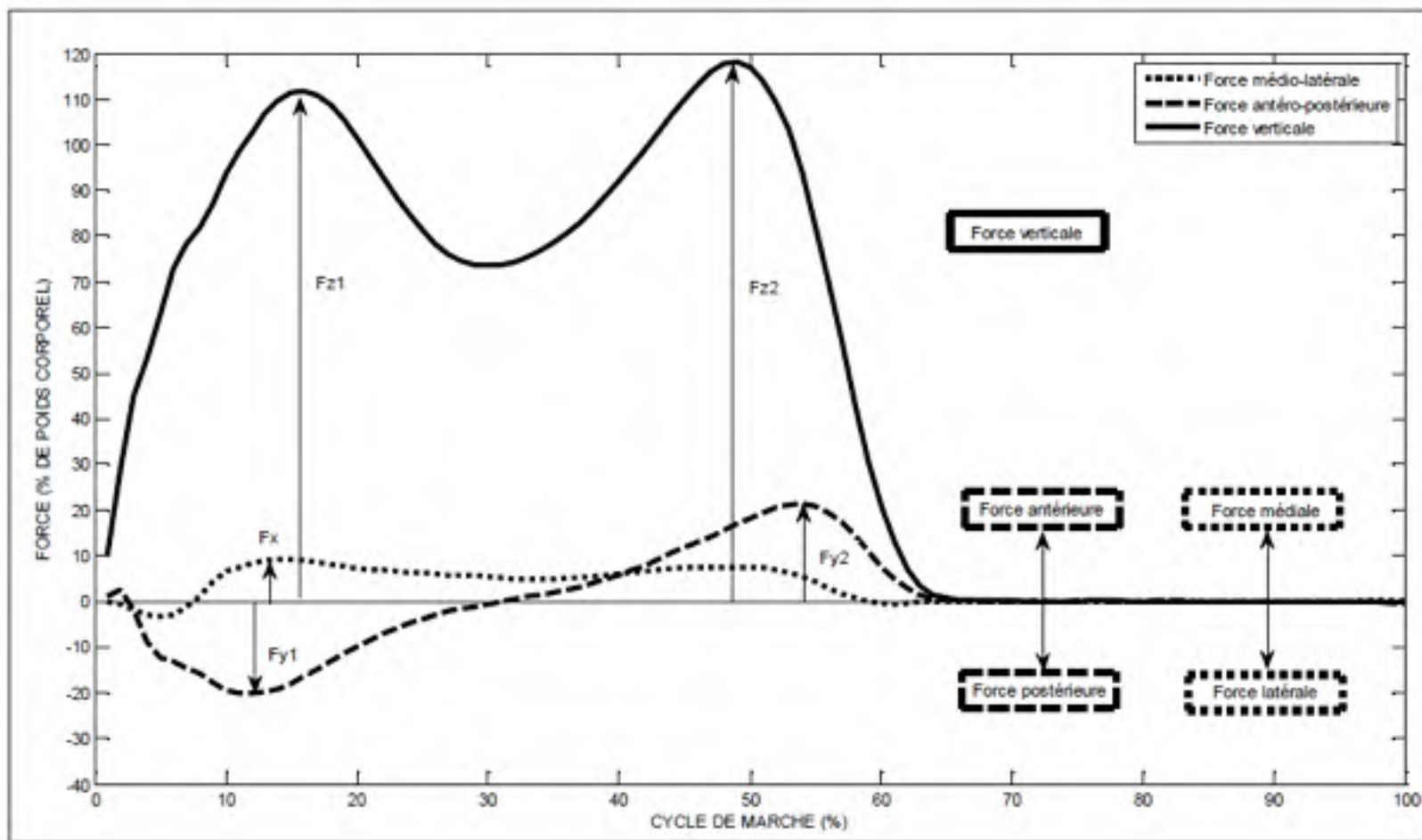


Figure 1.3 Forces de réaction au sol normalisées
Tirée de : Gourdou (2010)

1.3 Capture et analyse du mouvement

Les chercheurs qui travaillent dans le domaine de la biomécanique ont su développer au fil du temps plusieurs méthodes différentes afin de capturer et d'analyser les différents signaux qui constituent la marche. Chaque méthode permet d'analyser des facettes uniques afin d'en extraire de l'information qui se recoupe et qui se combine. Par exemple, un électromyogramme (EMG) permet d'analyser l'activité musculaire en captant la somme des impulsions électriques émises par les neurones tandis qu'une plate-forme de force permet de mesurer les GRF d'un point de vue mécanique. Dans le cadre de ce projet, il sera principalement question de la capture et du traitement des GRF et, dans une moindre mesure, de la capture de la cinématique du corps à l'aide d'un système de capture de mouvement (VICON). Ces méthodes seront brièvement introduites dans les prochaines sections.

1.3.1 Plate-forme de force

Tel que mentionné précédemment, les GRF se décomposent en trois forces orthogonales et en trois moments autour des axes orthonormés afin de répondre à la troisième Loi de Newton. Les plates-formes de force permettent donc de mesurer les forces et les moments d'un sujet. Il existe plusieurs types de plates-formes en fonction du type de capteur (jauges de déformation, capteurs piézoélectriques ...) et des forces mesurables (verticale seulement, tridimensionnelle ...).

Les plates-formes de force se retrouvent dans plusieurs configurations physiques différentes en fonction des objectifs de recherche. Par exemple, il est possible d'aligner plusieurs plates-formes en ligne droite afin d'étudier une série de pas au sol ou de les intégrer à un tapis roulant pour obtenir l'ensemble des forces lors de la marche sur tapis. Un escalier pourrait aussi être instrumenté avec des plates-formes.

Le LIO possède deux tapis roulants orthopédiques à deux voies (une pour chaque jambe) équipées de plates-formes de force tridimensionnelle pour chaque voie : le tapis ADAL et le

tapis AMTI. Il est donc possible de mesurer les forces, les moments et de calculer les COP lors des expérimentations. Le présent projet de recherche a été développé sur le tapis AMTI.

1.3.2 Système de capture de mouvement

Les systèmes de capture du mouvement permettent d'enregistrer la cinématique d'un sujet lorsqu'il effectue un mouvement grâce à des marqueurs placés sur les articulations du corps du sujet. Des caméras enregistrent ensuite la projection des positions spatiales de tous les marqueurs sur les plans principaux de celles-ci durant une certaine période de temps. Par la suite, il est possible de reconstruire la position spatiale et la cinématique du sujet et d'en extraire certaines caractéristiques de la marche comme la longueur de pas et la cadence de pas.

Au LIO, le système de capture du mouvement (VICON) utilise des marqueurs passifs qui réfléchissent les sources lumineuses provenant des caméras qui captent par la suite la réflexion des marqueurs pour ainsi enregistrer le mouvement.

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART DU CONTRÔLE DE LA VITESSE D'UN TAPIS ROULANT

2.1 Principe général

Dans le cadre de l'étude de la marche naturelle chez l'Homme, le développement et l'utilisation d'outils, demeure essentiel au bon déroulement des projets de recherche et dans l'élimination possible des biais d'expérimentation. Dans le cas spécifique des études sur tapis roulant, la plupart des projets précédents au LIO utilisaient une méthode basée sur la perception du sujet afin de déterminer la vitesse de confort de celui-ci. Spécifiquement, l'opérateur ajustait la vitesse du tapis roulant par des petits incréments jusqu'à ce que le sujet se dise à l'aise avec la vitesse actuelle. Il y a donc un biais dans la sélection de la vitesse de confort du sujet qui est inévitable avec cette méthode (Gourdou, 2010).

Pour s'assurer d'un résultat qui se rapproche le plus possible de la vitesse naturelle au sol, plusieurs chercheurs ont développé des méthodes d'asservissement d'un tapis roulant afin d'obtenir un contrôle de la vitesse qui s'adapte à la demande du sujet. Le terme *threadmill on demand* revient souvent dans la littérature pour désigner ce type de contrôle. De plus, elles se différencient par le choix du contrôleur, des capteurs et de l'encombrement du sujet. Les sections suivantes décriront les méthodes existantes, le cadre clinique visé ainsi qu'une brève revue critique de chaque méthode.

2.2 Revue de la littérature et de l'état de l'art

Afin de déterminer l'état de l'art de ce domaine, plusieurs recherches ont été effectuées dans des moteurs de recherche scientifique comme Web of Science ou Elsevier grâce à l'outil de recherche de la bibliothèque de l'ÉTS. L'utilisation et la combinaison de mots clés comme: *threadmill on demand*, *self-paced threadmill*, *split belt threadmill*, *threadmill control*, *speed-matching*, *haptic*, *force feedback* permettent de cerner les publications spécifique à ce sujet.

La première approche, proposée par Minetti et al (2003), a été conçue avec l'objectif d'étudier la zone de transition entre la marche et la course. L'intérêt d'asservir la vitesse était de pouvoir observer les zones de transition le plus naturellement possible. Spécifiquement, huit sujets sains devaient se déplacer sur un tapis roulant commercial à simple courroie en continu à travers une séquence de quatre rythmes différents : vitesse de confort pour la marche, vitesse maximale pour la marche, vitesse minimale pour la course et vitesse de confort pour la course. Au total, chaque essai durait 160s et chaque palier était maintenu pendant environ 30s. Pour asservir la vitesse, un sonar est braqué sur une zone réflective située sur le torse du sujet qui marche en direction du sonar. L'algorithme obtient donc une distance entre le sujet et le sonar à une fréquence de 10 Hz. Par la suite, une boucle de contrôle agit sur la vitesse pour maintenir le sujet au milieu du tapis. Pour ce faire, un contrôleur proportionnel dérivé (PD) a été implémenté sur un ordinateur qui communique une commande de vitesse au tapis. Les auteurs (Minetti et al. 2003) justifient leur choix de régulateur de la manière suivante : « le système dynamique est naturellement du second ordre devait être amorti avec l'ajout de la première dérivée de la variable (c.-à-d. le taux de variation de la position) à l'équation de contrôle. » L'auteur fait aussi part d'un délai de 420 ms entre le moment où le sujet accélère et l'accélération du tapis. L'auteur ne spécifie pas les raisons d'un tel délai. Cependant, l'usage d'un sonar ainsi que l'implémentation spécifique de l'algorithme pourrait expliquer ce délai (Minetti et al., 2003).

Une approche relativement similaire à l'approche précédente a été développée par Lichtenstein et al. (2007) dans le cadre d'une étude qui visait à comparer l'utilisation d'un tapis roulant libre que le sujet actionne avec sa propre force motrice et l'approche de régulation de la vitesse d'un tapis roulant tel que défini précédemment (Minetti et al., 2003). L'étude avait aussi comme objectif de développer un environnement virtuel (EV) dont l'objectif était de tester des aides à la vision pour des sujets qui souffrent de troubles de la vision. Dans ce contexte, l'EV permet d'offrir une alternative plus sécuritaire dans un environnement contrôlé que dans une situation de la vie courante. D'un point de vue technique, cette méthode utilise un système électromagnétique de capture de la position au niveau de la hanche et de la tête. Le capteur de la tête répond aux besoins de l'EV tandis que

le capteur de la hanche permet de déterminer la position du sujet sur le tapis. Il s'agit donc de maintenir la position du sujet au centre du tapis. Pour se faire, l'étude a utilisé un petit tapis roulant commercial à courroie simple. Dans le cadre de ce projet, le contrôleur choisi pour réguler la vitesse est de type PID et est implémenté dans le logiciel d'environnement virtuel. La position du sujet est échantillonnée à 60 Hz et les commandes de vitesse sont envoyées à 60 Hz également. Un temps de réponse de moins de 60 ms a été noté par l'auteur (Lichtenstein et al., 2007).

Manurung et al (2010) s'appuient fortement sur les études précédentes (Lichtenstein et al., 2007; Minnetti et al., 2003) pour développer une version améliorée du contrôle de la vitesse. Contrairement aux deux études précédentes, le travail de Manurung et al. (2010) ne mentionne pas de visée clinique précise, mais décrit beaucoup plus en profondeur le fonctionnement du tapis et des éléments de conception. La principale critique illustrée par l'auteur envers les deux articles précédant était que l'ampleur du dépassement créé par les contrôleurs PID, entraîne une trop grande force inertielle sur le sujet et que le temps de réponse est trop long lorsque le sujet arrête immédiatement. Encore une fois, un petit tapis roulant commercial à courroie simple a été utilisé pour réaliser l'expérience. Un sonar se situe en arrière du tapis roulant pour mesurer la position du sujet à une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz. Au lieu d'utiliser le contrôleur de vitesse du tapis, l'équipe de recherche a décidé de le remplacer par un contrôleur temps réel programmable afin d'implémenter un algorithme de contrôle à deux niveaux. Le contrôleur bas-niveau a comme mission de contrôler avec précision la vitesse du tapis tout en ignorant les perturbations externes. Un encodeur rotatif a été placé sur l'axe de rotation du tapis roulant afin d'en mesurer la vitesse. Un contrôle à mode glissant (sliding mode control) permet de contrôler l'accélération et la vitesse du tapis. Pour qu'une telle approche soit possible, il est nécessaire d'estimer la vitesse et l'accélération actuelle de la bande du tapis. Comme les valeurs discrètes d'un encodeur génèrent des signaux bruités, il est difficile d'avoir une estimation fiable par différentiation numérique. Pour résoudre ce problème, un filtre de Kalman a été implémenté pour produire des estimations de la vitesse et de l'accélération actuelle. Le contrôleur haut-niveau s'occupe du calcul de la commande de vitesse en fonction de la

position du sujet à l'aide de l'information de position du sonar et d'un contrôleur PD. Afin d'améliorer les performances du contrôleur, quelques améliorations ont été ajoutées à l'architecture décrite précédemment. Premièrement, le gain lié à l'erreur sur la position n'est pas fixe ou linéaire et augmente rapidement en fonction de l'erreur entre la position actuelle du sujet et de la position voulue. La réponse est donc beaucoup plus forte quand le sujet est en bout de tapis et beaucoup plus faible lorsque le sujet est pratiquement centré. Ceci évite notamment que le sujet sorte du tapis ou que le sujet oscille près de la position voulue. Le modèle possède aussi une saturation au niveau de l'accélération maximale du tapis afin de limiter les fortes accélérations. Parmi les résultats de l'étude, il est important de noter qu'un sujet qui s'arrête brusquement ne va pas quitter la surface du tapis (Manurung, Jungwon et Hyung-Soon, 2010).

Une approche totalement différente proposée par von Zitzewitz et al. (2007) propose une méthode de contrôle de la vitesse pour la réadaptation assistée par exosquelettes pour des sujets souffrant de dysfonctions locomotrices (par exemple, un sujet hémiplégique). Dans un tel cas, l'ajout du contrôle haptique permet d'ajouter du réalisme au processus de réadaptation. Comme l'exosquelette permet de maintenir le sujet au milieu du tapis roulant, les approches précédentes ne s'appliquent pas. Une deuxième méthode similaire et moins encombrante a aussi été développée pour des sujets sains. Un harnais est attaché sur le sujet et lié à une barre rigide en arrière du sujet afin de le maintenir à la même position sur le plan antéropostérieur. Pour déterminer la vitesse, le tapis roulant orthopédique utilise des plateformes de force afin de mesurer les GRF antéropostérieurs (AP) lors de la marche. En intégrant les forces AP sur une période de temps, il est possible d'obtenir une variation de la vitesse sur cette période. En ajoutant cette variation à la vitesse initiale, il est possible d'obtenir la vitesse du centre de masse (COM) du sujet. Un ordinateur temps-réel calcule cette vitesse qui devient la vitesse de consigne d'un contrôleur industriel PID inclus avec le tapis qui régule la vitesse du tapis roulant. Le contrôleur reçoit la commande par un port série RS-232 et à une fréquence de 60 Hz. L'auteur note que les gains du contrôleur industriel ne pouvaient pas être changés sans influencer la stabilité du système et le fabricant n'était pas en mesure de donner de l'information supplémentaire sur les paramètres exacts du

contrôleur. L'auteur ajoute qu'il s'agit d'une des principales limitations de cette étude (von Zitzewitz, Bernhardt et Riener, 2007).

Dans le même laboratoire de recherche que Von Zitzewitz et al, un article de Koenig et al. (2009) propose une amélioration de la méthode précédente en fonction de certains problèmes identifiés précédemment. Le système précédemment décrit ne fonctionne que pour les cas où le sujet n'est que faiblement supporté par le robot. De plus, l'enregistrement des forces AP était très complexe et difficile à reproduire. Finalement, le sujet devait avoir un patron de marche symétrique afin que la précédente méthode fonctionne. Afin de résoudre les problèmes précédents, l'auteur propose de mesurer la force de balancement d'une des jambes du sujet en mesurant les forces exercées aux articulations de la hanche et du genou afin d'estimer la vitesse voulue. Chez les sujets pathologiques, la jambe parétique est utilisée. Ceci permet au sujet d'être beaucoup plus supporté par un harnais externe comparativement à l'usage des forces AP. L'article démontre par la suite la validité de l'approche en fonction de la clientèle visée et en comparant les deux méthodes (force AP et force de balancement de la jambe) lors d'essais simultanés avec des sujets sains et pathologiques. Cette approche permet donc de pallier aux limitations causées par l'augmentation du support de la masse des sujets. Bien qu'il soit possible de piloter le tapis librement, l'auteur note que le contrôle de la vitesse se limitait à trois vitesses différentes pour des raisons de sécurité (Koenig et al., 2009).

Un peu en opposition à Koenig et Von Zitzewitz, Yoon et al. (2012) proposent une méthode d'estimation de la vitesse de marche de chaque jambe en fonction de la vitesse maximale de balancement du pied afin d'offrir un système haptique pour la réadaptation sur tapis avec le support de la masse corporelle. La position de chaque pied est mesurée à partir de marqueurs réfléchissants et d'un système de capture du mouvement. Cette position est ensuite dérivée afin d'obtenir la vitesse de balancement de chaque pied. De plus, des marqueurs indiquent la position du bassin afin d'être en mesure d'estimer la position et la vitesse du sujet sur le tapis. Un modèle prédictif évalue la vitesse provenant de chaque jambe en prenant en compte la vitesse de chaque pied et du bassin afin de produire des estimations de vitesse pour chaque

bande du tapis. Par la suite, la position du bassin est régulée par un contrôleur PD pour modifier l'estimation de vitesse du corps (et par le fait même, celle du tapis) afin de maintenir le sujet au centre du tapis. Dans le cas présent, il s'agit d'un deuxième étage de contrôle pour des raisons de sécurité. Pour valider l'algorithme, des sujets sains ont appris à marcher au sol à des vitesses précises (0.5, 1 et 1.5 m/s) afin de pouvoir les répliquer sur le tapis roulant. La méthode a aussi été utilisée en mode vitesse fixe afin d'avoir une triple validation (vitesse au sol, vitesse forcée et vitesse haptique). Tel que mentionné précédemment, ce projet s'oppose légèrement au projet de Koenig et Von Zitzewitz par le fait qu'il compare les bénéfices de la plus grande liberté de la réadaptation quand le sujet est partiellement supporté versus la réadaptation robotique. L'article fait aussi mention de la possibilité de créer des environnements virtuels afin d'améliorer la qualité de la réadaptation (Yoon, Park et Damiano, 2012).

Christensen et al. (2000) proposent une approche qui vise à réduire les forces inertielles qu'un sujet subit lorsque le tapis roulant accélère. L'application principale de ce projet était d'ajouter du réalisme aux déplacements dans un EV. D'un point de vue technique, il y a une similarité entre cette méthode et la méthode allégée de Von Zitzewitz et al. Le système d'ancrage qui lie le dos du sujet à un point fixe et qui le maintient donc en place a été remplacé par une longe similaire, mais qui laisse beaucoup plus de liberté au sujet. Le point d'ancrage coulisse afin que le sujet puisse utiliser au maximum de sa capacité la taille de la bande qui mesure 4' par 8'. Le système d'ancrage sert donc à mesurer la position du sujet et permet aussi, à l'aide d'une contre-réaction mécanique, de mitiger les forces inertielles causées par l'accélération du sujet en opposant une force de même amplitude. L'auteur note qu'un repositionnement agressif du sujet au point de référence du tapis engendre une plus grande force inertielle sur le sujet et qu'utiliser la pleine taille du tapis permet de réduire les forces inertielles avant même de les compenser. Un filtre de Kalman est utilisé pour combiner la vitesse actuelle et la vitesse de commande du tapis afin de prédire la force de contre-réaction à appliquer sur le sujet dans le dos en haut du sacrum. Le système permettait aussi de ne pas activer du tout la rétroaction ou de simplement créer une force haptique (similaire à un ressort) qui s'accroît lorsque le sujet est loin du point de référence. Les

sujets devaient identifier quelle méthode semblait la plus réaliste. L'étude a démontré que les sujets favorisaient la méthode avec contre-réaction. Pour réguler la vitesse du tapis, un contrôleur PI a été implémenté d'une manière similaire aux méthodes précédentes. Il est important de noter que cette étude porte une attention particulière aux essais à grande vitesse avec des accélérations et décélérations importantes (Christensen et al., 2000).

