

CHAPITRE 3 RÉSULTATS	59
3.1 Condition de marche à vitesse confortable	60
3.1.1 Force verticale	60
3.1.2 Force antéro-postérieure	62
3.2 Condition de marche à vitesse lente de 0,8 m/s	64
3.2.1 Force verticale	64
3.2.2 Force antéro-postérieure	66
3.3 Condition de marche à vitesse très lente de 0,4 m/s	68
3.3.1 Force verticale	68
3.3.2 Force antéro-postérieure	70
3.4 Condition de marche asymétrique 1/1,5	72
3.4.1 Force verticale	72
3.4.2 Force antéropostérieure	74
3.5 Condition de marche en mode asymétrique 1/2	77
3.5.1 Force verticale	77
3.5.2 Force antéro-postérieure	79
CHAPITRE 4 DISCUSSION	81
4.1 Marche en mode symétrique	82
4.1.1 Marche à vitesse confortable	82
4.1.1.1 Force verticale	82
4.1.1.2 Force antéro-postérieure	85
4.1.2 Marche à vitesse lente	87
4.2 Marche en mode asymétrique	87
4.2.1 Force verticale	88
4.2.1 Composante antéro-postérieure	89
4.3 Analyse statistique par le graphique de Bland-Altman	89
4.4 Limites de notre étude	90
CONCLUSION	91
ANNEXE I Protocole d'acquisition	93
ANNEXE II Formulaire d'information et de consentement	101
CONTRIBUTIONS	117
BIBLIOGRAPHIE	118

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Résultats de prédiction des FRS.....	26
Tableau 1.2 Résultats de prédiction des FRS.....	27
Tableau 1.3 Résultats de prédiction des FRS.....	28
Tableau 1.4 Erreur NRMSE de prédiction.....	33
Tableau 1.5 Erreurs rRMSE minimales (min) et maximales (max) parmi les neuf sujets pour les deux conditions (OCW et OFW) basé sur l'accélération de la L5	35
Tableau 1.6 Tableau de synthèse	40
Tableau 2.1 Caractéristiques anthropométriques des participants.....	46
Tableau 2.2 Séquences de variations de vitesses pour la marche sur tapis en mode symétrique	49
Tableau 2.3 Séquences de variations de symétries sur tapis en mode asymétrique pour un participant ayant la vitesse confortable à 1,2 m/s	49
Tableau 3.1 Résultats de prédiction de la FRS _V normalisée pour chaque	61
Tableau 3.2 Résultats de prédiction de la FRS _{AP} normalisée pour chaque.....	63
Tableau 3.3 Résultats de prédiction de la FRS _V normalisée pour chaque	65
Tableau 3.4 Résultats de prédiction de la FRS _{AP} normalisée pour chaque.....	67
Tableau 3.5 Résultats de prédiction de la FRS _V normalisée pour chaque	69
Tableau 3.6 Résultats de prédiction de la FRS _{AP} normalisée pour chaque.....	71
Tableau 3.7 Résultats de prédiction de la FRS _V normalisée pour chaque sujet.....	74
Tableau 3.8 Résultats de prédiction de la FRS _{AP} normalisée pour chaque sujet	76
Tableau 3.9 Résultats de prédiction de la FRS _V normalisée pour chaque sujet.....	78
Tableau 3.10 Résultats de prédiction de la FRS _{AP} normalisée pour chaque sujet	80

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Décomposition du cycle de la marche chez le sujet sain selon la FRS produite Adaptée de Whittle (2007) (figure du haut).....	7
Figure 1.2 Les trois composantes des FRS lors de la marche.....	9
Figure 1.3 Représentation d'un système avec ses grandeurs.....	12
Figure 1.4 Structure du modèle bloc-orienté de Hammerstein-Wiener.....	15
Figure 1.5 Fonction d'appartenance approximative des FRS _v	34
Figure 2.1 Participante équipée debout sur le tapis roulant instrumenté.....	47
Figure 2.2 Etiquetage d'un essai sur Nexus 2.8.5.....	50
Figure 2.3 Norme de l'accélération linéaire en m/s ² (en bleu, axe de gauche) et de la vitesse angulaire en radians/s (en rouge, axe de droite) d'un essai de marche lors de la phase d'appui.....	52
Figure 2.4 Exemple d'un patron de force normalisé total (droit et gauche) pour la composante verticale (à gauche) et antéro-postérieure (à droite).....	56
Figure 3.1 Moyenne et écart-type des forces FRS _v normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à vitesse confortable.....	60
Figure 3.2 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse confortable.....	62
Figure 3.3 Moyenne et écart-type des forces FRS _{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à vitesse confortable.....	62
Figure 3.4 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse confortable.....	64
Figure 3.5 Moyenne et écart-type des forces FRS _v normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à 0,8 m/s.....	64

Figure 3.6 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,8 m/s66

Figure 3.7 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S3) à 0,8 m/s66

Figure 3.8 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,8 m/s.....68

Figure 3.9 Moyenne et écart-type des forces FRS_V normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S1) à 0,4 m/s68

Figure 3.10 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,4 m/s.....70

Figure 3.11 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S5) à 0,4 m/s.....70

Figure 3.12 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,4 m/s.....72

Figure 3.13 Moyenne et écart-type des forces FRS_V normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/1,573

Figure 3.14 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en74

Figure 3.15 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/1,575

Figure 3.16 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/1,5.....76

Figure 3.17 Moyenne et écart-type des forces FRS_V normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/277

Figure 3.18 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en78

Figure 3.19 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/2	79
Figure 3.20 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/2	80
Figure 4.1 Comparaison des valeurs moyenne (\pm l'écart-type) des erreurs NRMSE (%) obtenues dans différentes études pour FRSV à vitesse confortable	82
Figure 4.2 Comparaison des valeurs moyenne (\pm l'écart-type) des erreurs NRMSE.....	86

ClicCours.com

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Trois dimensions ou tridimensionnel
ANN	Artificial neural network
C7	Septième vertèbre cervicale
CoP	Center of pressure (centre de pression)
CHUM	Centre hospitalier universitaire de Montréal
CRCHUM	Centre de recherche du centre hospitalier universitaire de Montréal
CT	Contact talon
DS	Double support
ÉTS	École de technologie supérieure
FCM	Foot-ground contact model
FIC	Formulaire d'information et de consentement
FRS	Force de réaction au sol
FRS _{AP}	Force antéro-postérieure
FRS _V	Force verticale
FRS _{ML}	Force médio-latérale
IMU	Inertial measurement unit
L5	Cinquième vertèbre lombaire
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie
LO	Levée des orteils
MAD	Mean absolute difference
Max	Maximum
Min	Minimum