Dans la même lignée, Souman et al (2010) propose une approche qui vise à réduire au minimum les forces inertielles imposées par le tapis sur un sujet. L'auteur justifie l'importance des forces inertielles afin de maintenir le sentiment d'immersion de l'utilisateur dans un EV. Un tapis roulant permet à l'utilisateur d'interagir avec l'EV et de s'y déplacer. Cependant, si le tapis perturbe le sentiment d'immersion de l'utilisateur, en n'étant pas fluide, il en résulte une expérience fortement altérée. Afin de développer une liberté totale des déplacements, le tapis utilisé est omnidirectionnel. L'article limite cependant la description de cette méthode à une seule dimension et mentionne que l'ajout de degrés de liberté représente un développement futur. Le modèle choisi est un modèle proportionnel de deuxième ordre afin de pouvoir réguler la vitesse et l'accélération du tapis afin de maintenir une position de référence. De par la taille importante du tapis, le point de référence peut varier afin de bien s'adapter aux variations rapides lorsque le sujet démarre ou arrête sans pour autant augmenter ou diminuer l'accélération du tapis. La position du sujet est évaluée à 120 Hz grâce à des marqueurs réfléchissants provenant d'un système de capture du mouvement Vicon. Une loi de contrôle avec une commande prédictive a été privilégiée comme choix d'algorithme afin d'avoir des commandes en vitesses précises et stables. La commande en vitesse est transmise via RS-232. L'auteur termine son article avec une évaluation qualitative du système créé à partir de la rétroaction des sujets afin d'évaluer les performances de contrôle. Les utilisateurs étaient très satisfaits. Cependant, l'auteur note que l'absence d'EV pour le test ainsi que l'isolation des autres sens (les sujets avaient les yeux bandés et des écouteurs émettaient du bruit blanc) a pu jouer en la défaveur de l'évaluation (Souman et al., 2010).

La dernière approche étudiée est celle proposée par Feasel et al. (2011) dans le cadre de la réadaptation de patients qui souffrent d'asymétrie de la marche causée par des problèmes neurologiques ou musculosquelettiques (arthroplastie totale, ACV, paralysie cérébrale), l'auteur a développé une méthode de rétroaction visuelle du degré d'asymétrie en utilisant un EV afin de courber un chemin en fonction de l'asymétrie du sujet. L'objectif est que les sujets puissent corriger leur asymétrie à travers un protocole de réadaptation. Un tapis roulant orthopédique à deux courroies a été utilisé afin d'avoir un contrôle indépendant de la vitesse sur chaque jambe. De plus, chaque courroie possède des plates-formes de force qui mesurent les GRF sur le tapis à une fréquence de 960 Hz. Une vitesse symétrique du sujet est d'abord évaluée à l'aide de la formule suivante :

$$\text{Équation 1 : } V = \text{cadence} * \text{longueur de pas}$$

La cadence et la longueur de pas sont estimées à partir des GRF et de la position des centres de pressions (COP) sur le tapis. Par la suite, une estimation de l'accélération est obtenue à partir de l'intégration des forces AP du sujet. Un filtre de Kalman combine la vitesse et l'accélération afin d'estimer de manière fiable la vitesse du sujet. Un facteur de correction de la vitesse est ensuite calculé en fonction de la position du sujet par rapport au centre du tapis. Une fois que la vitesse symétrique de base est obtenue, l'algorithme analyse trois facteurs différents afin de mesurer le degré d'asymétrie du sujet : la différence de temps d'appui entre chaque jambe, la différence au niveau des forces de propulsion (forces AP) et la différence de longueur de pas. L'algorithme peut alors choisir un ou plusieurs facteurs pour calculer l'asymétrie selon les besoins du moment. Une commande en vitesse pour chaque courroie est alors envoyée au tapis à une fréquence de 60 Hz. L'article a évalué la précision du modèle en comparant la vitesse de marche moyenne des sujets sur le tapis et au sol. Les deux vitesses obtenues sont comparables pour l'ensemble des sujets. De plus, l'auteur justifie le choix des plates-formes de force comme étant un moyen d'obtenir l'information voulu sans pour autant encombrer le sujet. L'information de vitesse est aussi directement estimée à partir des actions du sujet (cadence, longueur de pas, GRF) au lieu d'être estimée à partir d'un facteur de correction. L'auteur conclut l'article en indiquant que cette méthode de réadaptation semble

plus systématique et quantitative que les approches précédemment développées. Il note cependant qu'une seule session n'est pas suffisante pour avoir une amélioration appréciable du degré d'asymétrie (Feasel et al., 2011).

Certaines publications connexes ont aussi été consultées pour étudier la validité d'un tapis roulant pour l'étude de la vitesse de confort. Bien que ce domaine soit un sujet d'étude fort intéressant, il va au-delà du spectre de ce projet de recherche. Cependant, certains aspects peuvent mettre en perspective le présent projet de recherche et aider à sa validité clinique.

Une étude menée par Goldberg et al. (2008) propose une méthodologie pour étudier les nuances de la marche sur un tapis roulant par rapport à la marche au sol au niveau des forces propulsives (forces AP). Cette étude est très ciblée et pointue et a permis de découvrir qu'il y a des changements subtils dans les forces AP. Par exemple, il y a une réduction de la valeur des maximums et des minimums lors des périodes de freinage et de propulsion. En contrepartie, l'impulsion totale demeure cependant inchangée. Le sujet sur tapis roulant développe donc autant de puissance qu'au sol. L'article conclut que l'intuition que la marche sur tapis roulant entraîne un mode de propulsion différent à cause du mouvement de la bande est fautive (Goldberg, Kautz et Neptune, 2008).

Dans la même lignée, Alton et al. (1998) a étudié la différence au niveau cinématique entre la marche au sol et sur tapis roulant. Afin d'établir un environnement de contrôle stable, les sujets marchent sur le tapis roulant inactif afin d'enregistrer les GRF lors de la marche au sol. Ainsi, la surface et les plates-formes de forces sont les mêmes lors des deux types d'essais. La première constatation de cet article est que la cadence sur un tapis roulant tend à être supérieure par rapport à la marche au sol. L'auteur note aussi une augmentation de l'amplitude du mouvement de la hanche. La longueur de foulée ne semblait pas différer entre les deux approches. Cependant, l'auteur mentionne que ceci va à l'encontre de plusieurs autres études qui notent une diminution de la longueur de foulée sur le tapis roulant (Murray et al., 1985; Strathy, Chao et Laughman, 1983). L'article avance que la période de familiarisation inadéquate explique ce résultat. Il est aussi question de la difficulté d'agencer

la vitesse au sol avec celle sur le tapis. De manière générale, les conclusions de cet article sont utiles, mais le degré de confiance des résultats est très tempéré par les auteurs qui suggèrent fortement d'approfondir la recherche dans ce domaine (Alton et al., 1998).

Un article relativement récent de Lee et al. (2007) étudie de manière exhaustive plusieurs paramètres de la marche à l'aide d'un tapis roulant à deux voix, de plates-formes de force, d'EMG et d'un système de capture du mouvement. Lors des essais au sol, le tapis roulant était également utilisé comme plate-forme de force afin de maintenir un environnement contrôlé. L'article couvre les variations dans la puissance dégagée par chaque articulation, la cinématique et les forces de réaction au sol. D'entrée de jeu, l'auteur démontre que l'âge n'est pas un facteur au niveau de la validité des résultats sur un tapis roulant. Les résultats permettent d'observer une augmentation de la cadence et une diminution de la longueur de foulées sur le tapis. De plus, les forces de réactions au sol demeurent sensiblement identiques sur le plan vertical et médio-latéral. Une diminution de la force AP de freinage a aussi été observée sur le tapis par rapport au sol. Il s'agit de la seule différence notable au niveau des GRF. En ensemble, l'auteur conclut qu'il y avait des différences notables au niveau de la séquence d'activation musculaire et dans la puissance développée par les articulations. Cependant, la cinématique des jambes et les paramètres spatio-temporels demeurent relativement constants. La fermeté des conclusions de cet article permet de valider les protocoles d'expérimentations en fonction du type de paramètre à recueillir et d'apprécier les différences entre la marche au sol et la marche sur tapis (Lee, 2007).

2.3 Critique de la revue de littérature

Avant de débiter l'analyse de la revue de littérature, il est intéressant de se rappeler que l'ensemble des méthodes répond à des problématiques dans trois domaines précis : la réalité virtuelle, la réadaptation et la recherche fondamentale en biomécanique. Le tableau ci-contre permet de bien résumer les principaux points de chaque méthode précédemment discutés.

Tableau 2.1 Résumé de la revue de littérature

Auteur	Tapis	Senseur	Contrôleur	Objectif de recherche
Minetti et al.	Commercial standard	Sonar	PD	Étude de la zone de transition entre la marche et la course
Lichtenstein et al.	Commercial standard	Capteur de position électromagnétique	PID	EV visant à tester des aides à la vision
Mannurung et al.	Commercial standard	Sonar	Filtre de Kalman	Réduire les forces inertielles des deux études précédentes
Von Zitzewitz et al.	Tapis roulant orthopédique spécialisé	Plate-forme de force qui mesure les GRF	PID	réadaptation assistée par exosquelette de sujets après un ACV
Koenig et al.	Tapis roulant orthopédique spécialisé	Balancement de la jambe	N/A	Amélioration de l'étude de Von Zitzewitz pour les sujets trop supportés par un harnais pour générer des GRF
Christenstein et al.	Gros tapis large bande (4' x 8')	Harnais et longe mécanisée dans le dos du sujet.	Filtre de Kalman	Navigation dans un EV et compensation des forces inertielles
Souman et al.	Gros tapis fait sur mesure.	Marqueurs réfléchissants et système de capture du mouvement	Loi de contrôle de deuxième ordre avec aspect prédictif (<i>feed-forward</i>)	Renforcement du sentiment d'immersion dans un EV
Yoon et al.	Tapis orthopédique à deux voies.	Marqueurs réfléchissants et système de capture du mouvement	PD et modèle basé sur la vitesse de balancement du pied.	Réadaptation sur tapis avec support pour le poids. EV envisagé.
Feasel et al.	Tapis orthopédique à deux voies.	Plate-forme de force qui mesure les GRF	Filtre de Kalman	EV visant à aider à la réhabilitation des sujets ayant une asymétrie de la marche

À première vue, il est possible de classer les approches précédemment décrites en deux grandes catégories : l'approche par correction de position et l'approche par modélisation.

La première catégorie regroupe les articles de Minetti, Lichtenstein, Mannurung, Christenstein et Souman. Bien que les méthodes de contrôle et de capture de la position du

sujet différent d'un article à l'autre, chaque méthode se retrouve à estimer la position actuelle du sujet par rapport à une position de référence. Typiquement, la position de référence représente le centre du tapis. Fondamentalement, l'aspect le plus problématique de ces algorithmes est qu'ils ne prennent pas en considération la nature de la marche dans le processus d'estimation de la vitesse du sujet. En effet, ces méthodes n'ont pas la capacité d'estimer au passage des paramètres biomécaniques ou de distinguer l'apport de la jambe gauche versus l'apport de la jambe droite dans le but d'étudier l'asymétrie chez un sujet. Il y a donc une limitation intrinsèque dans la diversification des études possibles avec ces méthodes. Elles demeurent néanmoins valides dans plusieurs applications notamment l'immersion dans un EV ou dans certains cas précis d'étude de la marche. L'encombrement du sujet peut aussi causer des problèmes au niveau de la fidélité des mouvements et de la liberté d'action du sujet. Pour des sujets pathologiques, l'encombrement peut être un facteur important à considérer. De plus, l'encombrement peut limiter les méthodes de fusions de modalités lors de l'étude biomécanique de la marche en imposant une trop charge importante sur le sujet. Finalement, dans certains cas, il est possible de perdre momentanément le contact avec le sujet à cause d'une obstruction causé par le milieu extérieur. Bien que ce type de perturbation soit contrôlable en laboratoire, il n'en demeure pas moins qu'il s'agit d'une contrainte d'utilisation supplémentaire. Néanmoins, ce type de méthode, particulièrement (Minetti et al. Lichtenstein et al. et Manurung et al.), permettent une implémentation rapide et peu couteuse d'un tapis roulant haptique qui répond à la demande de l'utilisateur.

L'autre catégorie regroupe les articles de Von Zitzewitz, Koenig, Yoon et Feasel. Bien que la méthode d'implémentation et les visées cliniques diffèrent grandement, ces quatre articles proposent des méthodes de modélisation qui s'appuient directement sur des paramètres biomécaniques pour estimer la vitesse des sujets. Il s'agit donc d'une estimation qui est basée sur la biomécanique de la marche comparativement aux méthodes de la catégorie précédente. Cependant, les méthodes de Von Zitzewitz et Koenig s'adressent à des sujets lourdement handicapés qui doivent être maintenus en place par un système de réadaptation robotisé. La méthode de Yoon permet de s'affranchir de l'exosquelette robotique, mais requiert quand même l'ajout de marqueurs sur le sujet. Bien qu'il soit concevable d'adapter l'algorithme

pour limiter l'encombrement, les auteurs n'ont pas discuté de cette avenue et n'ont donc pas résolu la problématique de l'encombrement soulevé précédemment. La méthode proposée par Feasel utilise un modèle qui ne requiert pas l'ajout de matériel supplémentaire sur le sujet. De plus, le modèle est en mesure d'estimer la vitesse de chaque jambe en prenant en compte les caractéristiques biomécaniques comme facteur de différenciation. Bien que le domaine d'application diffère avec l'étude de la marche naturelle, il s'agit d'une méthode qui offre beaucoup de flexibilité dans les avenues de recherche possible.

Cependant, l'article de Feasel et al. n'approfondit pas du tout la méthodologie de validation du modèle de détermination de la vitesse de marche et ne fait que rapporter des résultats de vitesses de confort entre la marche sur tapis et la marche au sol sans pour autant détailler sa méthodologie. En outre, la précision du mode asymétrique n'a pas été discutée dans l'article. Il ne s'agit que d'une ligne mentionnée brièvement dans l'article. De plus, bien que certains articles étudient les différences entre la marche sur tapis et la marche au sol, il n'y a aucun article qui étudie les performances d'un modèle temps-réel de détermination de la vitesse de marche, de la cadence de pas et de la longueur de pas. Les études comparatives entre la marche au sol et sur tapis roulant ou les études de caractérisation des paramètres de la marche utilisent tous des modèles et des méthodes de post-traitement de l'information qui pourrait être utilisé pour valider un modèle temps réel.

Bien que les articles de Goldberg et al. Alton et al. et Lee et al. ne touchent pas le sujet principal de cette revue de littérature, ils permettent de valider que les paramètres utilisés pour le calcul de la marche ne diffèrent pas grandement entre la marche au sol et la marche sur tapis. L'article écrit par Lee et al permet d'avoir une meilleure vue d'ensemble avec des conclusions plus solides sur le sujet par rapport à Goldbert et al et Alton et al.

Selon Lee et al. les GRF et la longueur de foulé demeurent sensiblement pareils dans les deux cas tandis que la cadence de marche augmente sur le tapis roulant. Pour la cadence, la variation est statistiquement significative, mais n'est pas énorme en termes de différence absolue : cadence de 45.1 au sol versus 46.6 sur tapis ($p = 0.28$). Pour la longueur de foulée,

il n'y a pas de corrélation significative même si de manière absolue les pas sur le tapis semblent plus courts : 0.73 au sol versus 0.71 sur tapis ($p = 0.86$). La vitesse elle demeure relativement constante : 0.27 au sol versus 0.28 au sol ($p = 0.95$). Il est important de noter que les valeurs précédentes sont adimensionnées en fonction de la hauteur de chaque sujet et de la gravité et ne possèdent pas d'unité. Il est donc possible de justifier que la marche sur tapis roulant est relativement fidèle à la marche au sol pour les paramètres précédemment illustrés. Bien que l'article fasse aussi état de la cinématique des articulations, une telle analyse ne faisait pas partie du mandat de ce projet.

Finalement, l'ensemble des articles permet d'apprécier les possibilités qu'un système de tapis roulant haptique peut offrir à des chercheurs. Par exemple, au-delà du besoin actuel d'étudier la marche naturelle, il est possible d'adapter ce système pour à une application de réalité virtuelle, d'étudier et de créer des protocoles de réadaptation ou d'étudier l'asymétrie de sujets pathologiques. Pour un groupe de recherche comme le LIO, il s'agit donc d'un outil fort pratique à avoir sous la main.

2.4 Énoncé de l'hypothèse de recherche

Avant d'énoncer l'hypothèse de recherche, il est important de revenir sur les principaux points de la revue de littérature. Premièrement, la grande majorité des méthodes actuellement proposées ne prennent pas en compte le caractère asymétrique de la marche. De plus, la grande majorité des méthodes ne se basent pas sur la biomécanique de la marche pour évaluer la vitesse demandée par le sujet. Finalement, la plupart des méthodes encombrant le sujet de matériel supplémentaire.

Bien que l'approche utilisée par Feasel et al. répond à l'ensemble de ces critiques, il n'en demeure pas moins que cette approche a été proposée dans le cadre d'une méthode de réadaptation aidée par la réalité virtuelle et que la validité du modèle de détermination de la vitesse de marche n'a pas fait l'objet d'une étude très poussée. Dans le même ordre d'idée, aucune autre étude n'a comparé un modèle de détermination de la vitesse de marche basée sur les forces de réaction au sol par rapport à une autre méthode d'évaluation (par exemple, un système de capture du mouvement). Il y a donc, dans l'état de l'art actuel, une absence de validation de ce type de méthode.

Basés sur les critiques de la revue de littérature et sur le besoin de développer une méthode pour étudier la marche naturelle dans un environnement contrôlé, l'objectif de recherche et ses sous-objectifs du présent mémoire se décrivent donc comme suit :

- Qu'il est possible de créer un modèle de détermination de la vitesse de marche basé sur la biomécanique d'un sujet et utilisant seulement les forces de réaction au sol dans une perspective symétrique (vitesse au centre de masse) ou asymétrique (vitesse individuelle pour chaque jambe).
 - a) Que la validité et la précision de ce modèle soient évaluées en comparant les résultats obtenus avec des données cinématiques et spatio-temporelles obtenues de la base de données du LIO (Gourdou, 2010).

- b) Que ce modèle soit implémentable dans un système temps-réel interfacé à un tapis roulant orthopédique à double voie afin de créer un système de tapis roulant haptique.

De plus, l'hypothèse de recherche suivante devra aussi être démontrée :

- Que, dans le cadre de l'étude de la marche naturelle, l'hypothèse nulle sur la vitesse de marche entre la marche sur tapis haptique et la marche au sol (c.a.d. qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux méthodes) soit validée à travers une étude préliminaire.

Les chapitres suivants décriront donc les choix de conceptions, les processus de validation ainsi que les détails de l'implémentation du système de tapis roulant haptique développé dans le cadre de ce projet afin de répondre à l'hypothèse et aux objectifs de recherche.

CHAPITRE 3

MODÈLE DE DÉTERMINATION DE LA VITESSE DE MARCHÉ

3.1 Architecture générale

À partir des GRF, des COP et de la longueur de jambe du sujet (L_{jambe}), le modèle proposé est en mesure d'estimer la vitesse requise pour chaque jambe. Il est aussi possible d'utiliser le modèle en mode symétrique afin de déterminer la vitesse au centre de masse du sujet. La Figure 3.1 Architecture du modèle de détermination de la vitesse de marche permet d'avoir une vue d'ensemble du modèle.

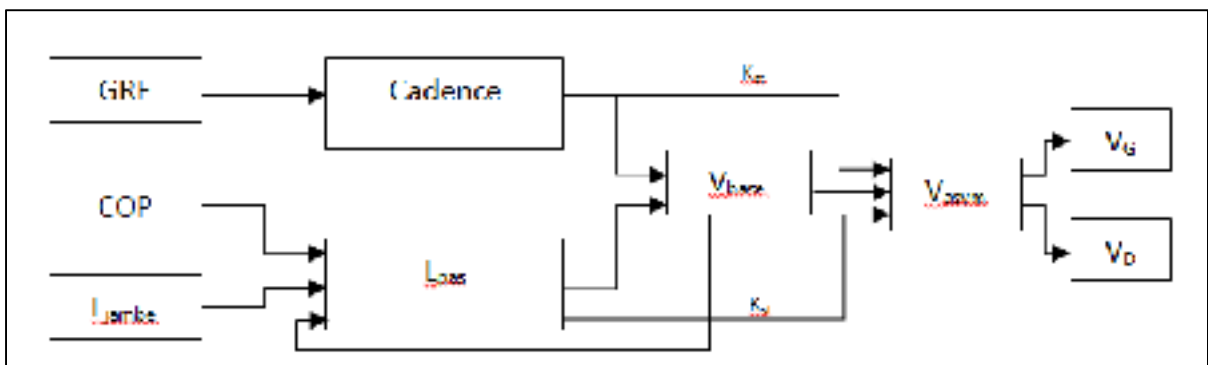


Figure 3.1 Architecture du modèle de détermination de la vitesse de marche

Le modèle a été conçu dans l'environnement de modélisation Matlab Simulink. Le modèle de la Figure 3.1 a été utilisé dans l'environnement Simulink ou appelé à travers un script Matlab lorsqu'il y avait plusieurs séries de données à analyser. Le modèle peut aussi être exporté vers d'autres environnements de développement afin de pouvoir tirer parti des capacités temps-réel de celui-ci (Matlab xPC target, Matlab Real Time Workshop, Microsoft .net et C++).

3.2 Détermination de la vitesse de base

En premier lieu, le modèle doit être en mesure de déterminer la vitesse de base du sujet (v_{base}). Elle correspond à l'estimation de la vitesse du sujet au centre de masse du corps. La formule suivante permet de déterminer v_{base} en fonction de la cadence de pas et de la longueur de pas pour obtenir une vitesse en m/s:

$$v_{base} = l_{pas} * cadence \quad (3.1)$$

Tirée de Feasel et al. (2011)

Les paramètres de l'équation précédente représentent le cœur du modèle. Les prochains paragraphes décriront en détail les blocs de cadence et de longueur de pas.

3.2.1 Détermination de la cadence de pas

Le module de détermination de la cadence de pas utilise les GRF verticaux des deux jambes et la masse totale du sujet comme entrée. Pour chaque sujet, un seuil de détection est utilisé pour détecter la présence d'un pas. Dans le cas du laboratoire du LIO ce seuil a été fixé et correspond à 2% de la masse totale du sujet en Newton. La figure suivante permet de bien illustrer le seuil ainsi que les temps :

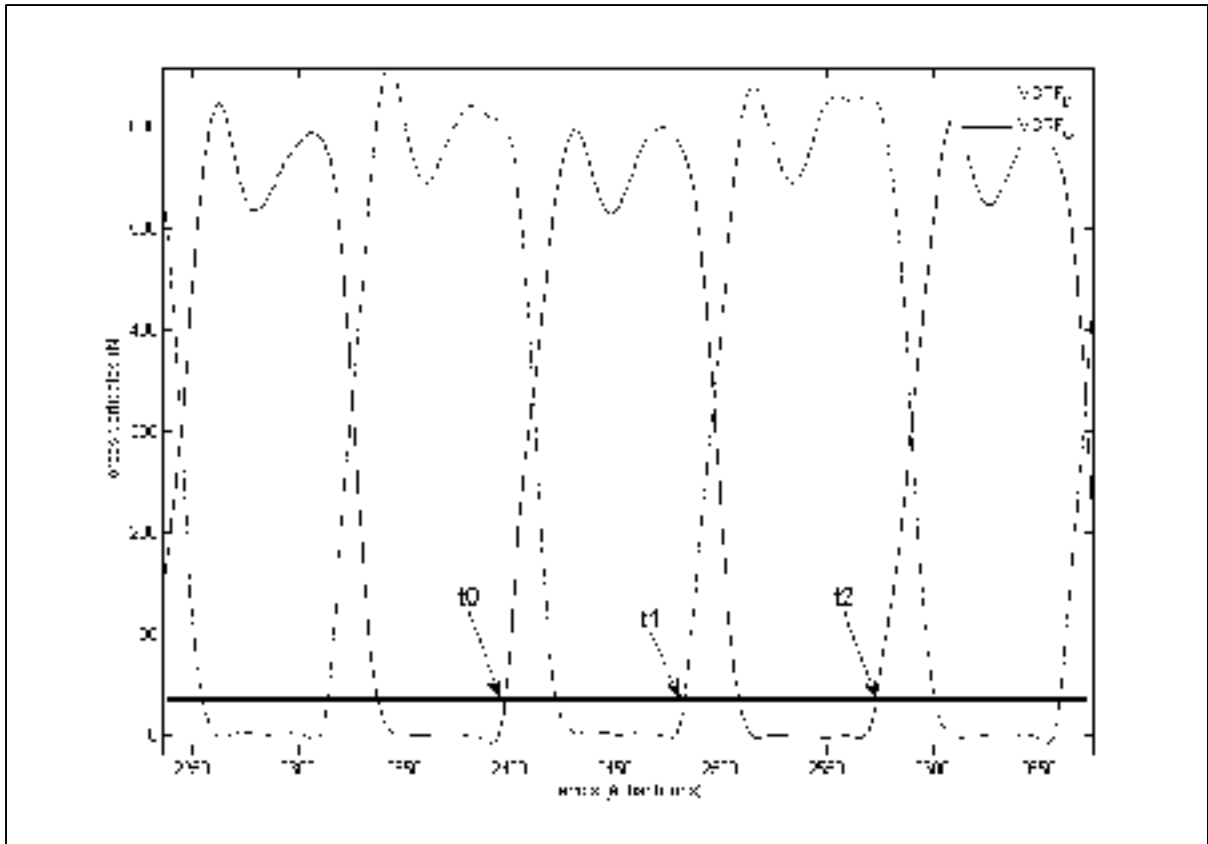


Figure 3.2 Détermination de la cadence de pas¹

Par la suite, à chaque fois que les GRF verticaux dépassent la valeur du seuil, une étampe de temps (t_0) est enregistrée en mémoire. En enregistrant l'étampe du prochain pas de la jambe opposé (t_1), il est possible d'obtenir la période entre les deux pas. La fréquence de ce pas est ainsi obtenue en inversant la période de pas. La formule suivante présente de manière formelle le calcul de la cadence de pas :

$$c_{pas} = \frac{1}{(t_1 - t_0)} \quad (3.2)$$

Une valeur de cadence de pas est calculée pour chaque demi-cycle de marche.

¹ Sur ce graphique, la ligne de référence n'est pas à 2% pour faciliter la compréhension.

3.2.2 Détermination de la longueur de pas

La position du pied sur le tapis roulant est un élément essentiel dans la détermination de la longueur de pas. Cette valeur est calculée à partir des forces et des moments afin d'obtenir la position des centres de pression (COP). Comme dans le cas des GRF, les COP se décomposent en trois coordonnées. Cependant, notre algorithme utilise seulement les coordonnées antéropostérieures (y) pour estimer de la longueur de pas.

La longueur de pas se calcule lors de la phase de double appui. Durant cette phase, les COP_y de gauche et de droite sont définies. La Figure 3.3 Évolution des COP antéropostérieurs en fonction du temps illustre bien la forme des signaux obtenus et met clairement en évidence le moment de double appui.

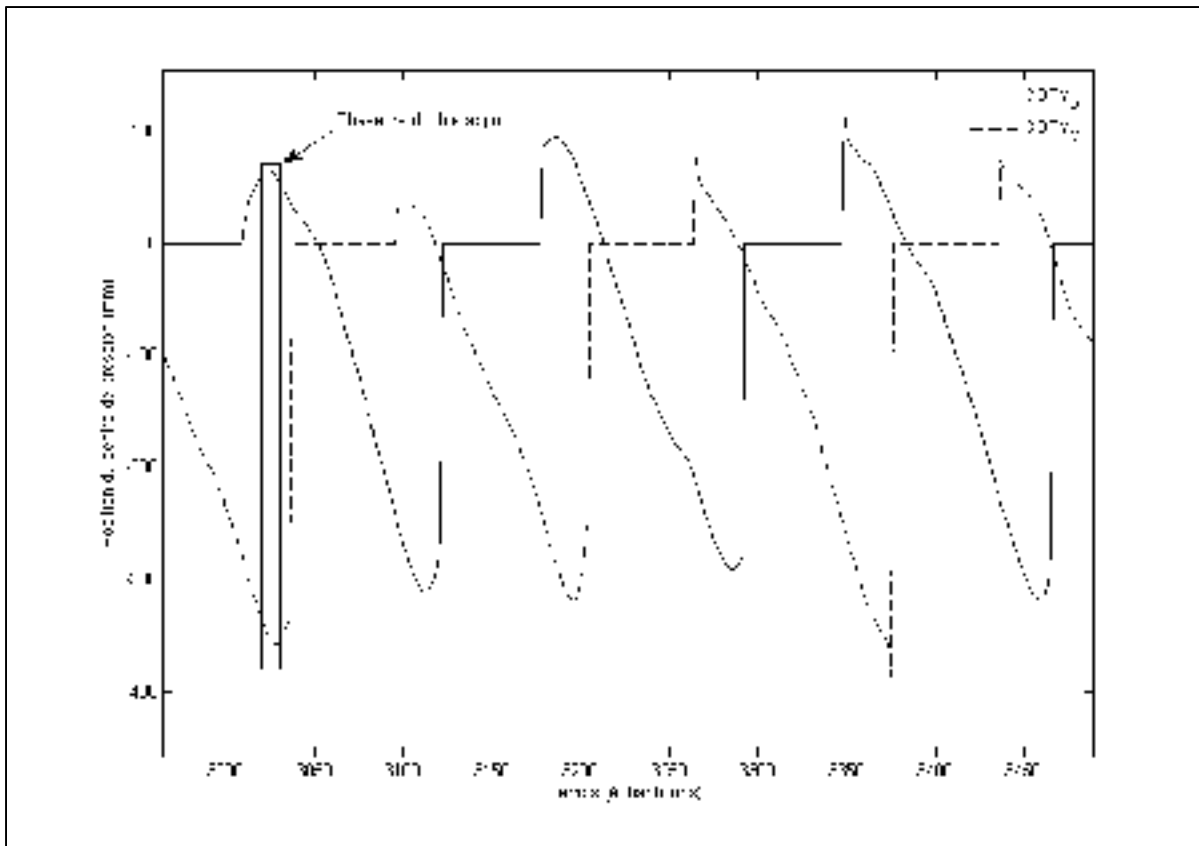


Figure 3.3 Évolution des COP antéropostérieurs en fonction du temps

Cependant, il est facile de constater qu'il y a plusieurs endroits où il serait possible de calculer la longueur de pas. De plus, le signal a tendance à être instable au début et à la fin du pas (impact du talon et décolllement des orteils). Pour contrer ce problème, l'algorithme effectue une moyenne sur une série de points afin d'évaluer la longueur de pas avec un plus grand niveau d'exactitude. La formule suivante exprime formellement la longueur de pas :

$$L_{pas} = \frac{\sum_{i=3}^N |COP(i)_{y_{gauche}} - COP(i)_{y_{droit}}|}{N} \quad (3.3)$$

Dans la formule précédente, i représente l'index des paires de COP. Afin de ne pas prendre en compte la zone d'instabilité, les premières paires sont ignorées. L'index de fin de la sommation peut être ajusté selon les besoins. La valeur choisie ici par défaut est $N = 11$.

La mesure de la longueur de pas comporte une discordance entre la définition classique et la mesure actuelle. Dans la littérature (Perry, 1992), la longueur de pas au sol se mesure du talon arrière au talon avant. Cependant, les COP captés par les plates-formes de force proviennent du talon du pied avant et des orteils du pied arrière. L'estimation précédente de L_{pas} donnera donc un résultat qui est toujours plus petit que celui mesuré au sol;. La figure suivante permet de bien illustrer ce phénomène.

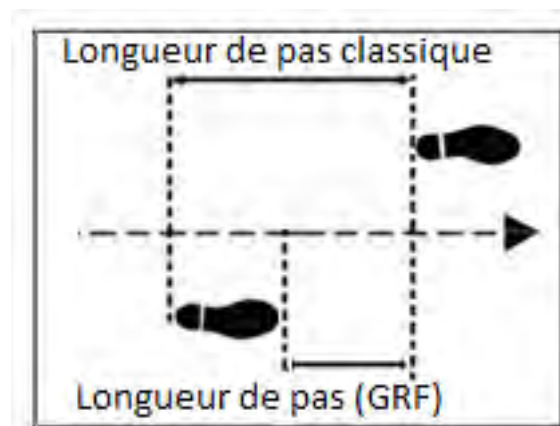


Figure 3.4 Illustration des définitions de longueurs de pas

Intuitivement, la solution la plus simple serait de mesurer la longueur de pied du sujet et de l'ajouter à la longueur de pas. Cependant, en comparant la longueur de pas estimée avec des valeurs de référence, il a été possible d'observer que la valeur de la correction à apporter n'était pas constante pour un même sujet à des vitesses différentes ($\Delta P(v)$). Un modèle statistique a donc été développé pour calculer les facteurs de correction en fonction de la vitesse actuelle. Afin d'adapter la sortie du modèle ($\Delta P(v)'$) à un sujet particulier, la longueur de jambe est requise, car le modèle a été adimensionné avec ce facteur. La longueur de pas devient donc :

$$L_{pas} = \frac{\sum_{i=3}^N |COP(i)_{y_{gauche}} - COP(i)_{y_{droit}}|}{N} + \Delta P(v) \quad (3.4)$$

$$\Delta P(v) = \Delta P(v)' * L_{jambe} \quad (3.5)$$

L'annexe I décrit en détail le modèle statistique ($\Delta P(v)'$).

3.3 Détermination des vitesses asymétrique

Une fois la vitesse de base établie, l'algorithme détermine l'apport de chaque jambe dans la vitesse de marche en fonction de deux paramètres : le temps d'appui (st) et la longueur de pas (sl). Un facteur d'asymétrie k est ainsi calculé en fonction du rapport entre les apports des deux jambes. Les formules suivantes décrivent la méthodologie pour le calcul des facteurs :

$$k_{sl} = -c * \log_2\left(\frac{sl_{right}}{sl_{left}}\right) \quad (3.6)$$

$$k_{st} = c * \log_2\left(\frac{st_{right}}{st_{left}}\right) \quad (3.7)$$

Le choix du paramètre k dépend des objectifs de recherche. Il est possible de spécifier le paramètre à prendre en considération ou laisser le modèle choisir le facteur le plus important. Le paramètre c permet d'ajuster le degré d'amplification de l'asymétrie. Plus le facteur est important, plus la réponse asymétrique sera amplifiée. La valeur par défaut de cette constante

est $c = 0.1$ et il est possible de spécifier une valeur différente pour tous les paramètres k . Les équations suivantes utilisent le paramètre k pour estimer la vitesse de chaque jambe :

$$v_{diff} = w * k * v_{base} \quad (3.8)$$

$$v_{gauche} = v_{base} + \frac{v_{diff}}{2}, v_{droit} = v_{base} - \frac{v_{diff}}{2} \quad (3.9)$$

Encore une fois, le paramètre w (valeur de 1 par défaut) permet d'augmenter ou de diminuer la réponse asymétrique du modèle.

3.4 Validation

Afin de valider le modèle, les données d'une étude précédente menée au LIO ont été utilisées (Gourdou, 2010). Cette étude avait comme objectif d'étudier l'évolution de certains paramètres de la marche lorsqu'il y a une différence de vitesse entre les deux courroies du tapis roulant instrumenté ADAL.

Pour valider le mode symétrique, les forces de réaction au sol de 17 sujets ont été introduites dans le modèle. De plus, il y avait un total de 3 essais à des vitesses différentes pour chaque sujet. (0.75 m/s, 1 m/s et une vitesse de confort). Le nombre total d'essais est donc de 51. Les estimés de longueur de pas, de cadence de pas et la vitesse symétrique ont été estimés par le modèle et comparés avec les résultats obtenus précédemment à l'aide de la cinématique pour la longueur de pas et des GRF pour la cadence de pas afin de valider la précision du modèle.

Le mode asymétrique est validé d'une manière similaire que le mode symétrique. Les forces de réaction au sol de 17 sujets ont été introduites dans le modèle avec la même répartition de vitesse (0.75 m/s, 1 m/s et une vitesse de confort. De plus, 5 degrés d'asymétrie ont été imposés sur la jambe controlatérale en réduisant d'un certain pourcentage la vitesse de cette jambe (10% à 50% par incrément de 10%). Un total de 255 essais a donc été introduits dans le modèle pour le valider. Cependant, seules les estimations de vitesse ont été évaluées dans cette partie de la validation.

Les résultats de cette validation sont présentés dans le chapitre 5 du présent mémoire.

CHAPITRE 4

INTÉGRATION TEMPS-RÉEL

4.1 Architecture

Afin d'intégrer le modèle précédemment décrit et ainsi obtenir un tapis roulant haptique, plusieurs modules ont été conçus. En premier lieu, il y a un bloc qui enregistre et adapte les entrées analogiques à partir d'une carte d'acquisition National Instruments. Suite à cela, le modèle détermine la vitesse de chaque bande. Finalement, une série de fonctions permet d'envoyer via le protocole de communication CAN (Controller Area Network) les instructions de vitesse du tapis. La figure suivante schématise les blocs importants du système.

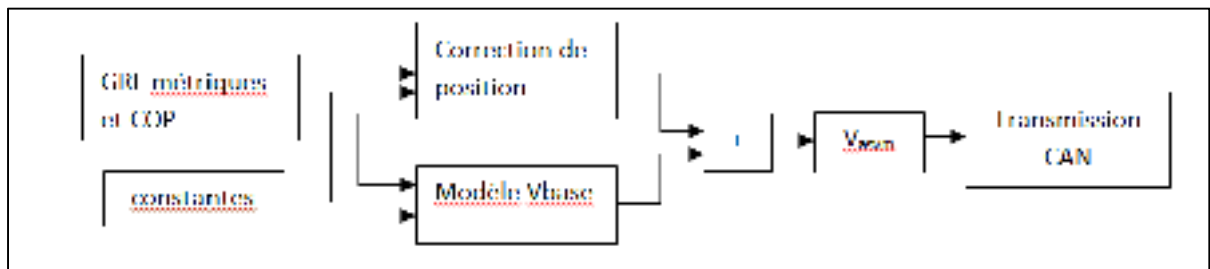


Figure 4.1 Architecture de l'implémentation

4.2 Intégration temps-réel

Il existe plusieurs manières d'exécuter un modèle Simulink en temps réel en fonction des besoins. La méthode choisie pour le présent projet a été d'utiliser le bloc *data acquisition toolbox* disponible dans les bibliothèques de Matlab. En temps normal, lorsque le modèle est lancé sur Simulink, il simule le temps de l'expérience et va calculer le plus rapidement possible afin de donner les résultats de la simulation. Ce bloc ralentit l'exécution de Simulink afin d'attendre les échantillons provenant de la carte d'acquisition. La précision est de l'ordre de 10 à 30 ms et est causée par la difficulté de précisément mesurer le temps dans un système

d'exploitation multitâche. En comparaison avec une cadence de pas de 1.2 pas/seconde (période = 0.83 seconde), il s'agit d'une incertitude acceptable. De plus, cette méthode est très simple à implémenter, ne s'ajoute pas au coût de la licence Matlab et permet d'obtenir des performances quasi temps réels appréciables. Il est important de noter qu'il s'agit d'une architecture temps-réel souple. Les autres choix auraient été d'exporter le modèle en code exécutable par un système d'exploitation temps-réel, d'utiliser la méthodologie xPC Target ou d'utiliser la technologie Real Time Windows Target.

4.3 Matériel physique

La figure 9 résume les interconnexions physiques requises pour le bon fonctionnement du système.

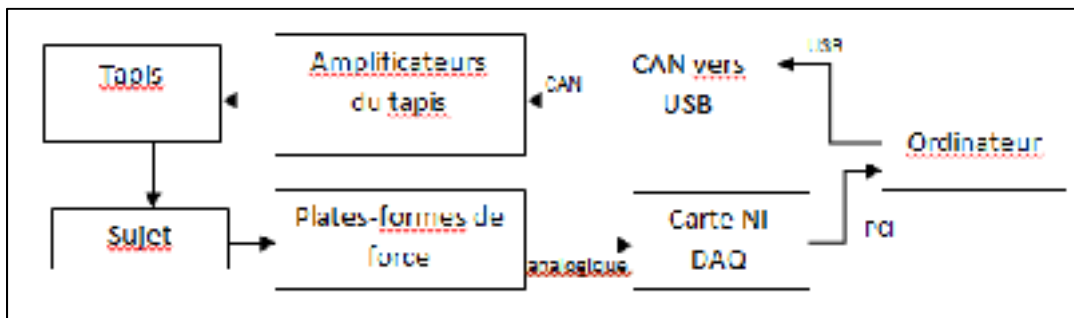


Figure 4.2 Matériel physique du système

Le tapis roulant utilisé a été fabriqué par AMTI et possède deux voies distinctes qui permettent à chaque jambe d'aller à une vitesse différente. Des plates-formes de force ont été intégrées à l'intérieur de l'assemblage du tapis pour capturer les GRF des sujets qui marchent sur le tapis. Les moteurs du tapis reçoivent les commandes de vitesse à partir d'un amplificateur développé par Copley Controls. Les plates-formes de force se connectent à une carte d'acquisition NI DAQ fabriqué par la compagnie National Instruments. Le système est divisé en deux cartes : une carte à l'intérieur de l'ordinateur qui effectue la conversion analogique vers numérique et une carte d'interconnexion située à l'extérieur de l'ordinateur qui permet de brancher les entrées et sorties de la carte. L'ordinateur communique aux

amplificateurs du tapis via le protocole de communication CAN (controller area network) à travers un convertisseur USB/CAN Leaf Light développé par la compagnie Kvaser.