XX

MISO	Multiple input single output
NARMAX	Nonlinear autoregressive moving average with exogeneous input
NRMSE	Normalised root mean square error
PFF	Plateforme de force
pFRS	pic de la force de reaction au sol
RMSE	Root mean square error
SA	Scaled acceleration
STA	Smooth transition assumption
TPM	Twin polynomial method

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

μm	Micromètre
a	Accélération
BW	Body weight
Hz	Hertz
kg	Kilogramme
m	Mètre
s	Seconde
N	Newton
x	Axe médio-latéral
y	Axe antéro-postérieur
z	Axe vertical

INTRODUCTION

La marche peut être définie comme l'ensemble des mouvements permettant la progression du corps humain dans la direction souhaitée. Cette activité si triviale chez la plupart d'entre nous peut s'avérer un défi majeur chez plusieurs personnes atteintes de pathologie handicapante telle que l'hémiplégie. Dans la marche dite 'normale', la personne est souvent peu attentive aux mouvements successifs qu'elle effectue à partir du moment où elle met son pied en contact avec le sol jusqu'au contact suivant de ce même pied. Ce rythme cyclique est constitué de deux phases successives : la phase d'appui et la phase d'envol. Il existe deux invariances qui décrivent bien le caractère normal de la marche : une invariance temporelle et une invariance cinétique. L'invariance temporelle est caractérisée par la durée de la phase d'appui qui vaut 60% de la durée totale du cycle de marche par rapport à 40% pour la phase d'envol. L'invariance cinétique est caractérisée par le fait que la force de réaction au sol verticale dépasse à deux instants particuliers, durant la phase d'appui, la valeur du poids de la personne pour atteindre 110% du poids du corps à la vitesse confortable.

Dans le cas de la marche pathologique dû à un accident vasculaire cérébral, ces deux concepts d'invariances sont généralement déformés du côté lésé (parétique) par rapport au côté sain dépendamment de la sévérité de la lésion neurologique. On parle alors d'asymétrie à la marche. L'objectif de cette étude est de développer une méthode ambulatoire pour mesurer les asymétries de mise en charge durant la locomotion en dehors du contexte du laboratoire.

Plusieurs outils ont été développés pour analyser le cycle de la marche, que ce soit en recherche ou en clinique, afin d'identifier et de quantifier toute anomalie et ce, dans un contexte contrôlé de laboratoire. Les systèmes optoélectroniques basés sur des caméras vidéo permettent la mesure de la cinématique 3D du mouvement lors de la locomotion. Les plateformes dynamométriques permettent de mesurer l'aspect cinétique du mouvement i.e. les forces de réaction au sol (FRS) durant la marche. Ces deux instruments de laboratoire sont très précis, néanmoins une hypothèse de recherche stipule que la marche adoptée, ainsi que le comportement des personnes en milieu contrôlé diffèrent de ceux suivis en milieu écologique (i.e. hors laboratoire), et que l'analyse tridimensionnelle de la marche dans ce dernier serait

plus pertinente et plus significative simplement parce qu'elle permet de mesurer l'activité d'un individu durant de la vie quotidienne. Dans ce projet, nous nous intéressons aux forces de réaction au sol qui représentent des mesures importantes dans l'analyse des asymétries de mise en charge durant la locomotion.

Actuellement, il n'existe aucun appareillage ambulatoire non-encombrant et pratique, qui ne déforme pas le patron de marche naturel tel que le font les semelles instrumentées, permettant de mesurer les forces de réactions au sol en dehors du laboratoire. Les capteurs inertiels représenteraient justement une avenue des plus intéressantes à explorer pour pouvoir réaliser cet objectif.

Le but de ce projet de recherche est de développer un modèle prédictif des forces de réaction au sol durant la locomotion sous différentes conditions de marche. Pour ce faire, nous utiliserons une technologie embarquée de l'analyse du mouvement humain dont l'intérêt ne cesse de croître : les systèmes inertiels. Les systèmes inertiels sont composés d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres et permettent d'obtenir l'orientation du segment ainsi que son mouvement grâce à la modélisation.

Selon la littérature, l'estimation des forces de réaction au sol dont il est question dans ce travail, susciterait beaucoup d'intérêt que ce soit lors de la course, du saut ou de la marche. Plus particulièrement, nous nous sommes focalisés sur la marche lors de nos recherches bibliographiques et donc nous ne présenterons que les travaux faits dans ce sens. La majorité de ces études relèvent du domaine de la biomécanique auquel s'ajoutent quelques travaux dans le domaine du génie civil où l'estimation des FRS entrent dans l'analyse des structures des ponts. Nous présenterons tous les détails par rapport à ces travaux dans le premier chapitre après avoir défini les notions de base dans la partie de la mise en contexte.

Dans un deuxième temps, nous aborderons la méthodologie adoptée entre les acquisitions de données chez le sujet sain, le traitement ainsi que la modélisation faite avec ces données.

Ensuite, nous présenterons nos résultats obtenus chez le sujet valide, s'ensuivra une discussion qui viendra par la même occasion confronter nos résultats à ceux des études antérieures.

Enfin, nous clôturerons ce mémoire avec les limites, les recommandations et une conclusion. Ce mémoire fait l'objet d'une maîtrise en génie, concentration Technologies de la Santé et a été mené au sein du Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM).

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Biomécanique et systèmes de mesure

1.1.1 Définition du cycle de la marche normale

Afin de pouvoir distinguer une marche dite normale d'une autre dite pathologique, (Whittle, 2007) explique qu'il est essentiel de comprendre ce qu'est la marche saine ou normale en premier lieu. Le terme normal englobe à la fois le sexe de la personne, un large intervalle d'âges et un autre intervalle prenant en compte la géométrie du corps. De cette manière, un standard approprié de marche normale est établi pour le sujet étudié.

Dans cette section, les différentes phases du cycle de marche sont abordées avec une attention particulière envers ce qu'on appelle les forces de réaction au sol (FRS).

Selon (Whittle, 2007), on distingue deux phases lors de la marche : la phase d'appui (60% du cycle) durant laquelle l'un ou les deux pieds sont en contact avec le sol et la phase d'oscillation (40% du cycle) où le pied décolle et avance (figure 1.2) :

1. **Phase de mise en charge** : double appui initial composé de la période de contact initial suivie de la période de réponse à l'appui permettant au poids du corps de basculer entièrement sur un membre inférieur qui devra absorber le choc et rester stable afin de permettre la mobilité;
 - a. **contact initial** : aussi appelé contact talon (CT). La direction du vecteur de la FRS change immédiatement de vers le haut durant le contact talon à vers le haut arrière lors de la réponse à l'appui.
 - b. **réponse à l'appui** : c'est la phase de double support se situant entre le contact initial et le décollage des orteils du pied controlatéral. Durant cette période, le pied se rabat plus vers le sol avec une flexion plantaire de la cheville. L'amplitude de la FRS augmente rapidement avec une direction vers le haut arrière;
2. **Décollement des orteils du pied controlatéral (ou levée des orteils, LO)** : ceci marque la fin de la phase de double support et le début de la phase de milieu d'appui. L'avant-pied

qui était rabattu vers le sol observe une flexion dorsale avec le mouvement de la cheville. Ceci marque aussi la fin de la phase d'appui du pied controlatéral et le début de la phase d'oscillation.