4.4 Modules auxiliaires

Plusieurs petits modules auxiliaires ont été créés afin de remplir des fonctions qui se greffent au modèle de détermination de la vitesse afin de compléter la fonctionnalité du modèle. Les prochains paragraphes vont décrire les différents modules.

Le module de préconditionnement des signaux permet au modèle de convertir les signaux analogiques provenant des plates-formes de force en valeurs physiques. De plus ce module est responsable du calcul de la position des COP. La formule suivante montre le calcul du COP antéropostérieur (Y) :

$$COP_y = \frac{M_y}{F_z} + origine(y) \quad (4.1)$$

Le bloc prend donc en entrée tous les signaux de GRF analogiques (forces et moments en x,y et z) provenant du tapis ainsi que les coefficients de conversion pour être en mesure de calculer les représentations physiques des GRF ainsi que des COP. Il est aussi en mesure de discriminer les valeurs de COP aberrantes lorsque les GRF sont insuffisantes pour donner un résultat concluant. Le module est une implémentation directe de la méthode fournie par le fabricant du tapis et est présent pour chaque bande du tapis. Les mesures analogiques sont capturées à partir d'une carte d'acquisition NI DAQ et transmises à l'ordinateur à travers une carte PCI installé sur la carte mère. Le modèle utilise ensuite le Data Acquisition Toolbox de Matlab afin d'être en mesure d'enregistrer et de traiter les signaux provenant de cette carte.

Le module de correction de la position permet de corriger légèrement la vitesse de base du tapis afin de maintenir le sujet au centre du tapis. Pour ce faire, le module estime la position du centre de masse du sujet à deux moments clés : lorsqu'il est en période de double appui et lorsqu'il est au milieu de la période de simple appui. Dans le premier cas, le centre de masse se trouve approximativement à mi-chemin sur l'axe antéropostérieur entre les points d'appui

du sujet. Dans le deuxième cas, le centre de pression sur le tapis correspond à la position du centre de masse sur l'axe antéropostérieur. Le facteur de correction est évalué avec la formule suivante :

$$v_{corr} = c * \left(\frac{(Y_{double\ appui} + Y_{simple\ appui})}{2} \right)^3 \quad (4.2)$$

Dans le cas présent, la constante c peut être ajustée afin d'accentuer ou de diminuer le facteur de correction ($c = 1$ par défaut).

Le module de communication CAN transmet les commandes de vitesse aux contrôleurs des moteurs du tapis. Pour ce faire, le module reçoit les commandes de vitesse pour chaque bande du tapis et les convertit dans le format CAN propre au tapis. Afin de convertir la vitesse (en m/s) vers un bloc de donnée numérique, il a été nécessaire de créer une fonction d'interpolation. Les valeurs de référence ont été obtenues en capturant les commandes de vitesse du tapis en marche à des vitesses connues. L'annexe II présente en détail la méthode de conversion de la vitesse vers un message CAN valide ainsi que la courbe d'interpolation.

Pour que le modèle soit en mesure de communiquer via le port CAN du tapis, plusieurs dispositifs technologiques sont requis. Premièrement, un convertisseur CAN/USB était déjà utilisé par le système de contrôle de base du tapis. Par la suite, le Vehicle Network Toolbox permet à Matlab de recevoir et de transmettre des messages CAN valides. Le protocole CAN provient du milieu automobile et a été adapté à plusieurs autres milieux par la suite en fonction des besoins. Dans le cas présent, le tapis roulant utilise une couche de protocole supplémentaire qui se nomme CANopen. Ce protocole est fréquemment utilisé dans le cadre des systèmes embarqués et de l'automation. Les messages CANopen requis afin de pouvoir piloter le tapis ont été obtenus à partir de la documentation du tapis et d'une phase de rétro-ingénierie.

4.5 Validation

L'ensemble du système a été validé à travers deux méthodes distinctes. Une évaluation subjective a été effectuée afin de pouvoir valider son bon fonctionnement. Précisément, un sujet qui marche devait être en mesure d'influencer sa vitesse de marche sans trop de difficulté et répondre à un questionnaire pour évaluer son expérience. La deuxième méthode utilisée a été de comparer la vitesse de confort au sol d'un nombre restreint de sujets à celle obtenue sur le tapis roulant. De plus, la reproduction de la vitesse de confort va être comparée à la littérature afin d'obtenir un comparatif pour mieux cerner les performances du système. L'ensemble de cette validation sera présenté dans la section résultats du présent document et le plan d'expérimentation sera présenté à l'annexe 3.

La vitesse au sol a été calculée à l'aide de deux méthodes différentes. La première méthode consiste à dériver la trajectoire antéropostérieure (y) du centre de masse et ainsi obtenir la vitesse pour chaque cycle de marche. La deuxième méthode a été réalisée en utilisant un système de portes optiques (Microgate Witty, Italie) afin de calculer les temps de passage sur une distance donnée. La vitesse est obtenue en divisant la distance entre les deux portes par le temps mis par le sujet pour franchir la distance entre les portes. L'objectif ici est de mesurer une vitesse de marche dite naturelle au sol.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

La présente section présentera les résultats obtenus lors de la validation du modèle en mode symétrique et asymétrique. De plus, les résultats de la validation fonctionnelle de l'implémentation complète du système seront aussi présentés.

Le modèle en mode symétrique est en mesure d'estimer la vitesse de marche avec une bonne précision (2.88% en erreur RMS). De plus, il a été observé que le modèle est en mesure d'estimer la vitesse de marche du sujet en mode asymétrique (1.25% à 42.26% en valeur absolue).

5.1 Résultats du modèle de détermination de la marche en mode symétrique

Les résultats du modèle en mode symétrique ont été obtenus à partir de la validation effectuée avec les données de contrôle. Trois paramètres ont été évalués : la longueur de pas, la cadence de pas et la vitesse pour trois vitesses de tapis différente (0.75 m/s, 1 m/s et une vitesse de confort V_{Conf}). La vitesse moyenne pour V_{Conf} est de 1.42 m/s.

Les erreurs quadratiques moyennes (RMS) obtenues sont: cadence de pas (0.26%, 0.19%, 1.19% Moy : 0.55%), longueur de pas (2.93%, 3.57%, 3.06% Moy : 3.19%) et vitesse de marche (2.64%, 2.78%, 3.23%, Moy : 2.88%). Des analyses de variance à mesure répétée (ANOVA) ont été effectuées ($p < 0.05$) sur chaque groupe de paramètres afin de valider l'absence de tendance statistique et de valider l'hypothèse nulle. Aucune différence significative n'a été observée. Les tableaux suivants présentent les résultats détaillés de chaque série de données.

Tableau 5.1 Résultats pour la longueur de pas

	Longueur de pas (en m)											
	0.75 m/s				1 m/s				V_CONF			
	Modèle		Référence		Modèle		Référence		Modèle		Référence	
	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.
1	0,5016	0,0495	0,5387	0,0251	0,5652	0,0872	0,6210	0,0230	0,7631	0,0281	0,7785	0,0241
2	0,4974	0,0253	0,5147	0,0324	0,5809	0,0212	0,6065	0,0220	0,7038	0,0192	0,7294	0,0145
3	0,4708	0,0329	0,4769	0,0241	0,5699	0,0327	0,5753	0,0239	0,6443	0,0270	0,6446	0,0152
4	0,5417	0,0277	0,5490	0,0245	0,6052	0,0292	0,6204	0,0304	0,7966	0,0271	0,7997	0,0229
5	0,5364	0,0228	0,5077	0,0121	0,5564	0,0186	0,5660	0,0195	0,6854	0,0120	0,7006	0,0213
6	0,5390	0,0202	0,5552	0,0241	0,5998	0,0319	0,6134	0,0237	0,7367	0,0852	0,7531	0,0219
7	0,4504	0,0281	0,4478	0,0543	* ²	*	*	*	0,6795	0,0170	0,7031	0,0213
8	0,5324	0,0186	0,5450	0,0283	0,6167	0,0108	0,6253	0,0162	0,6977	0,0168	0,7145	0,0113
9	0,5259	0,0182	0,5201	0,0250	0,6246	0,0255	0,6140	0,0181	0,7504	0,0214	0,7348	0,0105
10	0,5804	0,0394	0,5870	0,0264	0,5663	0,0905	0,6119	0,0168	0,7163	0,1098	0,7808	0,0206
11	0,5119	0,0279	0,5154	0,0263	0,6042	0,0187	0,5897	0,0353	0,6754	0,0729	0,6838	0,0141
12	0,5187	0,0453	0,5138	0,0617	0,5612	0,0254	0,5714	0,0221	0,7089	0,0247	0,7344	0,0197
13	0,5921	0,0694	0,6060	0,0577	0,6506	0,0316	0,6413	0,0230	0,7692	0,0462	0,7653	0,0336
14	0,5054	0,0385	0,4969	0,0256	0,6009	0,0470	0,5879	0,0362	0,6968	0,0420	0,6758	0,0278
15	0,5364	0,0228	0,5183	0,0152	0,6143	0,0386	0,6066	0,0298	0,7302	0,0280	0,7128	0,0188
16	0,4996	0,0306	0,5052	0,0294	0,5835	0,0325	0,5876	0,0315	0,7417	0,0186	0,7547	0,0152
17	0,4907	0,0254	0,5085	0,0234	0,5713	0,0245	0,5916	0,0223	0,7202	0,0210	0,7460	0,0183
RMS	2,93%				3,57%				3,06%			

² Le sujet 7 n'a pas de données associées pour cette vitesse

Tableau 5.2 Résultats pour la cadence de pas

	Cadence de pas													
	0.75 m/s				1 m/s				V_CONF					
	Modèle		Référence		Modèle		Référence		Modèle		Référence			
	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.		
1	1,3817	0,0384	1,3772	0,0233	1,5892	0,0310	1,5876	0,0220	1,9474	0,0433	1,9427	0,0214		
2	1,4549	0,0499	1,4573	0,0384	1,6360	0,0377	1,6381	0,0255	1,8897	0,0337	1,8889	0,0225		
3	1,5432	0,0364	1,5431	0,0236	1,7160	0,0326	1,7110	0,0351	1,9672	0,0343	1,9654	0,0213		
4	1,3596	0,0463	1,3586	0,0247	1,6255	0,0478	1,6273	0,0258	1,8415	0,0393	1,8402	0,0237		
5	1,4635	0,0308	1,4610	0,0193	1,7532	0,0296	1,7533	0,0166	1,9689	0,0289	1,9680	0,0206		
6	1,3342	0,0321	1,3352	0,0230	1,6160	0,0436	1,6152	0,0346	1,8894	0,4064	1,8315	0,0209		
7	1,6634	0,0510	1,6710	0,0334	* ³	*	*	*	2,0254	0,0347	2,0227	0,0283		
8	1,3603	0,0321	1,3610	0,0229	1,5745	0,0330	1,5740	0,0189	1,8397	0,0258	1,8383	0,0142		
9	1,4174	0,0353	1,4170	0,0243	1,5920	0,0340	1,5913	0,0207	1,8257	0,0378	1,8291	0,0232		
10	1,2608	0,0356	1,2620	0,0281	1,5997	0,0394	1,6005	0,0223	1,7353	0,3068	1,7995	0,0282		
11	1,4376	0,0692	1,4413	0,0454	1,6947	0,0825	1,6885	0,0331	1,9850	0,0554	1,9780	0,0692		
12	1,3954	0,0548	1,3931	0,0337	1,7414	0,0334	1,7458	0,0251	1,9269	0,0290	1,9277	0,0223		
13	1,2188	0,0446	1,2223	0,0268	1,5212	0,0394	1,5266	0,0291	1,7861	0,0282	1,7876	0,0163		
14	1,4836	0,0531	1,4945	0,0374	1,6795	0,0352	1,6788	0,0216	1,9679	0,0464	1,9591	0,0308		
15	1,4445	0,0388	1,4426	0,0225	1,6409	0,0481	1,6398	0,0258	1,8717	0,0290	1,8711	0,0146		
16	1,4589	0,0597	1,4589	0,0384	1,6729	0,0354	1,6736	0,0241	2,0656	0,0401	2,0598	0,0265		
17	1,4611	0,0417	1,4620	0,0329	1,6668	0,0450	1,6723	0,0247	1,9063	0,0477	1,9228	0,0327		
RMS			0,26%						0,19%				1,19%	

³ Le sujet 7 n'a pas de données associées pour cette vitesse

Tableau 5.3 Résultats pour la vitesse symétrique

	Vitesse symétrique												V tapis
	0.75 m/s				1 m/s				V_CONF				
	Modèle		Référence		Modèle		Référence		Modèle		Référence		
	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	Moy	E.T.	
1	0,7032	0,0491	0,7420	0,0381	0,9317	0,0519	0,9860	0,0416	1,4802	0,0626	1,5124	0,0486	1,30
2	0,7233	0,0463	0,7498	0,0478	0,9504	0,0388	0,9934	0,0379	1,3335	0,0339	1,3777	0,0305	1,35
3	0,7260	0,0466	0,7359	0,0388	0,9747	0,0570	0,9844	0,0466	1,2552	0,0549	1,2668	0,0290	1,35
4	0,7364	0,0436	0,7459	0,0360	0,9834	0,0592	1,0094	0,0494	1,4424	0,0675	1,4715	0,0398	1,35
5	0,7748	0,0424	0,7418	0,0210	0,9746	0,0390	0,9923	0,0336	1,3497	0,0299	1,3787	0,0444	1,40
6	0,7177	0,0316	0,7413	0,0344	0,9663	0,0437	0,9906	0,0389	1,3607	0,1347	1,3792	0,0424	1,40
7	0,7500	0,0569	0,7485	0,0931	* ⁴	*	*	*	1,3744	0,0355	1,4219	0,0428	1,40
8	0,7244	0,0281	0,7418	0,0423	0,9716	0,0237	0,9842	0,0288	1,2833	0,0349	1,3135	0,0230	1,40
9	0,7438	0,0258	0,7368	0,0348	0,9949	0,0472	0,9770	0,0294	1,3786	0,0503	1,3439	0,0210	1,45
10	0,7344	0,0470	0,7406	0,0330	0,9392	0,0560	0,9793	0,0291	1,2900	0,2516	1,4050	0,0411	1,50
11	0,7346	0,0439	0,7427	0,0420	1,0197	0,0642	0,9955	0,0606	1,3615	0,0620	1,3525	0,0564	1,35
12	0,7312	0,0609	0,7157	0,0878	0,9793	0,0495	0,9975	0,0379	1,3571	0,0450	1,4156	0,0409	1,40
13	0,7288	0,0866	0,7407	0,0726	0,9960	0,0535	0,9789	0,0364	1,3527	0,0762	1,3679	0,0603	1,40
14	0,7554	0,0617	0,7428	0,0462	1,0134	0,0818	0,9870	0,0616	1,3604	0,0787	1,3241	0,0612	1,45
15	0,7748	0,0424	0,7476	0,0207	1,0090	0,0675	0,9947	0,0495	1,3648	0,0562	1,3337	0,0360	1,45
16	0,7277	0,0501	0,7372	0,0504	0,9797	0,0617	0,9834	0,0552	1,5318	0,0412	1,5545	0,0358	1,45
17	0,7182	0,0296	0,7435	0,0376	0,9520	0,0395	0,9893	0,0383	1,3597	0,0575	1,4344	0,0408	1,60
RMS	2,64%		2,78%				3,23%						

⁴ Le sujet 7 n'a pas de données associées pour cette vitesse

5.2 Résultats du modèle en mode asymétrique

Les résultats du modèle en mode asymétrique ont été obtenus à partir de la validation effectuée avec les données de contrôle. Le Tableau 5.4 Résultats globaux pour la vitesse asymétrique présente l'erreur moyenne entre les vitesses estimées par le modèle et les vitesses théoriques de chaque bande du tapis. Bien que les résultats soient discutés en détail dans la section discussion du présent document, il est quand même important de remarquer l'augmentation de l'erreur en fonction du ratio d'asymétrie imposé aux sujets.

À priori, deux hypothèses peuvent expliquer cette tendance : le modèle diverge pour un haut taux d'asymétrie ou les sujets sains s'adaptent à une asymétrie forcée en équilibrant dans la mesure du possible l'allure de leur démarche.

Tableau 5.4 Résultats globaux pour la vitesse asymétrique comparée au tapis

Ratio d'asymétrie	vitesse (m/s)	E.R. Jambe dominante	E.R. Jambe non-dominante
10% (n=51)	0.75 (n = 17)	1%	0.37%
	1	2.85%	2.14%
	V_CONF	2.06%	1.24%
	Total	1.97%	1.25%
20%	0.75	6.75%	-5.92%
	1	7.09%	-5.52%
	V_CONF	9.63%	-3.02%
	Total	7.82%	-4.82%
30%	0.75	10.87%	-15.71%
	1	12.45%	-13.94%
	V_CONF	12.44%	-14.15%
	Total	11.91%	-14.61%
40%	0.75	16.42%	-27.07%
	1	17.96%	-25.00%
	V_CONF	20.47%	-21.41%
	Total	18.28%	-24.50%
50%	0.75	20.48%	-45.56%
	1	22.98%	-39.98%
	V_CONF	23.26%	-41.23%
	Total	22.24%	-42.26%

En comparant les estimées du modèle et les valeurs de référence, il est possible de déterminer si le modèle diverge ou non. Le tableau suivant présente les erreurs relatives entre les deux approches. Les valeurs RMS permettent de comparer les résultats obtenus avec les résultats du mode symétrique.

Tableau 5.5 Résultats pour la vitesse asymétrique entre le modèle et les valeurs de référence

Ratio d'asymétrie	vitesse (m/s)	E.R. Jambe dominante	E.R. Jambe parétique
10% (n=51)	0.75 (n = 17)	5.99%	-5.43%
	1	7.08%	-3.76%
	V_CONF	5.25%	-2.27%
	Total	6.11%	-3.82%
20%	0.75	3.04%	-1.95%
	1	3.36%	-1.91%
	V_CONF	5.02%	1.41%
	Total	3.81%	-0.82%
30%	0.75	0.69%	-0.75%
	1	1.31%	0.53%
	V_CONF	1.17%	0.01%
	Total	1.06%	-0.07%
40%	0.75	-2.99%	2.87%
	1	-1.91%	3.75%
	V_CONF	0.39%	4.68%
	Total	-1.50%	3.77%
50%	0.75	-7.16%	4.59%
	1	-6.55%	6.85%
	V_CONF	-7.82%	7.45%
	Total	-7.17%	6.30%
	RMS TOTAL	4.61% RMS	3.72% RMS

Afin de mettre en perspective les résultats obtenus, les tableaux suivants montrent les estimations de vitesse obtenues par le modèle (M), par les valeurs de référence (R) et les vitesses réelles du tapis (T).