3. **Milieu d'appui** : c'est la période entre le décollement du pied controlatéral et la levée du talon. Le pied oscillant dépasse le pied en appui correspondant à la période de la phase d'oscillation appelée pieds adjacents.
4. **Levée du talon** : ceci marque la transition de la période de milieu d'appui à la fin d'appui où le talon commence à se détacher du sol. Le moment de cette période arrive à un temps différent d'un individu à l'autre et dépend aussi de la vitesse de marche.
5. **Contact initial controlatéral** : dans une marche symétrique, cette période arrive vers 50% du cycle. Ceci marque la fin de la période d'appui monopodal et le début de la phase de pré-oscillation et est considérée comme la deuxième période de double appui.
6. **Contact terminal** : le pied perd contact avec le sol et les orteils se décollent, ceci marque la fin de la phase d'appui et le début de la phase d'oscillation.
7. **Pieds adjacents** : cette période sépare l'oscillation initiale et le milieu d'oscillation. C'est ici que le pied oscillant dépasse le pied en appui et les deux pieds sont côte à côte.
8. **Tibia vertical** : le tibia du pied oscillant est en position verticale marquant ainsi la séparation entre le milieu et la fin de la phase l'oscillation.
9. **Contact initial suivant** : le cycle de la marche prend fin lors du contact avec le sol du même pied.

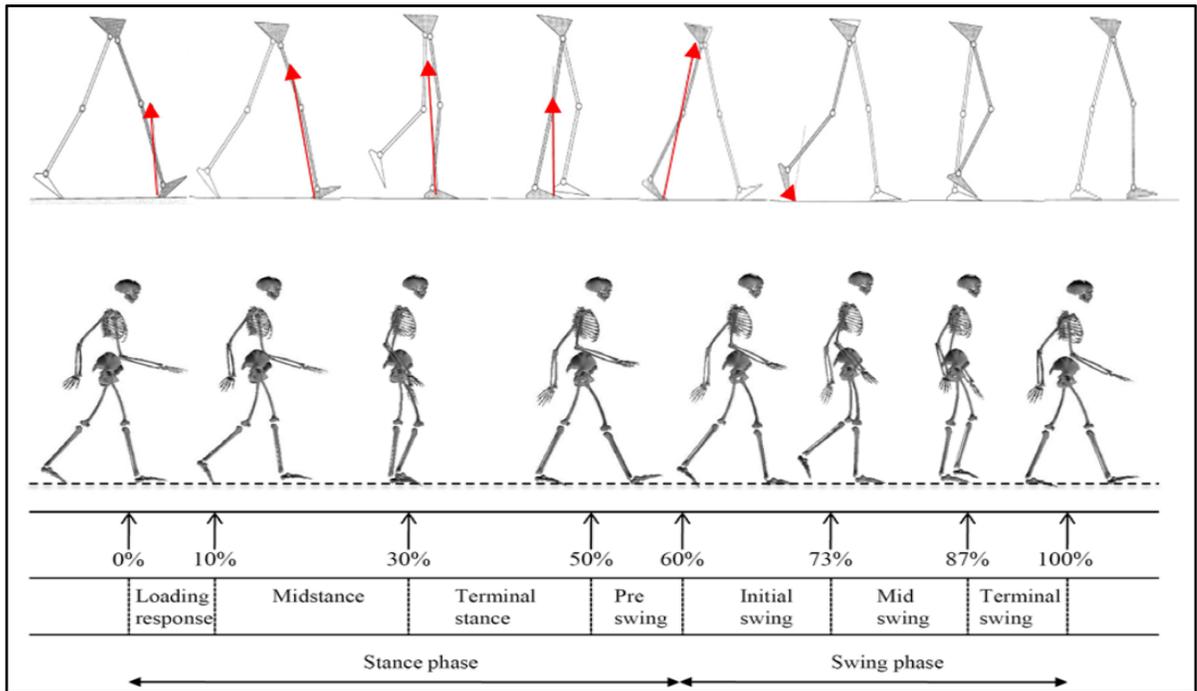


Figure 1.1 Décomposition du cycle de la marche chez le sujet sain selon la FRS produite
Adaptée de Whittle (2007) (figure du haut)
Tirée de de Guise, Mezghani, Aissaoui, & Hagemeister (2011) (figure d'en bas)

1.1.2 Les forces de réaction au sol

Dans ce travail, nous nous intéressons à la cinétique, un terme désignant l'étude des forces qui causent le mouvement. Dans son modèle *link-segment*, (Winter, 2009) considère que les forces de réaction au sol (FRS) appelées *Ground Reaction Forces* en anglais, sont présentes durant toute la phase d'appui du cycle de la marche et représentent les forces externes agissant sur le pied. Toujours selon (Winter, 2009), ces forces, agissant durant la marche (figure 1.1) sont distribuées sous la surface du pied mais on considère qu'elles agissent sur un point particulier appelé centre de pression (CoP, de l'anglais *Center of Pressure*) afin de les représenter sous la forme d'un vecteur (figure 1.1). Ce vecteur tridimensionnel est constitué d'une composante verticale, antéro-postérieure et médio-latérale. La quatrième variable à déterminer serait le CoP ou le point d'application de ce vecteur. Les plateformes de forces (PFF) sont l'outil de référence pour nous fournir ces données.

Selon (Winter, 2009), on observe dans la composante verticale de la force (F_z) une augmentation rapide au CT à une valeur supérieure au poids du corps en vue de supporter le poids total avec une accélération de la masse du corps vers le haut. Alors que le genou fléchi pendant la phase d'appui intermédiaire, la PFF sous le pied est partiellement déchargée et la valeur de F_z baisse à une valeur inférieure au poids. Ensuite, lors de la poussée qui permettra la propulsion du pied en vue de son décollage du sol, une flexion plantaire de la cheville se produit provoquant un deuxième pic supérieur au poids corporel. Enfin, F_z diminue et tend vers zéro lorsque le membre controlatéral est posé sur le sol supportant ainsi le poids du corps.

La force antéro-postérieure F_y est la force horizontale exercée par la PFF sur le pied. Tout de suite après le CT, sa valeur est négative indiquant une force de friction horizontale vers l'arrière entre le pied et la PFF ayant un effet de freinage. Cette force nous permet d'avancer sans glisser vers l'avant. À l'approche de la phase d'appui intermédiaire, F_y devient positive car la force de réaction de la PFF agit en direction de l'avant pendant que les forces musculaires, surtout celles responsables de la flexion plantaire, poussent le pied vers l'arrière contre la PFF ayant un effet de propulsion cette fois. Ainsi, cette composante est considérée comme la principale force de propulsion et de freinage, permettant au sujet d'accélérer et de décélérer lors des changements de vitesse de marche.

La composante latérale de la force telle que décrite par (Whittle, 2007) est généralement minime; pour la majorité de la durée d'appui du pied droit, la FRS accélère le centre de gravité du corps vers la gauche, et durant la phase d'appui du pied gauche, l'accélération est dirigée vers la droite du corps.

Par convention, le signe est positif en direction vers le haut en z, en direction de progression du mouvement en y et vers la droite en x.

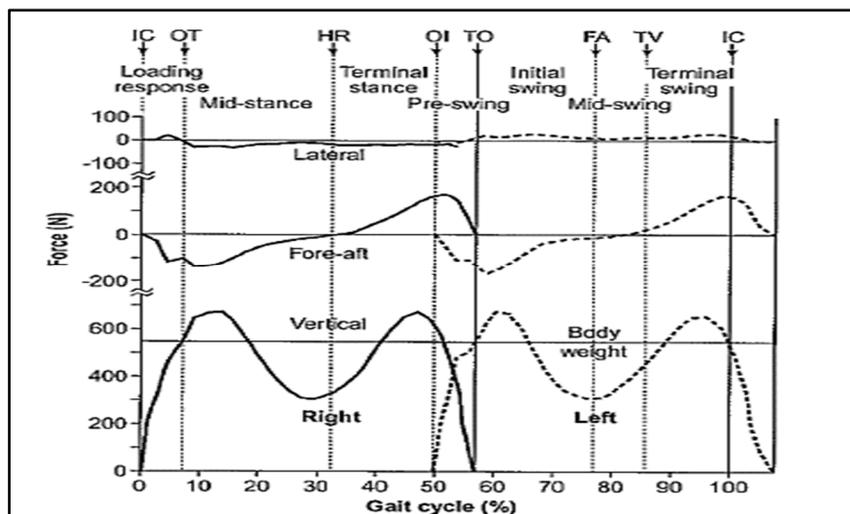


Figure 1.2 Les trois composantes des FRS lors de la marche
Tirée de Whittle (2007)

Il est à noter que les FRS qu'on vient de définir sont des paramètres d'intérêt en biomécanique pour deux raisons.

D'abord, parce qu'il y a beaucoup d'informations qu'on peut déduire des FRS lors de la marche. Elles sont donc une représentation globale du corps entier définissant ainsi des patrons sains et pathologiques. En d'autres termes, en analysant les FRS normalisées par rapport au poids du corps et mesurées sur un plan horizontal à vitesse naturelle, on analyse le comportement total du corps car ces forces de réaction ne dépendent pas uniquement du contact pied-sol mais deviennent plutôt une invariance relative au mouvement de tout le corps. Par conséquent, toute déviation des patrons de FRS par rapport à cette invariance représenterait un modèle pathologique. Associées avec d'autres paramètres, on pourrait identifier la cause de la pathologie en question. Si à l'inverse on connaît ladite pathologie et que l'on veut savoir comment elle intervient, les FRS seules peuvent s'avérer pertinentes.

Deuxièmement, d'un point de vue biomécanique, les FRS sont sans doute les forces externes les plus significatives qui agissent sur le corps causant ainsi l'initiation et la modification du mouvement de tout le corps. D'autre part, comme expliqué à la section 1.1.1, le cycle de marche à vitesse confortable chez l'humain est initié par le contact talon (CT) tout en contrôlant

le centre de gravité pour assurer la stabilité. Les FRS sont le reflet de ce contrôle neuromusculaire.

1.1.3 Les systèmes de capture et d'analyse du mouvement

1.1.3.1 Système de capture de mouvement VICON

Les systèmes de capture de mouvement optoélectroniques ont servi de référent cinématique dans cette étude. Ce système nous fournit la position 3D des marqueurs réfléchissants par rapport à un repère global défini en début de l'acquisition lors de la phase du calibrage. Un tel système est considéré comme l'outil de référence ou le *Gold Standard* grâce à sa précision qui peut atteindre les $63 \pm 5 \mu\text{m}$ pour une combinaison optimale de paramètres pour le modèle de Vicon-460 (Windolf, Götzen, & Morlock, 2008).

1.1.3.2 Plateformes de forces

Tel que mentionné plus haut, les plateformes de forces (PFF) sont l'outil de référence pour mesurer les FRS et ont servi quant à elles de référent cinétique lors de cette étude. Elles sont installées soit sous un tapis roulant instrumenté ou peuvent être intégrées sous le sol dans un laboratoire afin de fournir un environnement de marche dite naturelle. Cette dernière configuration requiert de répéter plusieurs essais de marche pour s'assurer de bien mesurer une foulée complète (deux pas successifs). C'est pour cette raison que la première configuration incluant le tapis roulant instrumenté est plus pratique car elle permet d'analyser la marche dans un espace restreint, de contrôler les conditions de marche (vitesse et pente) (de Guise, Mezghani, Aissaoui, & Hagemester, 2000), de plus de pouvoir mesurer les FRS pendant plusieurs minutes (nombre de pas mesurés considérable). Toutefois, l'utilisation du tapis roulant instrumenté est soumise à certaines contraintes relatives à la déformation du patron de marche car ce n'est pas la hanche de l'individu qui avance dans le sens de progression du mouvement mais c'est plutôt le tapis qui ramène le pied vers l'arrière pour permettre au pas suivant de se produire reproduisant ainsi le mouvement de pendule et non pas de pendule inversé comme observé lors de la marche sur le sol, d'où la première limite. Une autre limite à l'utilisation du tapis roulant instrumenté est la contrainte liée à l'environnement : il ne peut être installé qu'en laboratoire vu son coût élevé et l'expertise qu'il requiert pour pouvoir être

utilisé. Par ailleurs, (Duclos, Aissaoui, Parent, Duclos, & Nadeau, 2019) ont évoqué que le comportement des individus en milieu contrôlé de laboratoire diffère de celui en milieu écologique notamment chez une population pathologique qui pourrait tenter de marcher plus normalement, par exemple pour symétriser sa marche en termes de temps d'appui. Ceci représente un élément qui s'observe moins dans la marche répétée de la vie quotidienne. Toutefois, une période de familiarisation de quelques minutes (de Guise et al., 2000) ainsi que des consignes claires n'obligeant pas le participant à marcher d'une manière bien définie peuvent aider à remédier en partie à ce problème.