Tableau 5.6 Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 10%

	Vitesse asymétrique (10%)																	
	0.75 m/s						1 m/s						V_CONF					
	Contra			Dominante			Contra			Dominante			Contra			Dominante		
	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T
1	0,64	0,71	0,68	0,71	0,71	0,75	0,85	0,95	0,90	0,94	0,93	1,00	1,34	1,45	1,17	1,48	1,43	1,30
2	0,66	0,74	0,68	0,74	0,69	0,75	0,86	0,94	0,90	0,95	0,95	1,00	1,20	1,27	1,22	1,32	1,35	1,35
3	0,66	0,74	0,68	0,73	0,68	0,75	0,89	0,96	0,90	0,98	0,91	1,00	1,14	1,21	1,22	1,26	1,20	1,35
4	0,68	0,68	0,68	0,74	0,75	0,75	0,90	0,98	0,90	1,00	0,94	1,00	1,33	1,40	1,22	1,46	1,45	1,35
5	0,67	0,72	0,68	0,74	0,70	0,75	0,88	0,93	0,90	0,97	0,96	1,00	1,21	1,29	1,26	1,33	1,33	1,40
6	0,66	0,71	0,68	0,73	0,72	0,75	0,89	0,92	0,90	0,98	0,97	1,00	1,24	1,30	1,26	1,37	1,33	1,40
7	0,69	0,79	0,68	0,76	0,63	0,75	0,88	1,00	0,90	0,98	0,89	1,00	1,25	1,38	1,26	1,38	1,32	1,40
8	0,67	0,72	0,68	0,74	0,70	0,75	0,88	0,93	0,90	0,97	0,94	1,00	1,17	1,27	1,26	1,29	1,23	1,40
9	0,69	0,70	0,68	0,76	0,71	0,75	0,91	0,92	0,90	1,01	0,94	1,00	1,26	1,27	1,31	1,38	1,30	1,45
10	0,66	0,72	0,68	0,73	0,70	0,75	0,87	0,95	0,90	0,96	0,92	1,00	1,24	1,35	1,35	1,37	1,32	1,50
11	0,68	0,70	0,68	0,75	0,73	0,75	0,94	0,96	0,90	1,04	0,97	1,00	1,25	1,26	1,22	1,38	1,28	1,35
12	0,68	0,72	0,68	0,75	0,69	0,75	0,71	0,96	0,90	0,79	0,92	1,00	1,26	1,36	1,26	1,39	1,32	1,40
13	0,66	0,73	0,68	0,73	0,67	0,75	0,89	0,93	0,90	0,98	0,93	1,00	1,23	1,32	1,26	1,36	1,28	1,40
14	0,70	0,71	0,68	0,78	0,71	0,75	0,92	0,94	0,90	1,02	0,93	1,00	1,24	1,28	1,31	1,37	1,24	1,45
15	0,72	0,69	0,68	0,79	0,75	0,75	0,91	0,95	0,90	1,01	0,93	1,00	1,24	1,26	1,31	1,37	1,28	1,45
16	0,67	0,70	0,68	0,74	0,71	0,75	0,90	0,94	0,90	0,99	0,94	1,00	1,40	1,47	1,31	1,54	1,49	1,45
17	0,66	0,68	0,68	0,72	0,74	0,75	0,88	0,93	0,90	0,97	0,95	1,00	1,27	1,32	1,44	1,40	1,40	1,60

Tableau 5.7 Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 20%

	Vitesse asymétrique (20%)																	
	0.75 m/s						1 m/s						V_CONF					
	Contra			Dominante			Contra			Dominante			Contra			Dominante		
	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T
1	0,62	0,68	0,6	0,68	0,67	0,75	0,8	0,86	0,8	0,88	0,92	1	1,28	1,39	1,04	1,41	1,35	1,3
2	0,65	0,65	0,6	0,71	0,7	0,75	0,83	0,88	0,8	0,91	0,92	1	1,14	1,21	1,08	1,25	1,28	1,35
3	0,62	0,68	0,6	0,68	0,65	0,75	0,84	0,88	0,8	0,92	0,89	1	1,08	1,12	1,08	1,19	1,17	1,35
4	0,63	0,66	0,6	0,69	0,68	0,75	0,86	0,9	0,8	0,95	0,93	1	1,27	1,32	1,08	1,4	1,39	1,35
5	0,62	0,64	0,6	0,68	0,69	0,75	0,83	0,86	0,8	0,91	0,93	1	1,15	1,18	1,12	1,27	1,3	1,4
6	0,63	0,65	0,6	0,7	0,69	0,75	0,84	0,87	0,8	0,93	0,93	1	1,17	1,19	1,12	1,29	1,29	1,4
7	0,64	0,7	0,6	0,71	0,65	0,75	0,84	0,94	0,8	0,93	0,86	1	1,18	1,31	1,12	1,3	1,26	1,4
8	0,62	0,65	0,6	0,69	0,68	0,75	0,83	0,86	0,8	0,91	0,92	1	1,11	1,14	1,12	1,22	1,24	1,4
9	0,65	0,58	0,6	0,71	0,75	0,75	0,86	0,85	0,8	0,95	0,92	1	1,2	1,14	1,16	1,32	1,3	1,45
10	0,62	0,66	0,6	0,69	0,68	0,75	0,81	0,86	0,8	0,89	0,91	1	1,19	1,24	1,2	1,31	1,31	1,5
11	0,64	0,63	0,6	0,7	0,72	0,75	0,91	0,91	0,8	1	0,91	1	0,77	1,15	1,08	0,79	1,3	1,35
12	0,63	0,68	0,6	0,69	0,64	0,75	0,84	0,87	0,8	0,92	0,9	1	1,18	1,24	1,12	1,29	1,29	1,4
13	0,63	0,68	0,6	0,69	0,66	0,75	0,84	0,86	0,8	0,92	0,9	1	1,17	1,23	1,12	1,29	1,25	1,4
14	0,66	0,67	0,6	0,73	0,68	0,75	0,88	0,87	0,8	0,97	0,91	1	1,17	1,18	1,16	1,29	1,21	1,45
15	0,67	0,62	0,6	0,74	0,72	0,75	0,87	0,86	0,8	0,96	0,93	1	1,18	1,16	1,16	1,3	1,25	1,45
16	0,64	0,63	0,6	0,7	0,7	0,75	0,85	0,87	0,8	0,93	0,9	1	1,33	1,36	1,16	1,46	1,44	1,45
17	0,62	0,66	0,6	0,68	0,68	0,75	0,83	0,87	0,8	0,91	0,91	1	1,18	1,24	1,28	1,29	1,34	1,6

Tableau 5.8 Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 30%

	Vitesse asymétrique (30%)																	
	0.75 m/s						1 m/s						V_CONF					
	Contra			Dominante			Contra			Dominante			Contra			Dominante		
	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T
1	0,6	0,61	0,53	0,66	0,68	0,75	0,77	0,78	0,7	0,85	0,92	1	1,22	1,26	0,91	1,34	1,34	1,3
2	0,62	0,63	0,53	0,69	0,66	0,75	0,78	0,79	0,7	0,86	0,91	1	1,07	1,14	0,95	1,17	1,21	1,35
3	0,58	0,63	0,53	0,64	0,63	0,75	0,8	0,81	0,7	0,88	0,86	1	0	0	0	0	0	0
4	0,61	0,61	0,53	0,67	0,67	0,75	0,8	0,84	0,7	0,88	0,89	1	1,19	1,25	0,95	1,31	1,32	1,35
5	0,6	0,61	0,53	0,66	0,67	0,75	0,78	0,8	0,7	0,86	0,89	1	1,08	1,07	0,98	1,19	1,29	1,4
6	0,59	0,62	0,53	0,65	0,67	0,75	0,79	0,8	0,7	0,87	0,9	1	1,11	1,11	0,98	1,22	1,25	1,4
7	0,63	0,66	0,53	0,69	0,64	0,75	0,8	0,87	0,7	0,89	0,84	1	1,12	1,2	0,98	1,23	1,24	1,4
8	0,6	0,61	0,53	0,66	0,67	0,75	0,79	0,78	0,7	0,86	0,89	1	1,05	1,09	0,98	1,15	1,16	1,4
9	0,62	0,6	0,53	0,68	0,67	0,75	0,81	0,8	0,7	0,89	0,87	1	1,13	1,08	1,02	1,24	1,23	1,45
10	0,59	0,6	0,53	0,65	0,68	0,75	0,77	0,79	0,7	0,84	0,89	1	1,11	1,15	1,05	1,22	1,25	1,5
11	0,61	0,62	0,53	0,68	0,67	0,75	0,85	0,83	0,7	0,94	0,88	1	1,13	1,11	0,95	1,24	1,22	1,35
12	0,59	0,59	0,53	0,65	0,64	0,75	0,79	0,82	0,7	0,87	0,86	1	1,11	1,13	0,98	1,21	1,25	1,4
13	0,59	0,63	0,53	0,65	0,63	0,75	0,79	0,82	0,7	0,86	0,84	1	1,11	1,13	0,98	1,21	1,19	1,4
14	0,64	0,6	0,53	0,71	0,69	0,75	0,82	0,79	0,7	0,9	0,9	1	1,11	1,13	1,02	1,22	0,91	1,45
15	0,65	0,59	0,53	0,71	0,69	0,75	0,82	0,83	0,7	0,9	0,86	1	1,11	1,06	1,02	1,22	1,21	1,45
16	0,61	0,6	0,53	0,67	0,68	0,75	0,8	0,8	0,7	0,88	0,89	1	1,28	1,23	1,02	1,4	1,41	1,45
17	0,59	0,6	0,53	0,65	0,66	0,75	0,79	0,8	0,7	0,86	0,88	1	1,11	1,14	1,12	1,21	1,29	1,6

Tableau 5.9 Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 40%

	Vitesse asymétrique (40%)																	
	0.75 m/s						1 m/s						V_CONF					
	Contra			Dominante			Contra			Dominante			Contra			Dominante		
	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T
1	0,58	0,55	0,45	0,64	0,67	0,75	0,72	0,71	0,6	0,79	0,89	1	1,12	1,14	0,78	1,23	1,31	1,3
2	0,59	0,56	0,45	0,64	0,64	0,75	0,75	0,73	0,6	0,82	0,86	1	1,02	0,96	0,81	1,12	1,24	1,35
3	0,55	0,59	0,45	0,6	0,59	0,75	0,74	0,75	0,6	0,81	0,83	1	0,96	0,95	0,81	1,05	1,09	1,35
4	0,55	0,57	0,45	0,61	0,63	0,75	0,76	0,8	0,6	0,84	0,84	1	1,13	1,09	0,81	1,23	1,33	1,35
5	0,57	0,55	0,45	0,62	0,65	0,75	0,74	0,68	0,6	0,81	0,92	1	1,02	0,99	0,84	1,12	1,23	1,4
6	0,56	0,57	0,45	0,62	0,63	0,75	0,74	0,73	0,6	0,81	0,86	1	1,04	1,03	0,84	1,15	1,2	1,4
7	0,59	0,56	0,45	0,64	0,66	0,75	0,74	0,77	0,6	0,81	0,84	1	1,05	1,13	0,84	1,16	1,18	1,4
8	0,56	0,55	0,45	0,61	0,65	0,75	0,73	0,73	0,6	0,8	0,87	1	0,98	0,96	0,84	1,07	1,17	1,4
9	0,59	0,49	0,45	0,65	0,7	0,75	0,77	0,7	0,6	0,84	0,88	1	1,09	0,96	0,87	1,19	1,22	1,45
10	0,56	0,58	0,45	0,61	0,62	0,75	0,73	0,71	0,6	0,8	0,87	1	1,06	1,06	0,9	1,15	1,2	1,5
11	0,59	0,53	0,45	0,65	0,71	0,75	0,81	0,76	0,6	0,89	0,87	1	1,06	1,02	0,81	1,16	1,19	1,35
12	0,57	0,56	0,45	0,61	0,61	0,75	0,75	0,76	0,6	0,81	0,79	1	1	1,06	0,84	1,08	1,17	1,4
13	0,55	0,57	0,45	0,61	0,61	0,75	0,74	0,75	0,6	0,8	0,8	1	0,94	1,02	0,84	1,02	1,12	1,4
14	0,6	0,56	0,45	0,66	0,66	0,75	0,78	0,74	0,6	0,85	0,84	1	1,05	0,99	0,87	1,15	1,15	1,45
15	0,59	0,56	0,45	0,65	0,63	0,75	0,77	0,74	0,6	0,84	0,84	1	1,02	0,97	0,87	1,11	1,16	1,45
16	0,58	0,51	0,45	0,64	0,7	0,75	0,76	0,71	0,6	0,83	0,86	1	0,98	1,11	0,87	1,07	1,37	1,45
17	0,54	0,58	0,45	0,59	0,6	0,75	0,73	0,73	0,6	0,79	0,83	1	0,89	1,04	0,96	0,97	1,23	1,6

Tableau 5.10 Résultats détaillés pour un taux d'asymétrie de 50%

	Vitesse asymétrique (50%)																	
	0.75 m/s						1 m/s						V_CONF					
	Contra			Dominante			Contra			Dominante			Contra			Dominante		
	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T	M	R	T
1	0,55	0,5	0,38	0,6	0,66	0,75	0,71	0,66	0,5	0,78	0,86	1	1,07	1	0,65	1,16	1,31	1,3
2	0,57	0,52	0,38	0,62	0,62	0,75	0,7	0,66	0,6	0,77	0,84	1	0,97	0,9	0,68	1,05	1,17	1,35
3	0,52	0,52	0,38	0,57	0,59	0,75	0,69	0,7	0,5	0,76	0,8	1	0,89	0,86	0,68	0,97	1,05	1,35
4	0,53	0,52	0,38	0,58	0,62	0,75	0,71	0,72	0,5	0,78	0,81	1	1,08	1,02	0,68	1,18	1,26	1,35
5	0,54	0,48	0,38	0,59	0,68	0,75	0,69	0,61	0,5	0,75	0,89	1	0,95	0,87	0,7	1,04	1,23	1,4
6	0,54	0,52	0,38	0,59	0,62	0,75	0,7	0,68	0,5	0,76	0,82	1	0,97	0,93	0,7	1,06	1,15	1,4
7	0,55	0,54	0,38	0,6	0,63	0,75	0,71	0,68	0,5	0,77	0,84	1	0,98	0,95	0,7	1,06	1,21	1,4
8	0,52	0,51	0,38	0,57	0,62	0,75	0,68	0,67	0,5	0,74	0,83	1	0,94	0,89	0,7	1,02	1,1	1,4
9	0,57	0,44	0,38	0,62	0,69	0,75	0,72	0,64	0,5	0,79	0,85	1	1,02	0,86	0,73	1,11	1,2	1,45
10	0,54	0,53	0,38	0,59	0,63	0,75	0,69	0,66	0,5	0,75	0,84	1	0,99	0,97	0,75	1,08	1,18	1,5
11	0,52	0,51	0,38	0,57	0,67	0,75	0,78	0,68	0,5	0,85	0,92	1	1,01	0,89	0,68	1,11	1,15	1,35
12	0,56	0,51	0,38	0,59	0,55	0,75	0,7	0,68	0,5	0,76	0,78	1	1	0,96	0,7	1,08	1,13	1,4
13	0,52	0,51	0,38	0,56	0,57	0,75	0,69	0,67	0,5	0,75	0,75	1	0,87	0,94	0,7	0,93	1,04	1,4
14	0,59	0,53	0,38	0,64	0,62	0,75	0,73	0,63	0,5	0,79	0,85	1	0,99	0,88	0,73	1,08	1,13	1,45
15	0,58	0,55	0,38	0,63	0,59	0,75	0,71	0,65	0,5	0,77	0,75	1	1,13	0,89	0,73	1,22	1,05	1,45
16	0,57	0,45	0,38	0,62	0,68	0,75	0,72	0,62	0,5	0,79	0,86	1	0,92	0,93	0,73	0,99	1,39	1,45
17	0,53	0,51	0,38	0,57	0,59	0,75	0,69	0,66	0,5	0,74	0,76	1	1,16	0,96	0,8	1,25	1,12	1,6

5.3 Résultats de l'implémentation du modèle sur le tapis

La section suivante présentera les différents résultats obtenus lors de la validation système de l'implémentation temps réel du modèle et, par le fait même, la finalité du projet. La validation a été effectuée à partir du protocole expérimental présenté à l'annexe III du présent ouvrage. Au total, 6 sujets sains ont participé au protocole. Aucun sujet n'avait eu d'expérience préalable sur le système. Le tableau suivant présente les caractéristiques anthropométriques de chaque sujet.

Tableau 5.11 Paramètres anthropométriques des sujets de validation

Sujets	Sexe	Poids (N)	Taille (m)
01	M	835	1.83
02	F	403	1.54
03	M	772	1.87
04	F	670	1.65
05	F	585	1.73
06	M	720	1.84

Dans le cadre du protocole, les sujets devaient marcher dans un corridor fixe afin de pouvoir obtenir une vitesse de marche au sol. Le tableau suivant présente les différents temps obtenus et la distance entre les deux portes. Notez que les sujets ont été répartis sur deux périodes d'expérimentation et que la distance a varié entre les deux groupes.

Tableau 5.12 temps de passage et distances lors de la marche au sol pour chaque sujet

Sujets	Distance (m)	T 1 (s)	T 2 (s)	T 3 (s)	T 4 (s)	T 5 (s)	Moy (s)
01	6.23	4.76	4.68	4.67	4.58	4.85	4.71
02	6.23	5.06	5.39	4.87	4.97	5.28	5.11
03	6.23	8.01	7.13	7.06	6.75	6.8	7.15
04	7.32	6.35	5.67	5.17	5.16	5.32	5.53
05	7.32	3.99	3.92	3.77	3.95	3.72	3.87
06	7.32	4.71	5.17	4.66	4.84	4.84	4.84

Au fil des essais avec le tapis roulant haptique, il a été possible d'observer un comportement typique de la variation de vitesse en fonction du temps sur le tapis roulant. La figure suivante permet de bien se représenter ce comportement.

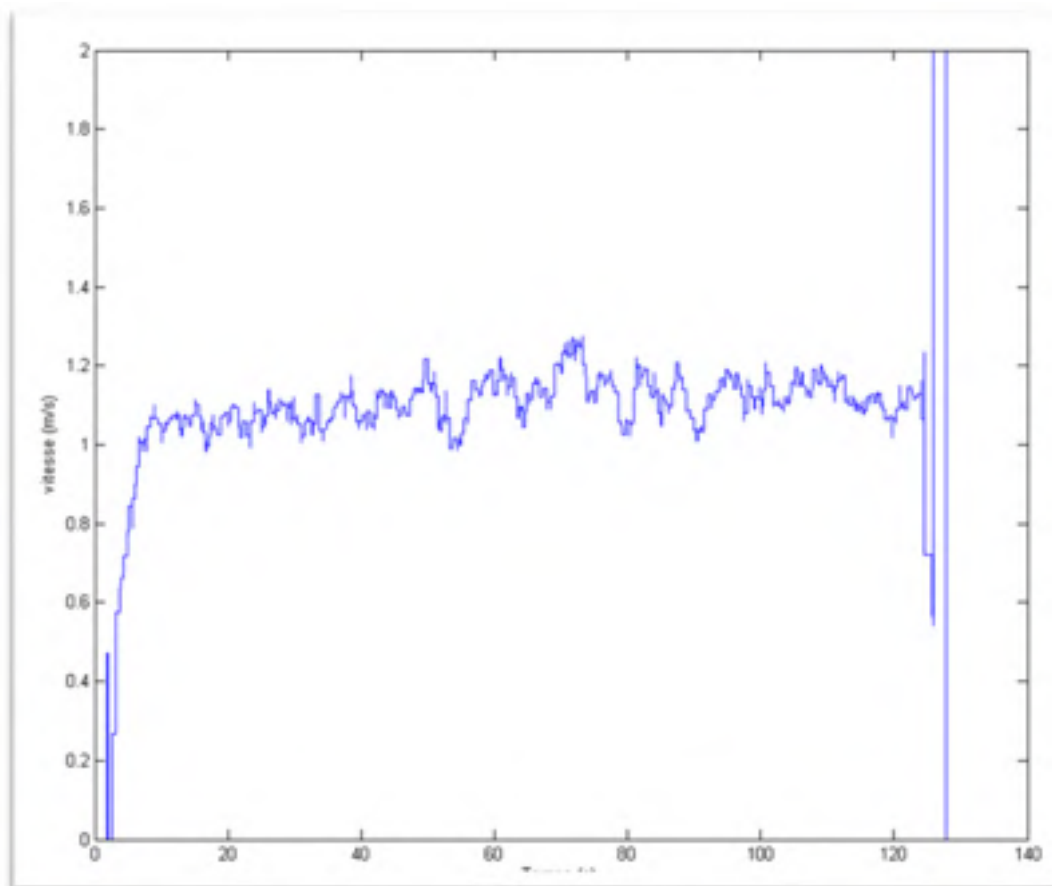


Figure 5.1 Graphique typique de l'estimation de la vitesse en fonction du temps

La vitesse moyenne peut être estimée à l'aide d'une moyenne en régime permanent (entre $t = 60s$ et $t = 120s$). L'allure générale du graphique ressemble énormément à une réponse d'un système de premier ordre. De manière générale, le régime transitoire dure environ 4 secondes, mais peut varier d'un sujet à l'autre en fonction de son aisance sur le tapis. La durée du régime transitoire varie de 4 secondes à 16 secondes en fonction des sujets. Par la suite, la vitesse oscille au fil du temps tout en gardant une allure stable. À la fin de l'essai, il est possible de voir que le modèle n'a pas réussi à suivre la demande de décélération du sujet (demande soudaine de vitesse de 2 m/s durant la décélération) et l'opérateur a arrêté le tapis.