Les PFF utilisent des capteurs de forces qui génèrent un signal électrique proportionnel à la force appliquée. Il en existe plusieurs types parmi lesquels on retrouve les jauges de contraintes dont le LIO est équipé. Pour ce type, on retrouve une plaque métallique ou faisceau calibré dont le capteur subit une très petite contrainte ou changement dans l'une de ses dimensions. Cette déformation mécanique, généralement une fraction de 1% provoque une modification des résistances connectées en pont entraînant un déséquilibre des tensions proportionnel à la force appliquée.

1.1.3.3 Analyse de la marche avec les centrales inertielles

De par leur faible coût, les centrales inertielles sont une technologie que la biomécanique a adopté depuis plusieurs années et dont l'intérêt ne cesse de croître notamment pour les études qui visent à analyser la marche hors laboratoire. Une centrale inertielle ou *Inertial Measurement Unit* (IMU) est un système qui combine un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre triaxiaux. Un accéléromètre permettrait d'obtenir l'accélération linéaire d'un segment tandis que le gyroscope mesure la vitesse angulaire. Peu encombrants, ces dispositifs estiment l'orientation d'un objet dans l'espace et non pas sa position tel que le font les systèmes optoélectroniques abordés précédemment. Les unités inertielles commercialisées de nos jours sont non-filaires, permettant l'acquisition soit en mode hors ligne synchronisé grâce à leur capacité d'enregistrer plusieurs gigas de données, ou alors en streaming en envoyant en temps réel les données qu'elles mesurent à un ordinateur à proximité. Par conséquent, les centrales inertielles peuvent être utilisées pour le monitoring continu de l'activité physique, que ce soit

en laboratoire ou dans le milieu de la vie quotidienne pour différentes activités (marche, descente et montée d'escaliers, équilibre posturale, ...etc).

La mesure des orientations obtenues avec les IMU est faite selon le référentiel local du capteur et elle n'est pas liée directement à l'orientation des segments auxquels les capteurs sont attachés. Un calibrage est nécessaire afin de pouvoir établir ce lien et passer d'un référentiel local à un autre dit anatomique. Dans le protocole d'acquisition suivi dans cette étude, un calibrage fonctionnel est fait dans lequel on demande au sujet de faire des mouvements bien précis permettant de déterminer les différents axes de mouvement des articulations du membre inférieur. Ainsi, on obtient les données mesurées dans le repère anatomique avec la direction verticale exprimée en z, la direction antéro-postérieure exprimée en y et enfin la direction médio-latérale exprimée en x.

1.2 Notions de base sur l'automatique et le contrôle des systèmes asservis

1.2.1 Concept de systèmes

Selon (Ostertag, 2004), tout dispositif soumis aux lois de la physique et caractérisé par certaines grandeurs peut être défini comme un système, qu'il soit à une variable (mono variable) ou à variables multiples (multi variables). Les grandeurs en question consistent d'une part à l'entrée ($u(t)$) représentant une action extérieure agissant sur le système, et d'autre part à la sortie du système ($y(t)$) qui caractérise le paramètre à contrôler. D'autres grandeurs possédant une action sur le système sont appelées 'entrées de perturbation'.

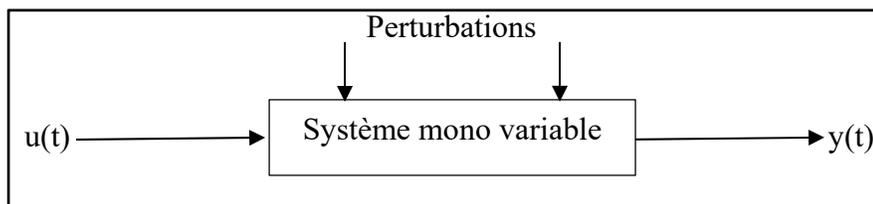


Figure 1.3 Représentation d'un système avec ses grandeurs

Dans cette étude, une partie des données est collectée avec des IMU tandis que l'autre partie est issue des PFF correspondant aux FRS de référence. En entrée, nous avons la norme de

l'accélération linéaire, la norme de la vitesse angulaire ainsi que le patron moyen des FRS mesurées. En sortie, nous avons les FRS estimées selon le modèle qu'on va décrire dans les prochaines sections. Il s'agit donc d'un système à entrées multiples et à sortie unique ou ce qu'on appelle un système MISO (*Multiple Input Single Output*).

1.2.2 Linéarité des systèmes

Considérons un système à plusieurs entrées et sorties i . Ce système produit sur une sortie donnée la réponse $y_{i1}(t)$ suite à l'application d'un signal $u_1(t)$ à l'une de ses entrées d'une part, et d'autre part, il produit la réponse $y_{i2}(t)$ suite à l'application d'un signal $u_2(t)$ à une autre entrée. On estime que ce système est linéaire si, en appliquant simultanément aux deux entrées précédentes les grandeurs $c_1u_1(t)$ et $c_2u_2(t)$, le système produit sur la sortie i la réponse suivante quelle que soit la sortie i et quel que soit le couple d'entrées (Ostertag, 2004) :

$$Y_i(t) = c_1y_{i1}(t) + c_2y_{i2}(t) \quad (1.1)$$

Ainsi, chaque système physique pouvant être représenté par une équation différentielle décrivant la relation entrée-sortie tel qu'illustré dans (1.2), est linéaire :

$$\sum_{i=0}^n a_i(t) \frac{d_i y}{dt_i} = \sum_{i=0}^m b_i(t) \frac{d_i u}{dt_i} \quad (1.2)$$

Une telle équation pourrait être résolue grâce à l'outil mathématique puissant qu'est la transformation de Laplace tel que :

$$Y(s) = \frac{\sum_{i=0}^m b_i s^i}{\sum_{i=0}^n a_i s^i} U(s) + \text{termes dûs aux conditions initiales} \quad (1.3)$$

Où a_i , b_i sont des constantes et $n \geq m$, pour des raisons de causalité.

Ainsi, le comportement dynamique du système est déduit à partir de la fonction de transfert obtenue à partir de l'équation (1.3). Ce qui nous donne l'équation suivante qui n'est rien d'autre

que le rapport des transformées de Laplace de la sortie et de l'entrée du système lorsque toutes les conditions initiales sont nulles :

$$F(s) = \frac{\sum_{i=0}^m b_i s^i}{\sum_{i=0}^n a_i s^i} \quad (1.4)$$

Enfin, la transformée de Laplace de la réponse du système suite à une excitation d'entrée $u(t)$ est donnée simplement par une équation algébrique :

$$Y(s) = F(s)U(s) \quad (1.5)$$

D'où la fraction rationnelle suivante de la fonction de transfert introduite plus haut :

$$F(s) = \frac{N(s)}{D(s)} \quad (1.6)$$

Où $N(s)$ et $D(s)$ sont des polynômes en s à l'instar de l'équation (1.3). Les racines de $D(s)$ sont appelées les pôles de $F(s)$, et les racines de $N(s)$ sont appelés les zéros de $F(s)$. Une fois les pôles et les zéros calculés, on peut étudier $F(s)$ en analysant la configuration de ces deux paramètres (les pôles et les zéros) dans le plan complexe, ce qui nous renseigne sur la forme et l'amplitude de la réponse du système ainsi que sur la stabilité du système.

En général, les systèmes physiques ne sont pas toujours linéaires ni linéarisables. Par conséquent, de tels systèmes n'obéissent pas au principe de superposition présenté précédemment et sont donc définis par opposition aux systèmes linéaires.

1.2.3 Identification des systèmes

Selon (Sebastian, Kumar, Schoen, Urfer, Creelman, & Naidu, 2010), l'identification d'un système implique sa modélisation à travers le développement d'une relation mathématique reliant les différentes variables du système. La modélisation comprend trois tâches : d'abord, la mesure précise des données d'entrée et de sortie dans le domaine temporel ou fréquentiel; ensuite, la définition de la structure du modèle, et enfin, la définition de la règle qui permettrait

d'établir la structure du modèle à partir des données mesurées et la validation du modèle. Concernant la première étape, les données ont été recueillies au sein du laboratoire du LIO selon le protocole expérimental décrit en détails au chapitre 2. S'agissant du choix de la structure du modèle, nous avons opté pour le modèle bloc-orienté non-linéaire de type Hammerstein-Wiener qui sera abordé dans la section suivante.

1.2.4 Modélisation par bloc-orienté de Hammerstein-Wiener

En assumant que le modèle de notre système soit non linéaire, le choix du modèle à utiliser devrait se faire en fonction de sa capacité à saisir la dynamique du système due à la non-linéarité de ses données d'entrée et de sortie. La méthode de Hammerstein-Wiener est une avenue intéressante qui a été beaucoup documentée dans plusieurs domaines notamment dans l'analyse des forces articulaires à partir des données électromyographiques (EMG) (Sebastian et al., 2010) ou alors dans l'estimation des angles articulaires du coude avec les données EMG (Sommer & Forner-Cordero, 2018). Cependant, le modèle de Hammerstein-Wiener n'a jamais été utilisé dans l'estimation des FRS auparavant mais une méthode assez semblable l'a été selon notre revue de littérature (le modèle de NARMAX, ou *nonlinear autoregressive moving average models with exogeneous inputs*). Le modèle pour lequel nous avons opté n'est rien d'autre que la combinaison du modèle Hammerstein, caractérisé par un bloc statique non linéaire suivi d'un bloc dynamique linéaire, et du modèle Wiener, qui est l'inverse de Hammerstein où le bloc dynamique linéaire est suivi d'un bloc statique non linéaire.

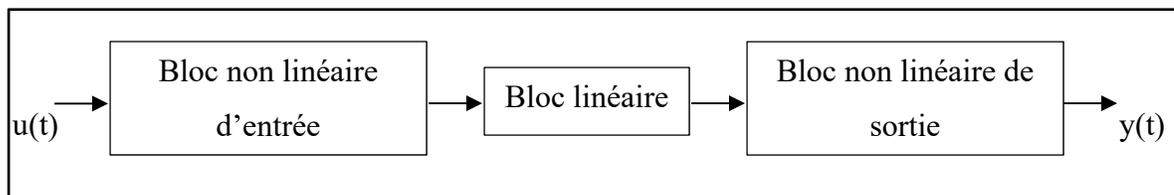


Figure 1.4 Structure du modèle bloc-orienté de Hammerstein-Wiener

Les paramètres à déterminer dans un tel modèle sont :

- concernant le bloc linéaire : ce bloc est caractérisé par une fonction de transfert qui, rappelons-le, n'est rien d'autre que le rapport des transformées de Laplace de la sortie et

de l'entrée du système lorsque toutes les conditions initiales sont nulles (équation (1.4)). Il faudrait donc déterminer : le nombre de pôles et de zéros de la fonction de transfert ainsi que le retard ou le délai entre l'entrée et la sortie en termes de nombres d'échantillon.

- concernant les deux blocs restants : les estimateurs non linéaires au niveau de l'entrée et de la sortie. Les non-linéarités les plus courantes et qui peuvent être employées sous l'environnement Matlab sont les fonctions suivantes : la fonction par parties ou *piecewise*, la sigmoïde, la saturation, la zone morte, l'ondelette, la fonction polynomiale et enfin la fonction de gain unitaire.

1.3 Revue de littérature sur l'estimation des FRS lors de la marche

En vue de mieux cerner les études en lien avec notre travail de la manière la plus spécifique possible, nous n'avons considéré que les études axées sur la prédiction des FRS avec les critères suivants :

1. Seulement la marche a été considérée écartant ainsi les études portant sur la course ou le saut.
2. Les capteurs inertiels ont été priorisés en vue de leur praticité écartant ainsi les études utilisant les semelles de pression et les chaussures instrumentées. Exception faite pour les systèmes de capture de mouvement optoélectroniques qui ont été utilisés dans certaines études et qui ont servi de référent cinématique.

Il en découlera cinq sous-sections classées selon le type de méthode de prédiction des FRS, à savoir : les méthodes basées sur la modélisation multi-segmentaire, les méthodes de modélisation musculo-squelettique, les méthodes d'apprentissage machine, les méthodes basées sur des calculs de régression et de statistiques, et enfin les méthodes basées sur l'identification des systèmes. Les études seront critiquées au fur et à mesure, et dans la mesure du possible, elles seront confrontées entre elles. Notre revue s'achèvera avec un tableau de synthèse qui viendra souligner les points importants à retenir pour chaque étude. La critique se fera en se basant sur le niveau de précision des études ainsi que sur leur praticité et sur l'éventuelle possibilité d'utiliser telle ou telle méthode en dehors du laboratoire pour pouvoir les confronter à nos résultats ultérieurement. En ce qui concerne la mesure de la précision,

l'erreur quadratique moyenne (RMSE de l'anglais *root-mean-square-error*) a été utilisée dans la majorité des études. Pour cette raison, nous l'avons adoptée dans notre calcul de l'erreur au chapitre 3.