En se basant sur les données recueillies par le protocole expérimental, il est possible d'obtenir quatre vitesses différentes provenant de sources différentes. La vitesse moyenne sur tapis V_m provenant du modèle temps réel, la vitesse sur tapis V_k provenant de la cinématique et du modèle LIO développé par Philippe Gourdou (Gourdou, 2010), la vitesse au sol provenant du système de chronométrage V_C et la vitesse au sol V_d dérivée à partir des marqueurs Vicon installés à proximité du bassin et proche du centre de gravité du corps. Le tableau suivant présente donc les résultats moyens obtenus pour chaque méthode d'estimation de la vitesse :

Tableau 5.13 Résultats des vitesses moyennes V_M , V_k , V_c et V_d pour chaque sujet

Sujets	V_m (m/s)	V_k (m/s)	V_C (m/s)	V_d (m/s)
01	1,44	1.32	1.32	1,6311
02	0,93	0.90	1.22	1,49626
03	0,78	0.61	0.87	1,07614
04	1,12	1.08	1.33	1,27718
05	1,38	1.13	1.89	1,76954
06	0,87	0.74	1.51	1,4803

Les graphiques suivants montrent les résultats obtenus pour les différents sujets en fonction du temps. Il est intéressant de pouvoir y comparer les résultats du modèle temps réel et la méthode cinématique provenant du modèle LIO.