1.3.1 Prédiction des FRS basée sur la modélisation multi-segmentaire du corps

Selon les études analysées dans cette première catégorie de modèles, cette approche nécessite la mesure de la cinématique du corps entier afin de pouvoir appliquer l'équation de mouvement de Newton au centre de gravité du corps, et d'obtenir les FRS (en supposant que les FRS sont les forces extérieures agissant principalement sur le corps lors de la marche). Ainsi, la loi de Newton se traduit par la sommation du produit de l'accélération (a) et de la masse (m) de chaque segment (i) comme suit :

$$F = \sum_{i=1}^n (m_i a_i) \quad (1.7)$$

Par ailleurs, comme défini à la section 1.1.1, le cycle de la marche est constitué de plusieurs phases dont le double support (DS), et par conséquent, en appliquant l'équation (1.7), la force obtenue avec ce calcul exprime la force totale distribuée entre le pied droit et le pied gauche. Tel que démontré dans les études suivantes, ce problème d'indétermination est vu comme la limite majeure de cette méthode d'estimation des FRS, car au moment du double support on tombe dans le piège de la boucle fermée. C'est ainsi que des travaux de recherche se sont succédés dans ce sens en appliquant la méthode basée sur la loi de Newton lors du simple appui et se sont intéressées à développer différentes solutions pour palier au problème d'indétermination lors du DS.

L'une des premières tentatives à estimer les FRS hors laboratoire est celle de (Ohtaki, Sagawa, & Inooka, 2001). Cette étude s'est basée sur le principe de symétrie lors de la marche normale, ce qui a permis de faire la collecte de données sur un seul membre inférieur (droit) en utilisant trois capteurs inertiels en position distale sur la cuisse, le tibia et le sacrum chez six participants. Ceci présentait l'avantage d'être peu encombrant et visait à effectuer un monitoring ambulatoire pour prévoir la chute des personnes âgées dans leur milieu naturel. Pour évaluer

le niveau de précision de cette méthode, les auteurs ont employé un système de capture de mouvement optoélectronique jumelé avec des PFF. Ainsi, les forces ont été prédites durant la phase de simple appui selon l'équation (1.7) en calculant l'accélération du membre controlatérale selon l'équation (1.9) basé sur la symétrie bilatérale.

$$F^{appui} = \sum_{i=1}^5 m_i^0 * a^{i,ci}(t), \quad t \in \text{milieu d'appui} \quad (1.8)$$

$$a^{gauche,0}(t) = a^{droite,0}(t + T/2) \quad (1.9)$$

m_i^0 et $a^{i,ci}$ étant la masse et l'accélération au centre de masse du segment i (cinq segments au total : bassin, cuisses et jambes), T étant la moyenne des cycles de marche calculée à partir des moments correspondant au CT de tous les pas effectués. L'erreur maximale RMSE obtenue était de 0,31 N/BW où BW réfère au poids du corps (de l'anglais, *body weight*) étant donné que les FRS ont été normalisées.

On comprend donc que cette première tentative s'est limitée à la phase de simple support dans le plan sagittal et que plusieurs assumptions simplistes ont été bâties pour arriver à ces résultats. Ces limites ont été soulevées et les études qui ont suivi ont cherché à y remédier, notamment en ce qui concerne le problème d'indétermination en double support.

Plus tard en 2008, on retrouve l'étude menée par (Ren, Jones, & Howard, 2008), qui est d'ailleurs un article fondateur dans cette première catégorie. Les auteurs ont proposé pour la première fois une solution au problème d'indétermination en boucle fermée avec une méthode appelée STA (*Smooth Transition Assumption*). Le corps humain a été représenté par un système à 13 segments rigides. L'équation suivante a été utilisée, de manière similaire à l'étude précédente, pour déterminer la FRS durant la phase de simple appui :

$$F_d + F_g = \sum_{i=1}^n [m_i(r_{ci} - g)], \quad t \in \text{milieu d'appui} \quad (1.10)$$

F_d et F_g sont les forces de réaction sous le pied droit et gauche, respectivement, r_{c_i} est l'accélération du centre de masse du segment, et g le vecteur de gravité.

Lors de la phase de double support (DS), les auteurs se sont inspirés des hypothèses de transfert des forces de réaction et ont développé la méthode STA basée sur les observations suivantes :

1. La FRS sous le pied arrière tend tout doucement vers le zéro durant le DS
2. Les ratios des FRS par rapport à leur valeur sous le pied en CT peuvent être exprimés par des fonctions de transition en fonction de la durée du DS.

Les fonctions de transition semi-empiriques suivantes ont donc été utilisées pour estimer les FRS sous le pied arrière :

$$\frac{F(t)}{F_0} = e^{-\left(\frac{t}{T_{ds}}\right)^3} \quad (1.11)$$

L'équation (1.11) est la fonction de transition pour la composante verticale et médio-latérale de la FRS où T_{ds} équivaut à la moitié de la durée du DS. La composante antéro-postérieure est représentée quant à elle par l'équation (1.12).

$$\frac{F_x(t)}{F_{x_0}} = \left(k_1 e^{-\left(\frac{t-t_p}{T_{ds}}\right)^2} - k_2 * \frac{t}{T_{ds}}\right) \quad (1.12)$$

F_{x_0} est la force antérieure au niveau du talon controlatéral en CT, et $t_p = 2T_{ds}/3$ est le moment où survient le pic de la force. Les constantes $k_1 = e^{4/9}$ et $k_2 = k_1/2 * e^{-16/9}$ sont déterminés grâce aux conditions limites au niveau du pied controlatéral au moment du CT ($t=0$) et au moment de la levée du talon (LT) ($t = 2T_{ds}$) tel que : $F_x(0) = F_{x_0}$, $F_x(2T_{ds}) = 0$. Pour ce qui est du pied avant, l'équation (1.10) a été employée.

Les résultats obtenus chez trois participants étaient satisfaisants avec une erreur RMSE de 6% pour la force verticale, 10% pour la force AP et 13% pour la force ML.

Quelques années plus tard, (Villeger, Costes, Watier, & Moretto, 2014) se sont penchés sur l'amélioration du modèle proposé par (Ren et al., 2008) en vue de décomposer les FRS mesurées par une seule PFF lorsque les deux pieds sont en DS. Les modifications apportées consistent à ajouter les caractéristiques des FRS et de la vitesse de marche à la période précédant le DS. Une erreur de 3.8% a été rapportée pour la force verticale en DS. Toutefois, cette étude n'a pas tenté de décomposer les forces estimées avec des IMU car leur objectif était de rendre l'utilisation d'une seule PFF envisageable en réduisant l'erreur due à la décomposition de la force totale qu'elle mesure. Toutefois, la méthode STA de (Ren et al., 2008) présente un point d'intérêt basé sur le fait qu'elle ne repose pas sur l'assomption de symétrie des membres inférieurs lors de la marche tel que (Ohtaki et al., 2001) l'ont stipulé précédemment. Par conséquent, la méthode STA pourrait être appliquée pour prédire les FRS chez une population pathologique, mais ceci reste à explorer car ce modèle a été construit à partir de données empiriques de sujets sains, ce qui pourrait la rendre inadéquate en cas d'asymétries. L'une des limites notables de la majorité des études décrites dans cette section, incluant celle de (Ren et al., 2008) consiste à la nature de la démarche adoptée. En effet, la méthode STA est considérée comme une approche globale nécessitant la cinématique du corps entier (52 marqueurs réfléchissants), car elle est basée sur la modélisation multi-segmentaire. Ceci implique que le participant soit équipé d'un matériel assez chargé, et par conséquent, si l'on veut amener cette méthode à l'extérieur du laboratoire, un nombre non minimal d'IMU serait nécessaire.