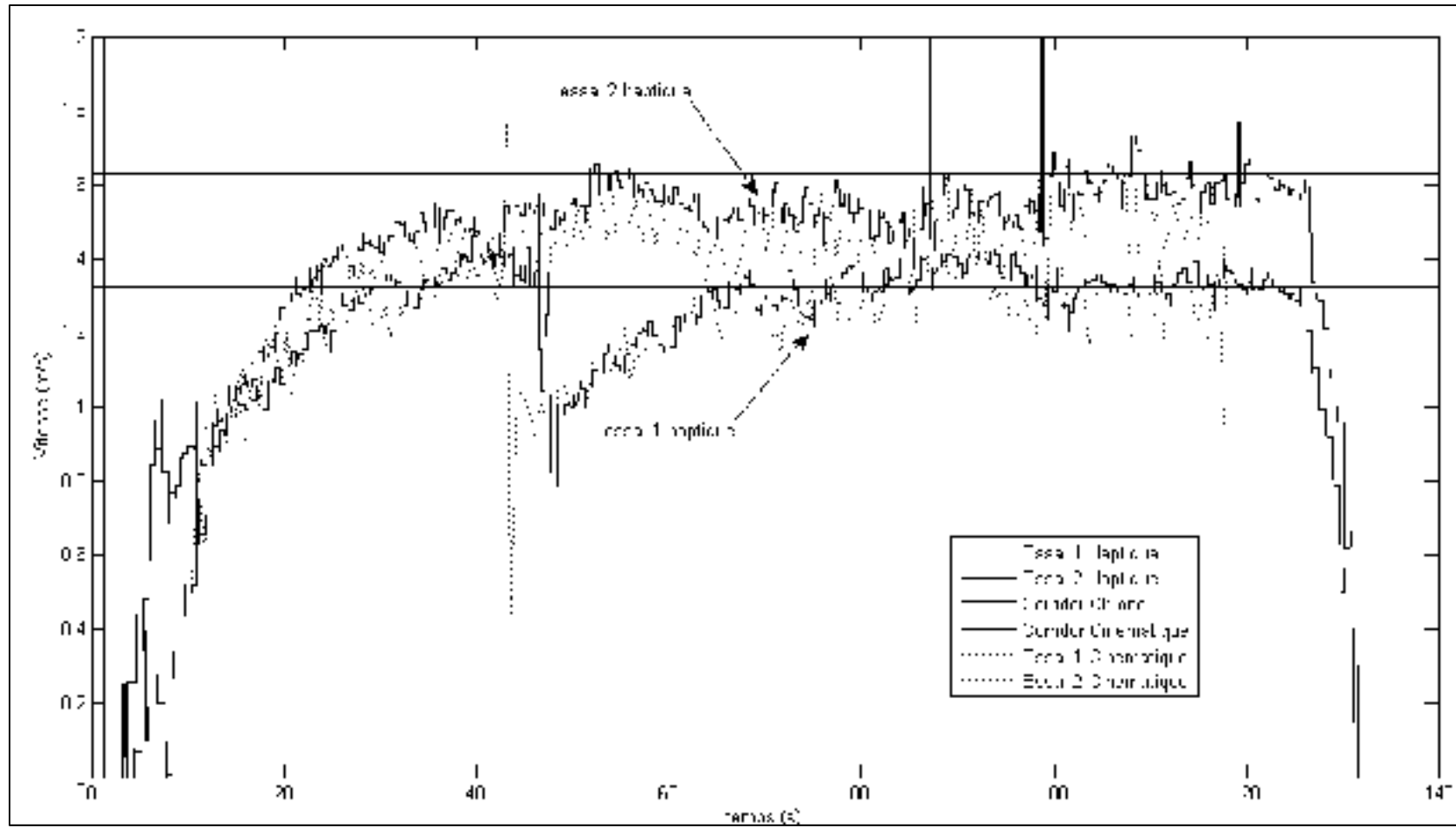


Figure 5.2 Résultats graphiques pour le sujet 01

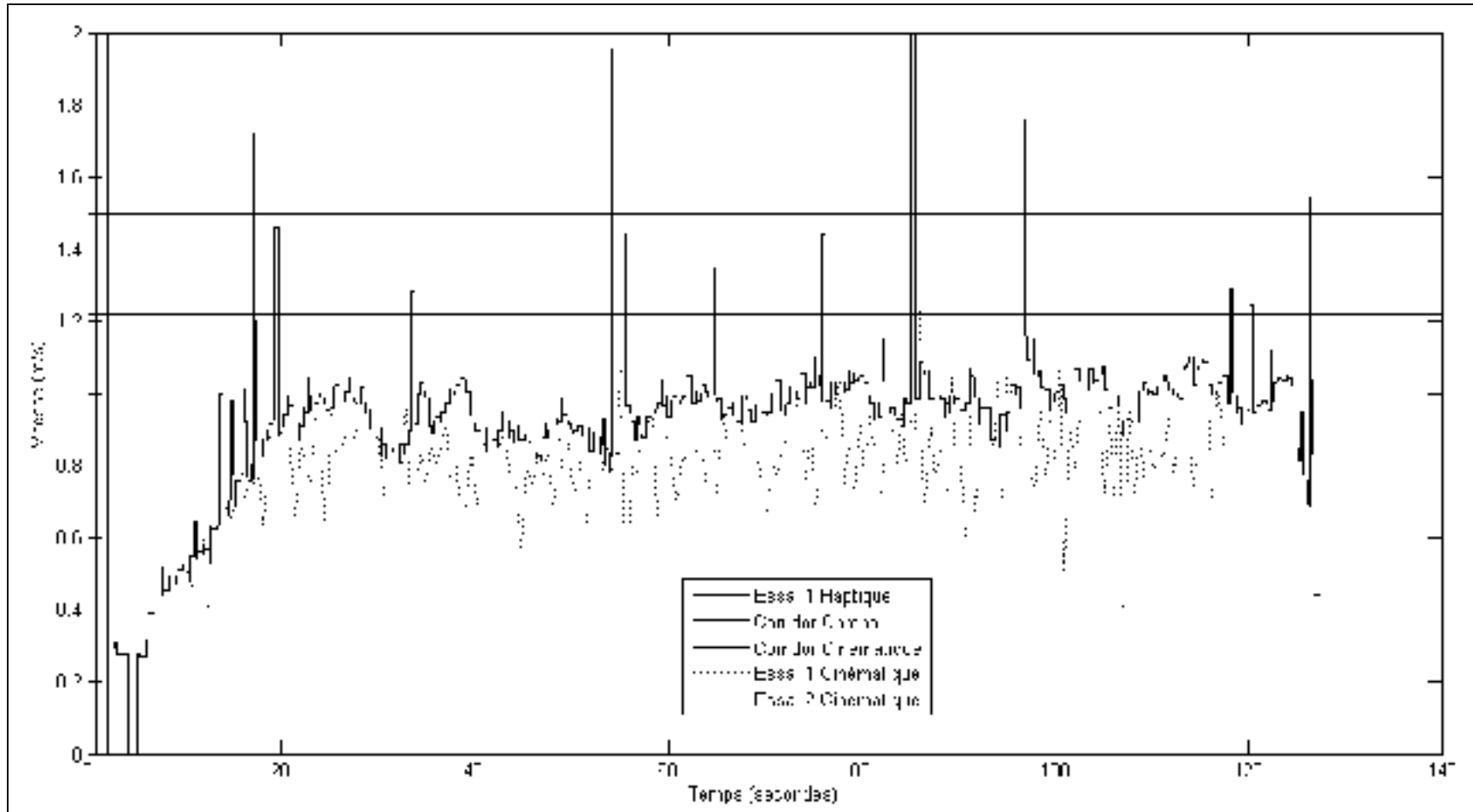


Figure 5.3 Résultats graphiques pour le sujet 02

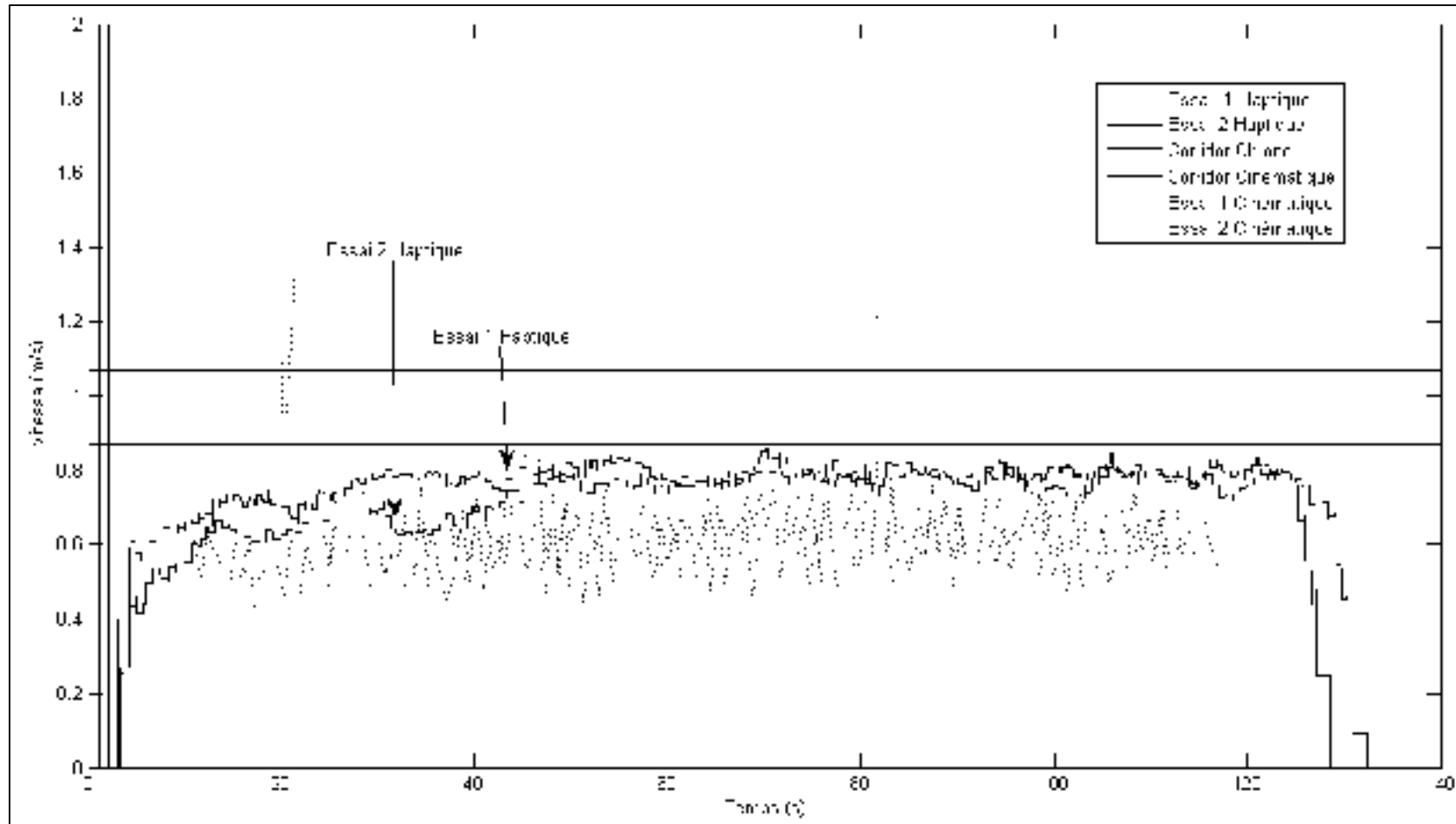


Figure 5.4 Résultats graphiques pour le sujet 03

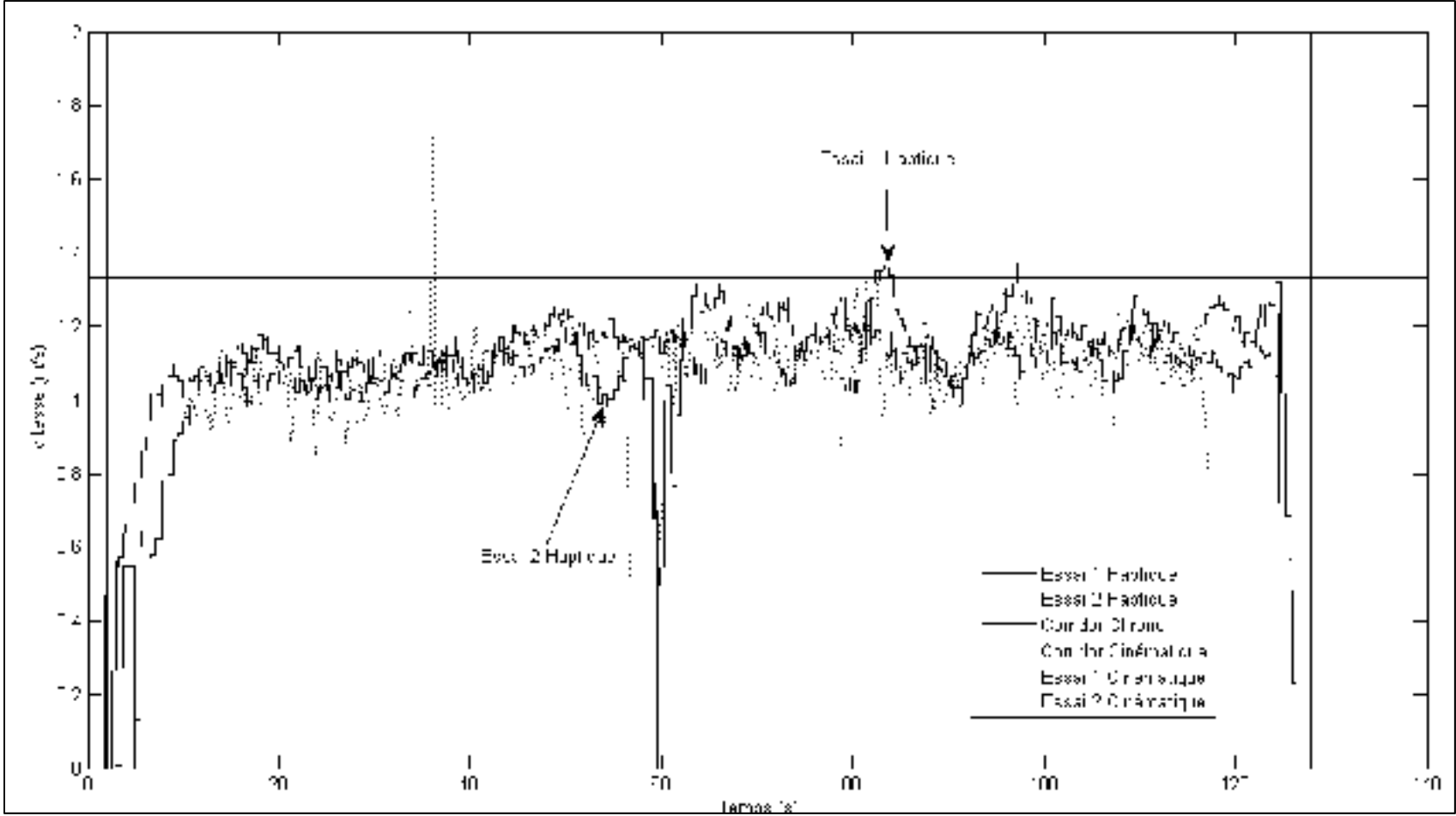


Figure 5.5 Résultats graphiques pour le sujet 04

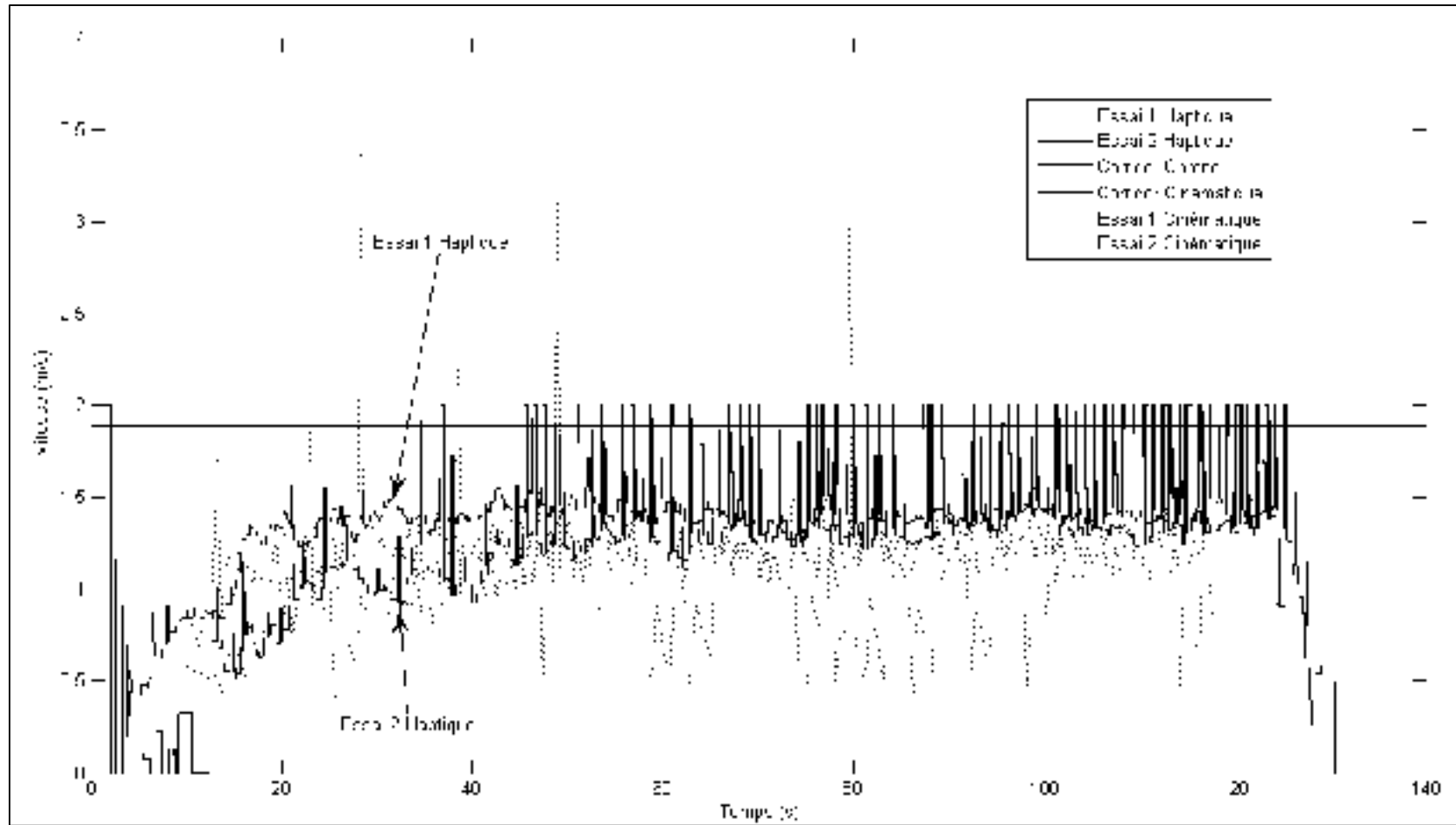


Figure 5.6 Résultats graphiques pour le sujet 05

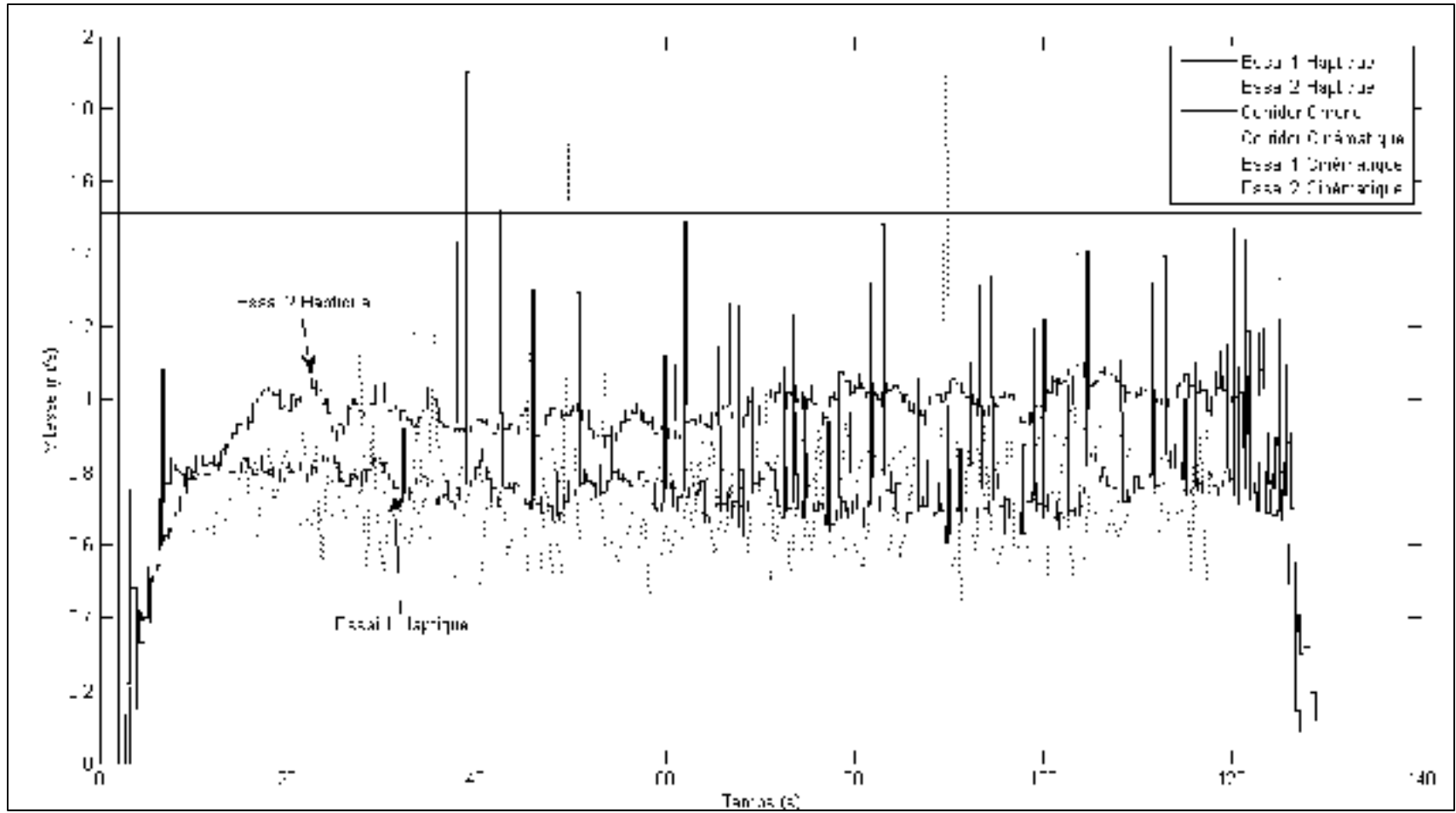


Figure 5.7 Résultats graphiques pour le sujet 06

5.4 Résultats du questionnaire qualitatif

Une autre partie importante de la validation était de recueillir les impressions des participants afin de pouvoir déterminer si le système émule bien la marche au sol et si l'utilisateur se sent en contrôle et en sécurité. Les questions posées sont les suivantes :

1. À quel point étiez-vous confortable sur le tapis durant les enregistrements haptiques (1 & 3) (1-10)?
2. Est-ce que vous aviez un sentiment de sécurité sur le tapis (1-10)?
3. Est-ce que vous aviez l'impression d'être en contrôle du tapis (1-10)?
4. Est-ce que la vitesse du tapis vous semblait naturelle (oui-non)?
5. Pensez-vous que la vitesse sur tapis était plus rapide, plus lente ou égale à votre vitesse naturelle sur le sol?
6. Sur quoi vous basez-vous pour répondre à cette question (stabilité, confort, la fréquence / longueur de pas)?
7. Est-ce que l'appropriation du tapis a été difficile (1-10)?
8. Est-ce que vous pensez que la vitesse verrouillée (essai2) sur le tapis était votre vitesse naturelle (1-10)?

Pour les questions avec échelle numérique, la signification de l'échelle était de totalement en désaccord (1) à totalement en accord (10). Le tableau suivant montre les résultats obtenus pour chaque question de la part des participants à la validation préliminaire du système :

Tableau 5.14 Réponses au questionnaire qualitatif

Sujets	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8
01	7	10	7	Oui	Lent	Stabilité	1	6
02	3	10	6	Non	Lent	Vitesse	2	8
03	7	6.5	8.5	Oui	Rapide	Confort	2.5	3.5
04	8	6	4	Oui	Rapide	Vitesse	4	8
05	8	6	8	Non	Lent	Stabilité	2	10
06	8	10	7	Oui	Égale	confort	2	10
Moyenne	6.83	8.08	6.75	N/A	N/A	N/A	2.25	7.58

Tableau 5.15 Tableau récapitulatif de la question 8

Sujets	Vitesse verrouillée (m/s)	Vitesse au sol (m/s)	Note	Écart
01	1.3	1,48	6	12,01%
02	1	1,36	8	26,37%
03	0.8	0,98	3.5	17,98%
04	1.2	1,30	8	7,98%
05	1.4	1,83	10	23,55%
06	0.8	1,5	10	46,55%

CHAPITRE 6

DISCUSSION

6.1 Modèle symétrique

Dans le cadre de la validation du modèle symétrique, trois paramètres estimés (la cadence de pas, la longueur de pas et la vitesse) étaient à l'étude et seront discutés dans la présente section. Les résultats démontrent que l'erreur moyenne sur les estimations du modèle est : vitesse (2.88%), cadence de pas (0.55%) et longueur de pas (3.19%).

Les résultats obtenus valident les capacités prédictives du modèle en mode symétrique. Le degré de précision de l'estimation de la longueur de pas influencent énormément l'erreur relative de l'estimée de la vitesse. Il y a d'ailleurs une différence notable entre l'erreur sur la cadence de pas et l'erreur sur la longueur de pas.

Cette différence s'explique par le fait qu'il s'agit de deux types de mesure totalement différentes. La cadence est une mesure temporelle dont l'erreur dépend de la résolution temporelle du convertisseur analogique numérique, de la dérivée du signal et de la méthode de détection du seuillage. Dans le cas présent, la précision de l'ADC et la faible pente du signal observé ne sont pas des facteurs limitants. L'erreur est donc principalement causée par la variabilité au niveau du seuillage afin d'éliminer le bruit fortuit. En contrepartie, la longueur de pas est une mesure spatiale interprétée à partir du calcul des centres de pression. Ce calcul diverge grandement lorsque la force verticale du pied est insuffisante pour offrir une valeur appréciable et est beaucoup plus sensible au bruit. De plus, un modèle a été appliqué pour effectuer la correction de longueur de pas tel que précédemment illustré. Il y a donc beaucoup plus de sources d'erreurs possibles et d'imprécision inhérente à la nature du signal.

Par contre, l'erreur relative sur la vitesse estimée reste très acceptable, car l'erreur d'estimation de la vitesse est en deçà des seuils dynamiques de proprioception détectés lors

des démarches asymétriques de personne âgée (0.85). Ce seuil indique le rapport entre la vitesse d'une jambe par rapport à l'autre à partir duquel une personne a conscience qu'il y a une asymétrie imposée, et permet donc d'obtenir une certaine référence sur laquelle il est possible de se baser (Lauziere et al., 2014). Le modèle produit donc des prédictions de vitesse suffisamment précises. De plus, le modèle de correction de la longueur de pas à partir des forces de réaction au sol a aussi été validé. Il s'agit d'une contribution importante, car à notre connaissance aucun résultat dans la littérature n'a été publié avec une telle approche.

6.2 Modèle asymétrique

La validation du modèle asymétrique permet d'observer plusieurs faits intéressants en plus de valider les capacités du modèle.

Tout d'abord, les estimées de vitesse du modèle se comparent bien avec les estimés provenant des valeurs de référence cinématiques. L'erreur RMS de 4.18% est comparable aux résultats obtenus lors de la validation symétrique (3.19%). Ce résultat est particulièrement intéressant, car il s'agit d'une preuve tangible que le modèle développé ne diverge pas en présence d'une grosse asymétrie. Le résultat est aussi en accord avec le critère de proprioception dynamique expliqué dans la section précédente.

Le modèle a aussi été comparé à la vitesse réelle de chaque bande du tapis afin de voir comment le modèle se comporte. Tel que mentionné précédemment, l'erreur relative tend à augmenter à mesure que le degré d'asymétrie augmente. Comme il a été démontré que le modèle ne diverge pas, le phénomène observé est donc une adaptation du corps humain en présence d'une forte asymétrie. Spécifiquement, le corps humain accélère la jambe non dominante et ralentit la jambe dominante afin de rester sur le tapis roulant sans s'adapter pour autant à la vitesse imposée. Le graphique suivant montre l'évolution de l'erreur relative en fonction du taux d'asymétrie.

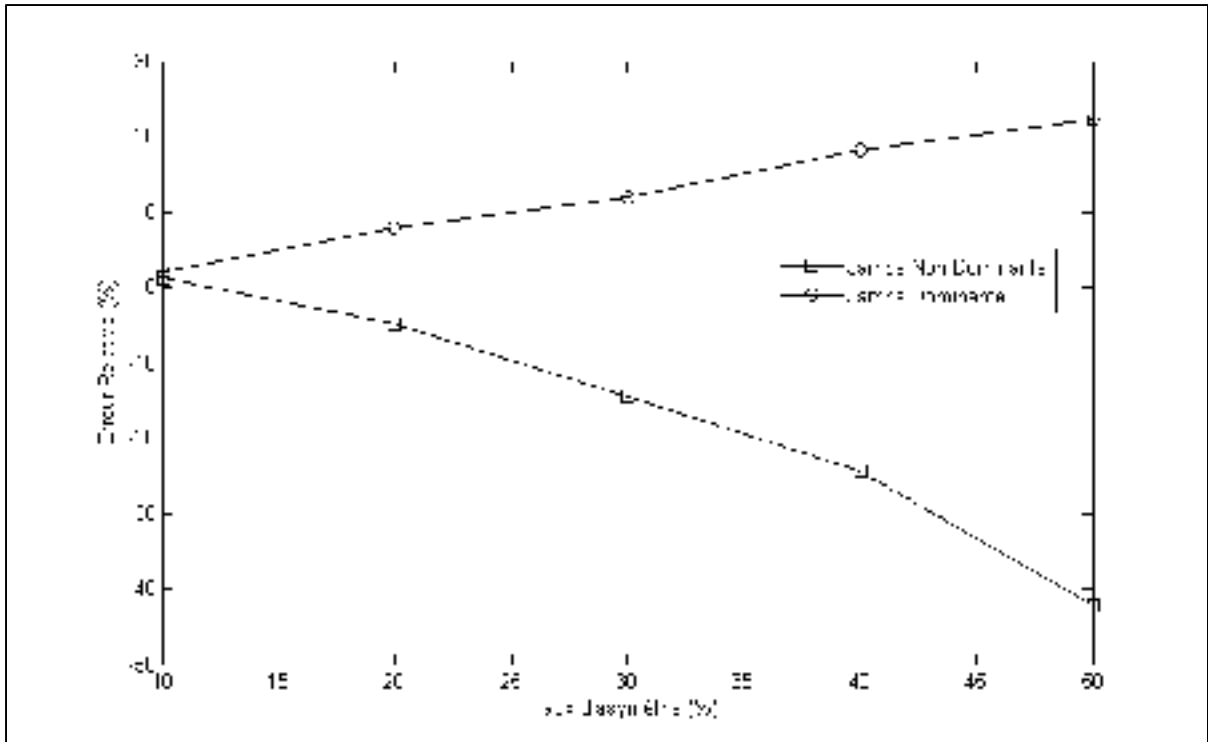


Figure 6.1 Erreur relative en fonction du taux d'asymétrie

La représentation graphique de l'évolution de l'erreur permet de bien distinguer l'adaptation du sujet pour chaque jambe. En effet, la jambe non dominante semble adapter beaucoup plus drastiquement sa vitesse que la jambe dominante. À 50%, la vitesse prédite est 40% plus rapide que la bande du tapis pour la bande non dominante contre 20% de ralentissement pour la jambe dominante.

6.3 Implémentation du modèle temps réel

L'étude préliminaire pour valider l'implémentation temps réel du modèle a permis de recueillir une quantité intéressante de données permettant d'apprécier les capacités du système. La présente section vise donc à valider l'atteinte des objectifs fixés au début du projet.

Dans la littérature, il existe une seule référence qui compare les capacités prédictives d'un tapis roulant haptique avec la vitesse naturelle au sol d'un sujet (Feasel et al., 2011). Au total, les résultats de 5 sujets ont été montrés dans cet article. Cependant, les auteurs ne font pas mention de la méthodologie utilisée pour mesurer la vitesse au sol. Le tableau suivant présente les résultats obtenus par Feasel et al. (2011) :

Tableau 6.1 Comparaison entre la vitesse sur tapis et au sol (Feasel et al., 2011).

Sujet	Vitesse sur tapis (m/s)	Vitesse au sol (m/s)	Erreur relative	Erreur moyenne
1	1.16	1.02	-13.73%	21.27% RMS
2	0.45	0.51	11.76%	
3	0.61	1	39%	
4	0.77	0.67	-14.93%	
5	1.15	1.01	-13.86%	

En comparaison, le tableau suivant présente les données obtenues par le système développé dans le présent mémoire :

Tableau 6.2 Comparaison entre la vitesse sur tapis et au sol obtenue par le système LIO

Sujet	Vitesse sur tapis (m/s)	Vitesse au sol (m/s)	Erreur relative	Erreur moyenne
1	1,44	1,48	2.70%	27.21% RMS
2	0,93	1,36	31.61%	
3	0,78	0,98	20.41%	
4	1,12	1,30	13.85%	
5	1,38	1,83	32.61%	
6	0,87	1,50	42%	

Bien que l'erreur RMS moyenne soit similaire à celle obtenue dans la littérature, il est important de remarquer que les vitesses au sol sont systématiquement plus grandes que les vitesses sur tapis pour le système du modèle temps réel comparativement à la méthode de Faesel et al. qui est beaucoup plus distribuée. Une analyse de variance (ANOVA) sur les erreurs relatives n'a cependant pas décelé de différence significative entre les deux approches.

Une ANOVA a aussi été conduite entre les vitesses au sol et les vitesses sur tapis roulant. Aucune différence significative n'a été détectée entre les deux approches.

En regardant l'allure des figures 11 à 16, il est possible d'observer que la vitesse estimée par le modèle temps réel se compare bien avec celle de la méthode du LIO développée par Philippe Gourdou. Une ANOVA a aussi été effectuée et aucune différence significative n'a été observée entre les deux approches.

Cependant, dans tous les cas, le nombre restreint de sujets ne peut pas permettre de tirer une conclusion très forte et un plus grand nombre de sujets serait requis pour renforcer cette hypothèse. Comme l'objectif du présent projet s'apparentait plus à une preuve de concept qu'à une étude clinique, les conclusions limitées peuvent être estimées comme étant justes.

Finalement, il a été observé qu'il y a une différence notable au niveau de la vitesse au sol entre la méthode de dérivé de la position et de la méthode par chronomètre pour les sujets 1 à 3. L'hypothèse retenue pour expliquer ce phénomène est qu'il s'agit d'une erreur fortuite liée à la distance mesurée pour le calcul des vitesses pour le chronomètre.

6.4 Questionnaire qualitatif et commentaires des participants

Tel que mentionné précédemment, les sujets ayant participé à la validation du système devaient aussi remplir un questionnaire qualitatif afin de récolter leurs impressions. La

présente sous-section vise donc à tirer des informations complémentaires et à décrire l'impression des sujets envers le système.

Premièrement, dans l'ensemble, les sujets ont rapporté être relativement confortables avec le mode haptique du tapis roulant (Moy : 6.83 / 10). Cependant, le sujet 2 a exprimé un inconfort avec le tapis (3/10). L'inconfort était principalement causé par la nécessité de marcher sur chaque bande de manière indépendante. Le sujet a expliqué que par sa physiologie, cette caractéristique dénaturait sa démarche et rendait la marche moins confortable qu'au sol ou sur un tapis en opération normale.

Les sujets ont aussi rapporté être en sécurité sur le tapis roulant en mode haptique (Moy : 8.08 / 10). La grande majorité des sujets ont cependant mentionné que le sentiment de sécurité diminuait légèrement lors des phases transitoires (début de la marche et à l'arrêt total). Une autre raison exprimée par les sujets concernant les sources de sécurité était que le tapis avait des phases d'accélération et décélération inhabituelles pour un tapis roulant normal et qu'ils devaient se rappeler qu'il ne s'agissait pas d'un tapis roulant ordinaire.

Les sujets ont rapporté avoir un certain contrôle sur le tapis roulant (6.75 / 10) sans pour autant avoir pleinement l'impression d'être en contrôle. La principale raison évoquée était les variations de vitesse soudaines. Ces variations causent des instabilités durant la marche et font en sorte que l'utilisateur réagit aux tapis au lieu de continuer de dicter la vitesse à suivre. Le sujet 4 a particulièrement exprimé cette tendance qui se reflète dans le score attribué à cette question (4/10).

Quatre sujets ont estimé que la vitesse adoptée correspondait à la vitesse qu'ils auraient prise au sol de manière naturelle pour être confortable. De ces quatre sujets, seulement deux sujets avaient raison dans leurs perceptions. En effet, les écarts relatifs entre la vitesse au sol et sur tapis du sujet 1 (8%) et le sujet 3 (11%) sont en dessous de la valeur de proprioception observée précédemment (15%) (Lauziere et al., 2014). Deux sujets ont aussi identifié le fait qu'ils n'étaient pas à leurs vitesses de confort sur le tapis : le sujet 2 (24%) et le sujet 5

(27%). Finalement, les sujets 4 et 6 n'ont pas été en mesure de prédire si la vitesse sur le tapis correspondait à la vitesse de confort au sol. Bien que le nombre total de sujets soient faibles, il semblerait que les sujets sont plus aptes à déterminer qu'ils n'ont pas adopté une vitesse de confort.

De plus, la question 5 a été en mesure de renforcer l'hypothèse précédemment mentionnée. En effet, seuls les sujets ayant rapporté ne pas être à la vitesse confortable ont été en mesure de prédire si la vitesse du tapis était plus rapide plus lent ou égale à la vitesse de confort au sol. Dans les deux cas, les sujets ont rapporté que la vitesse sur tapis était plus lente que la vitesse au sol.

Les sujets devaient aussi expliquer sur quel critère ils se basaient pour expliquer la différence ou la ressemblance entre la vitesse de confort et la vitesse obtenue sur le tapis roulant. La stabilité, le confort et la vitesse en général ont été cités comme étant des critères possibles. La vitesse et la stabilité sont les facteurs qui se sont manifestés lorsqu'un sujet ne marche pas à une vitesse confortable. Il a été noté par un sujet que l'instabilité était causée principalement par le manque de vitesse un peu comme sur une bicyclette qui ne roule pas assez vite. La vitesse était nettement inférieure à la vitesse de confort pour les deux sujets ayant détecté une marche à une vitesse non confortable.

Au niveau de l'apprentissage, les sujets ont trouvé que l'apprentissage se faisait de manière intuitive (2.25/10). Il a été noté que les explications données à chaque sujet aident le sujet à apprivoiser le tapis plus rapidement particulièrement pour les actions d'accélération et décélération.

Pour la dernière question, les sujets devaient essayer d'évaluer qualitativement si la vitesse verrouillée lors du deuxième essai sur le tapis était égale à la vitesse confortable qu'ils auraient prise au sol. Le Tableau 5.15 Tableau récapitulatif de la question 8 de la section résultat permet une meilleure mise en contexte des résultats de cette question.

Dans la moitié des cas, les notes accordées par les sujets ne concordent pas avec les différences obtenues lors des essais. Les sujets 01, 03 et 04 possèdent une certaine concordance entre la note et l'écart réel. Cette concordance a été observée en comparant de manière libre l'écart et la note accordée par le sujet. Lors de l'essai en mode verrouillé, les sujets avaient accumulé 7 minutes de tapis haptique. Un sujet a aussi mentionné que le comportement haptique ne semble pas cadré avec l'utilisation d'un tapis roulant usuelle et il faut donc en partie oublier l'idée préconçue qu'il s'agit d'un tapis roulant à vitesse constante.

En résumé, les participants ont bien été en mesure de s'adapter au tapis et d'être en mesure de le contrôler. Au total, les participants ont seulement obtenu 9 minutes de tapis haptique pour un total de 54 minutes de tests. Il aurait été intéressant de voir l'évolution du sentiment de sécurité, de contrôle et de confort au fil de plusieurs essais ou sur une plus grande période.

Lorsqu'il était question de proprioception et de la marche naturelle, les participants n'étaient pas en mesure d'indiquer qu'ils étaient réellement en situation de marche naturelle. Cependant, les sujets étaient en mesure d'indiquer lorsqu'ils ne l'étaient pas. Le faible nombre de sujets ne permet pas de confirmer hors de tout doute cette tendance. Il s'agit seulement d'une hypothèse appuyée par quelques données.

CONCLUSION

L'objectif du présent projet de recherche était de développer un modèle d'analyse et de détermination de la vitesse de marche basée uniquement sur les forces de réaction au sol afin de développer un contrôleur haptique pour tapis roulant orthopédique à double bande. Avec une telle méthode, un sujet devrait être en mesure de contrôler la vitesse du tapis par la simple action de marcher. La littérature parle souvent de *Treadmill on demand* pour ce type de méthode. Le projet s'est donc divisé en deux phases, la conception et la validation du modèle mathématique et l'implémentation du modèle temps réel sur le tapis roulant actuellement utilisé par le LIO.

Pour la première partie, il a été démontré que le modèle est en mesure de bien estimer les paramètres biomécaniques et la vitesse d'un sujet enregistré préalablement. Pour la validation des essais symétriques, les erreurs quadratiques moyennes (RMS) obtenues pour les paramètres d'intérêt sont: cadence de pas (0.26%, 0.19%, 1.19% Moy : 0.55%), longueur de pas (2.93%, 3.57%, 3.06% Moy : 3.19%) et vitesse de marche (2.64%, 2.78%, 3.23%, Moy : 2.88%). De plus, il n'y a pas de différence significative entre les deux approches ($p > 0.05$).

De plus, la validation des essais asymétriques a permis de démontrer que le modèle est en mesure d'estimer la vitesse de chaque bande avec une bonne précision par rapport à la méthode de référence (4.61% RMS pour la jambe dominante et 3.72% RMS pour la jambe non dominante).

Il a aussi été observé qu'un sujet sain exposé à un degré d'asymétrie important va modifier considérablement sa démarche afin de se maintenir sur le tapis roulant sans pour autant s'adapter au rythme imposé. Les sujets semblent accélérer leur jambe non dominante et ralentir la jambe dominante afin d'arriver à réduire leur degré d'asymétrie tout en restant sur le tapis.

Au niveau de l'implémentation physique, le modèle temps-réel est en mesure de prédire les vitesses demandées par l'utilisateur. Cependant, le modèle tend à systématiquement être plus lent que la vitesse au sol. Les deux explications les plus probables sont : 1) Le peu d'expérience sur le tapis roulant haptique empêche les sujets d'être en pleine maîtrise 2) le modèle possède un biais qui ralentit systématiquement la vitesse de marche de chaque sujet. Le fait que le système ne possède pas de méthodes pour filtrer les estimés peut aussi être un facteur à considérer. Les analyses de variances n'ont pas décelé de différence significative entre les vitesses sur tapis roulant et les vitesses au sol ce qui prouve l'hypothèse de recherche initiale. Néanmoins, le nombre de sujets ne permet pas d'avoir une conclusion très forte.

De plus, il a aussi été observé que le modèle temps réel se compare bien avec la méthode cinématique du LIO et qu'il n'existe pas de différence notable entre les deux approches au niveau des vitesses estimées. Il en va de même pour la comparaison entre la méthode proposée par Faesel et al. et le modèle temps réel.

Qualitativement, il a été observé que les sujets sont confortables en sécurité et ont un bon sentiment de contrôle lorsqu'ils sont sur le tapis roulant. Par contre, les sujets ont eu plus de facilité à indiquer qu'ils n'étaient pas dans une marche naturelle que de réellement prédire qu'ils marchaient à vitesse naturelle sur le tapis roulant. De plus, verrouiller la vitesse du tapis roulant semble confondre l'impression de vitesse et de confort des sujets. À ce sujet, il aurait été intéressant d'augmenter le temps passé sur le tapis haptique et le nombre de sujets pour pouvoir valider avec un plus grand degré de certitudes les pistes d'explications précédemment décrites.

Il a donc été démontré que le modèle temps réel développé a su répondre aux objectifs du projet en ce qui concerne la partie technique. Pour ce qui est de l'hypothèse de recherche, le projet a été en mesure de confirmer qu'il n'existe pas de différence statistique entre la marche sur tapis roulant haptique et la marche au sol. En somme, le présent mémoire prouve donc l'atteinte des objectifs et de l'hypothèse de recherche.

RECOMMANDATIONS

Afin de poursuivre le projet et d'en favoriser les retombées, voici quelques recommandations concernant l'avenir de ce projet.

Afin d'être en mesure de mieux étudier la marche naturelle, il sera impératif de renforcer la robustesse de l'algorithme afin de réduire au minimum les perturbations et instabilités. De plus, augmenter le temps par sujet sur le tapis risque de rendre les participants beaucoup plus à l'aise afin qu'ils puissent dissocier le fonctionnement habituel d'un tapis roulant et la nouvelle fonctionnalité haptique. Il serait aussi intéressant d'inclure une méthode de détection automatique de la vitesse naturelle. La solution la plus simple serait d'évaluer la vitesse moyenne et la variabilité de la vitesse sur une période donnée et, par le fait même, détecter une vitesse constante.

De plus voici quelques points qui pourraient aider la pérennité du projet :

1. Transformer les différents modules du projet pour pouvoir les réutiliser plus facilement dans d'autres projets comme LIO MT.
2. Créer une interface usager plus facile à utiliser pour des non-programmeurs et des utilisateurs.
3. Intégrer le présent projet à un projet de recherche clinique ou d'immersion virtuelle.
4. Ajouter de nouvelles fonctionnalités : contrôle de la pente et la prise en compte des forces antéropostérieures.

Bien que le projet ne visait pas spécifiquement cet aspect, la réalisation de ce projet a permis d'obtenir plusieurs informations fort intéressantes sur l'architecture et le fonctionnement du tapis roulant. Il serait donc intéressant qu'une formation soit développée pour mieux expliquer l'architecture et le fonctionnement du tapis aux membres du LIO qui seraient intéressés par cette information ou qui prévoient utiliser le tapis roulant.

ANNEXE I

MODÈLE STATISTIQUE DU FACTEUR DE CORRECTION DE LA LONGUEUR DE PAS

Afin d'être en mesure de corriger la longueur de pas pour répondre à la définition de distance Talon à talon (par opposition à talon à orteil), un modèle statistique a été développé à partir d'un sous ensemble des données de contrôle utilisées pour valider le modèle. La formule suivante représente l'équation générale du modèle.

$$\Delta P(v) = \Delta P(v)' * L_{jambe} \quad (I.1)$$

La différence entre la longueur de pas de référence et celle obtenue avec la distance Talon à talon ($\Delta p(v)$) à orteils a été mesurée pour 12 sujets pour les trois plages de vitesse (0.75 m/s, 1 m/s et v_{conf}). En divisant l'erreur obtenue par la longueur de jambe propre à chaque sujet, il a été possible de calculer une série de $\Delta p(v)'$. Cette opération permet d'adimensionner le modèle pour ensuite être en mesure de le personnaliser en fonction de chaque sujet. En calculant la moyenne par plage de vitesse des $\Delta p(v)'$ de tous les sujets, il a été possible d'obtenir les valeurs suivantes :

Tableau-A I-1 Facteur de correction adimensionnel en fonction de la vitesse

Vitesse	$\Delta p(v)'$
0.75	231.49
1	239.87
V_Conf (moy = 1.37)	252.68

Ces paramètres ont été utilisés pour corriger la longueur de pas pour l'ensemble des essais subséquents.

En effectuant une interpolation linéaire et en substituant $\Delta p(v)'$, il est possible d'obtenir la formule suivante pour estimer la valeur de $\Delta p(v)$ pour une vitesse quelconque :

$$\Delta p(v) = L_{jambes}(33.51 * v + 206.95) \quad (I.2)$$

Il est cependant très important de noter que lors de l'utilisation en temps réel du modèle, la longueur de pas diverge avec la réalité quand la vitesse est supérieure à 1.37 m/s. C'est pour cette raison qu'une saturation a été ajoutée dans l'implémentation temps réel.

ANNEXE II

INTERPOLATION ET CONSTRUCTION DES MESSAGES CAN

Afin de commander la vitesse, une série de commandes CAN doivent être envoyées sur le bus CAN du tapis roulant. Cependant, il n'existe pas un dictionnaire pour contrôler directement la vitesse. Il y a donc eu une opération de rétro-ingénierie (reverse engineering) afin de convertir la vitesse en m/s vers la commande CAN équivalente. Les commandes CAN s'expriment sur 64 bits. Une commande de vitesse typique ressemble à ceci :

ID				LSB		MSB	
35	129	96	0	Bit 0 à 3	Bit 4 à 7	Bit 8 à 12	0

Notez ici que Matlab travaille avec les valeurs décimales lorsqu'il est question de travailler avec les messages CAN. L'ID ne varie pas lorsqu'il est question de commande de vitesse. L'ID permet au système d'identifier l'information reçue sur le Canal. Pour ce qui est de l'information contenue dans le message, les bits 8 à 12 (MSB *Most significant bits*) ont beaucoup plus d'influence sur la vitesse que les bits 0 à 3 (LSB *least significant bits*). Il est aussi important de constater que l'information est exprimée en format *little endian*. Plusieurs messages CAN contenant une commande de vitesse ont donc été interceptés afin de pouvoir en déduire la structure. Le tableau suivant montre une série de messages ainsi que leurs valeurs :

Tableau-A II-1 Correspondance entre la vitesse, le message CAN et la valeur décimale

Vitesse (m / s)	Contenu	Valeur décimale complète
0.2	3 :148 :2 (0x03 94 02)	168963
0.3	5 :245 :3 (0x05 F5 03)	259333
0.4	7 :40 :5 (0x07 28 05)	337927
0.5	8 :114 :6 (0x08 72 06)	422408
0.6	10 :188 :7 (0x0A BC 07)	675853
0.8	13 :80 :10 (0x0D 50 0A)	760335
0.9	115 :154 :11 (0x0F 9A 0B)	844816
1	16 :228 :12 (0x10 E4 0C)	1693915

À partir de ce tableau, il a été possible de créer une équation d'interpolation à partir de la représentation décimale complète de l'information contenu dans le message CAN. L'équation suivante exprime la relation entre la vitesse (v) en m/s du tapis et la valeur décimale complète du message CAN (y) :

$$y = 846957.64 * v$$

Par la suite, le résultat obtenu est transformé en représentation hexadécimale afin de répartir les valeurs de chaque bit puis retransformé en décimale afin de recréer un message CAN valide et être transmis par Matlab.

Pour que le tapis réagisse, il doit recevoir une commande de vitesse (la même pour les deux bandes) ainsi qu'une demande de mise à jour (propre à chaque bande). Pour avoir un contrôle indépendant pour chaque bande, il faut donc respecter l'ordre de transmission suivant : vitesse 1, mise à jour bande 1, vitesse 2 mises à jour bande 2.

ANNEXE III

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL POUR LA VALIDATION DU SYSTÈME

1. Nexus ouvrir la database
2. Calibrer le tapis et préparer 6 marqueurs sur papier auto-collant
3. Accueillir le sujet et lui présenter le plan de l'expérience
4. Installer les marqueurs sur le sujet
 - 4.1. Marqueurs sur le 2^e métatarse de chaque pied
 - 4.2. Marqueurs sur chaque talon
 - 4.3. Installer ceinture Sacroiliaque. Ce corps rigide sera proche du centre de gravité du corps.
5. Prendre les mesures anthropométriques du sujet à l'aide du Nexus
 - 5.1. Poids du sujet mesuré par le tapis roulant + Longueur de jambe (grand trochanter jusqu'à la malléole externe ((Nexus : un essai statique)
 - 5.2. Position du centre de gravité par rapport à la ceinture (Nexus : 4 essais ASISD, ASISG, PSISD, PSISG)
6. Enregistrement sur tapis avec l'algorithme haptique
 - 6.1. Donner les instructions sur comment débiter la marche sur le tapis et les objectifs (vitesse de confort, ne pas trop penser à marcher, consigne de sécurité)
 - 6.2. Débiter une période d'acclimatation de 5 minutes sur le tapis avec l'algorithme de contrôle afin que le sujet se familiarise avec le tapis et son fonctionnement. Noter la jambe dominante du sujet.
 - 6.3. Pause
 - 6.4. 1^{er} enregistrement de deux minutes sur le tapis haptique (le tapis échantillonne à 100hz et le Vicon échantillonne à 100 Hz) le regard vers le tapis ou vers Radio-Canada.
 - 6.4.1. Le sujet au repos au centre du tapis. On prend le temps d'attacher le cordon de sécurité à la ceinture.
 - 6.4.2. On démarre le modèle.
 - 6.4.3. On démarre l'enregistrement Vicon (MarcheTapisHaptique01)
 - 6.4.4. On indique au sujet qu'il peut débiter la marche.
 - 6.4.5. Lorsque les 2 minutes sont complétées, on indique au patient de ralentir et de s'arrêter.
 - 6.4.6. On arrête le modèle et on enregistre les données Matlab (MarcheTapisHaptique01)
 - 6.5. Pause

6.6. 2e enregistrement de deux minutes sur le tapis roulant. (Marche sur le tapis roulant à vitesse fixe basée sur la vitesse en régime permanent de l'essai 1).

6.6.1. Avec TreadmillSBS, on fixe la vitesse et le sujet est en marche (15 secondes d'habitation).

6.6.2. On démarre l'enregistrement Vicon (MarcheTapisFixe01)

6.6.3. On arrête le tapis.

6.7. 2^e enregistrement de deux minutes sur le tapis haptique. (MarcheTapisHaptique02)

Les 2 enregistrements 6.4 et 6.7 seront réalisés soit avec le regard fixé en avant en direction antérieure du laboratoire soit en bas en direction de la partie antérieure du tapis. Ce choix sera randomisé par sujet.

6.8. Poser quelques questions qualitatives sur l'expérience (voir questionnaire)

7. Enregistrement en marche libre

7.1. Verrouiller le tapis (TreadmillSBS) et enlever la barre transversale pour créer un corridor de marche.

7.2. Donner les instructions sur cette phase de l'expérimentation au sujet. Le sujet devra marcher en ligne droite d'un bout à l'autre de la pièce en passant par les plates-formes de force du tapis. Le sujet sera encouragé à réfléchir à autre chose que l'expérimentation. Il faut regarder devant et ne pas fixer le tapis.

7.3. Enregistrement de 5 trajets chronométrés sur une distance fixe ainsi qu'enregistrer sur Vicon et sur caméra (Nexus : Type : MarcheCorridor).

7.3.1. Démarrer l'acquisition Nexus (MarcheCorridor01, ...)

7.3.2. Le sujet débute sa marche

7.3.3. Arrêter l'acquisition.

8. Poser la question ouverte suivante : est-ce que vous avez l'impression que le tapis roulant donnait la même sensation que lorsque vous avez marché librement

Questionnaire qualitatif

L'échelle est numérique mentionner que 1 n'est pas du tout d'accord et 10 est tout à fait d'accord en regard de l'énoncé

1. À quel point étiez-vous confortable sur le tapis durant les enregistrements Haptique (1 & 3) (1-10)
2. Est-ce que vous aviez un sentiment de sécurité sur le tapis (1-10)
3. Est-ce que vous aviez l'impression d'être en contrôle du tapis (1-10)
4. Est-ce que la vitesse du tapis vous semblait naturelle (oui-non)?
5. Pensez-vous que la vitesse sur tapis était plus rapide, plus lente ou égale à votre vitesse naturelle sur le sol?
6. Sur quoi vous basez-vous pour répondre à cette question? (stabilité, confort, la fréquence / longueur de pas)
7. Est-ce que l'appropriation du tapis a été difficile (1-10)?
8. Est-ce que vous pensez que la vitesse verrouillée (essai2) sur le tapis était votre vitesse naturelle? (1-10)

CONTRIBUTIONS

- S. Marcoux, R. Aissaoui, Modèle préliminaire de détermination de la vitesse de marche basé sur les forces de réaction au sol, congrès annuel des étudiants du CRCHUM (2013).
- S. Marcoux, R. Aissaoui, Modèle de détermination de la vitesse de marche basé sur les forces de réaction au sol : vers un tapis roulant haptique, congrès annuel des étudiants du CRCHUM (2014).
- S. Marcoux, R. Aissaoui, Contrôle haptique d'un tapis roulant orthopédique, Compétition Québécoise d'Ingénierie (2015).
- S. Marcoux, S. Nadeau, R. Aissaoui, UN MODÈLE TEMPS-RÉEL DE DÉTERMINATION DE LA VITESSE DE LA MARCHÉ SUR UN TAPIS ROULANT HAPTIQUE À DEUX VOIES, Congrès du POES, (2015) (accepté).
- S. Marcoux, S. Nadeau, R. Aissaoui. Development of new method of estimating walking speed in symmetrical and asymmetrical gait based on ground reaction forces on split-belt treadmill, (2015), Article (en finalisation).

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alton, F., L. Baldey, S. Caplan et M. C. Morrissey. 1998. « A kinematic comparison of overground and treadmill walking ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 13, n° 6, p. 434-440.
- Christensen, Robert R., John M. Hollerbach, Yangming Xu et Sanford G. Meek. 2000. « Inertial-Force Feedback for the Treadport Locomotion Interface ». *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 9, n° 1, p. 1-14.
- Feasel, J., M. C. Whitton, L. Kassler, F. P. Brooks et M. D. Lewek. 2011. « The integrated virtual environment rehabilitation treadmill system ». *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 19, n° 3, p. 290-7.
- Goldberg, Evan J., Steven A. Kautz et Richard R. Neptune. 2008. « Can treadmill walking be used to assess propulsion generation? ». *Journal of biomechanics*, vol. 41, n° 8, p. 1805-1808.
- Veillez sélectionner un type de document autre que « Generic » afin de faire afficher la référence bibliographique.
- Koenig, A., C. Binder, J. v Zitzewitz, X. Omlin, Marc Bolliger et R. Riener. 2009. « Voluntary gait speed adaptation for robot-assisted treadmill training ». In *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*. (23-26 June 2009), p. 419-424.
- Lauziere, S., C. Mieville, C. Duclos, R. Aissaoui et S. Nadeau. 2014. « Perception threshold of locomotor symmetry while walking on a split-belt treadmill in healthy elderly individuals ». *Percept Mot Skills*, vol. 118, n° 2, p. 475-90.
- Lee, S.J. 2007. *Biomechanics of Overground Versus Treadmill Walking in Healthy Individuals*. Biomedical)--Catholic University of America.
- Lichtenstein, Lee, James Barabas, Russell L. Woods et Eli Peli. 2007. « A feedback-controlled interface for treadmill locomotion in virtual environments ». *ACM Trans. Appl. Percept.*, vol. 4, n° 1, p. 7.
- Manurung, A., Yoon Jungwon et Park Hyung-Soon. 2010. « Speed adaptation control of a small-sized treadmill with state feedback controller ». In *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on*. (26-29 Sept. 2010), p. 15-20.

- Minetti, A. E., L. Boldrini, L. Brusamolin, P. Zamparo et T. McKee. 2003. « A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans ». *J Appl Physiol (1985)*, vol. 95, n° 2, p. 838-43.
- Murray, M. P., G. B. Spurr, S. B. Sepic, G. M. Gardner et L. A. Mollinger. 1985. « Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate ». *J Appl Physiol (1985)*, vol. 59, n° 1, p. 87-91.
- Perry, J. 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Richmond, B. G., D. R. Begun et D. S. Strait. 2001. « Origin of human bipedalism: The knuckle-walking hypothesis revisited ». *Am J Phys Anthropol*, vol. Suppl 33, p. 70-105.
- 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 ». *ACM Trans. Appl. Percept.*, vol. 7, n° 2, p. 1-14.
- Strathy, G. M., E. Y. Chao et R. K. Laughman. 1983. « Changes in knee function associated with treadmill ambulation ». *Journal of Biomechanics*, vol. 16, n° 7, p. 521-522.
- von Zitzewitz, J., M. Bernhardt et R. Riener. 2007. « A novel method for automatic treadmill speed adaptation ». *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 15, n° 3, p. 401-9.
- Winter, D.A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley.
- Yoon, Jungwon, Hyung-Soon Park et Diane Damiano. 2012. « A novel walking speed estimation scheme and its application to treadmill control for gait rehabilitation ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, n° 1, p. 62.