Pour mieux visualiser ce point, on cite l'étude de (Karatsidis et al., 2016) qui ont d'ailleurs adopté la méthode STA dans leur travail avec 17 centrales inertielles afin de pouvoir modéliser le corps entier avec une approche globale à 23 segments rigides. Onze sujets sains (hommes) ont été recrutés et équipés d'un système inertiel Xsens à 17 modules. De plus, trois PFF ainsi qu'un système optoélectronique a été utilisé avec 53 marqueurs. Ensuite, ces participants ont marché pieds nus à trois différentes vitesses : normale, rapide et lente. Les auteurs ont considéré que la force de réaction totale était la somme des FRS sous chaque pied telle que :

$$F_{gauche} + F_{droite} = F_{totale} \quad (1.13)$$

Durant la phase du DS, un algorithme de distribution basé sur la fonction STA, a été utilisé et a été construit à partir de données empiriques par le moyen d'une interpolation par spline cubique. L'estimation des FRS a été faite de deux manières différentes, l'une basée sur la cinématique obtenue avec les capteurs inertiels et l'autre avec le système optoélectronique et les deux techniques ont été comparées aux FRS de référence. L'erreur relative RMSE était de $9,4 \pm 2,5\%$ pour les FRS_{ap}, $13,1 \pm 2,8\%$ pour les FRS_{ml}, et enfin $5,3 \pm 3,1\%$ pour les FRS_v concernant l'estimation des trois composantes de la FRS basée sur les capteurs inertiels qui nous intéressent.

La limite majeure de cette étude est le fait que la fonction de distribution ait été dérivée à partir des valeurs moyennes des données des PFF en DS et que ces courbes aient été obtenues à partir de données issues de 11 sujets sains, ce qui peut rendre son application à une population pathologique difficile. De plus, l'analyse des auteurs a tenu compte de la différence dans la vitesse de marche et la méthode de prédiction développée s'est avérée moins bonne en changeant de vitesse. Une méthode de distribution plus sophistiquée alors devrait être envisagée.

Basé sur la trajectoire théorique du CoP ainsi que sur les équations de Newton-Euler, (Yang & Mao, 2014) se sont intéressés à estimer les FRS dans le plan sagittal et proposent un modèle du membre inférieur à sept segments en assumant une symétrie lors de la marche. Par conséquent, le mouvement des membres inférieurs a été mesuré à l'aide de six gyroscopes bi-axiaux et de deux accéléromètres triaxiaux au niveau des pieds. Quant aux FRS de référence, elles ont été mesurées avec deux capteurs de force sous chaque pied. Ainsi, les forces de contact articulaires ont été calculées selon les équations de Newton-Euler et une fonction de pondération a permis d'estimer les FRS au niveau du talon et des phalanges basé sur la trajectoire théorique du CoP pour chaque pied. Trois participants ont pris part à cette étude en effectuant une série de tests de marche avec la contrainte de marcher les mains sur la poitrine afin d'éliminer l'effet du mouvement du tronc sur la marche. Le modèle d'estimation des FRS a été conçu en utilisant ces données expérimentales qui sont plutôt limitées et repose sur plusieurs hypothèses théoriques simplistes. De cette manière, les forces exercées sur les pieds

ont été considérées comme la somme des forces appliquées sur les phalanges et sur le talon engendrant trois cas subséquents dépendamment de quelle partie du pied (phalange, talon ou les deux) était en contact avec le sol. Les valeurs de la fonction de pondération ont été assignées selon la trajectoire du CoP.

Cette étude a donné un coefficient de corrélation entre 0.95 et 0.99 pour la phalange et entre 0,97 et 0,99 pour le talon confirmant ainsi la validité de la méthode, selon les auteurs. Aucune mesure de précision n'a été faite.

Une année plus tard, (Yang & Mao, 2015) ont tenté d'améliorer leur modèle analytique en proposant une méthode 3D cette fois-ci et en tenant compte de l'effet des variations de la posture du tronc sur l'estimation des FRS.

Sept IMU ont été employés sur deux participants et les mesures de référence ont été obtenues grâce à un système de capture du mouvement et des chaussures instrumentées dotées de capteurs de charge au niveau des phalanges et du talon. A l'instar de la précédente étude, la force exercée sous le pied droit, par exemple, est considérée comme la somme des forces sous le talon (FD-talon) et les phalanges (FD-ph). Les forces FD-talon et FD-ph, ont pu être obtenues en fonction de la distance s entre le centre de pression (cp), et le talon, l_{pied} étant la longueur du pied :

$$F_{D-ph} = sF_{D-pied} \text{ et } F_{D-talon} = (1 - s) F_{D-pied} \quad (1.14)$$

$$s = l_{cp}/l_{\text{pied}} \quad (1.15)$$

Durant la phase de DS, la fonction STA décrite précédemment dans l'étude de (Ren et al., 2008) a été utilisée. On rapporte une erreur RMSE moyenne, chez les deux participants, de 50,07 et de 63,04 N au niveau du talon et de la phalange, respectivement.

Jusque-là, la majorité des études qui ont été abordées évoque l'importance de développer une méthode qui puisse être appliquée hors laboratoire. Par conséquent, l'étude suivante a tenté de faire la validation à l'intérieure et à l'extérieure du laboratoire. Ainsi, (Erfan Shahabpoor & Aleksandar Pavic, 2018) présentent une méthode appelée '*Scaled Acceleration*' (SA) dans le

but d'estimer les FRS_V basé sur ce que mesure un capteur inertiel placé au niveau de la 7^{ème} vertèbre cervicale (C7). Six participants ont pris part à cette étude et ont dû marcher à vitesse confortable ainsi qu'à vitesse lente. Les FRS_V ont été prédites selon la loi de Newton sur les 13 segments considérés. L'erreur NRMSE entre les pics variait entre 2,7 et 6,5% avec une valeur moyenne de $4,4 \pm 1,1\%$. Ensuite, un modèle linéaire basé sur la seconde loi de Newton a été utilisé tel que :

$$FRS_V = m_{\text{totale}} \times \gamma \times \ddot{x}_{V, C7}(t) + g \quad (1.16)$$

Où γ étant un coefficient variable, $\ddot{x}_{V, C7}(t)$ étant l'accélération du capteur de la C7 et g étant la gravité. Pour chaque essai de marche de chaque participant, la valeur du coefficient γ est déterminée de manière à ce que l'erreur NRMSE soit minimisée entre les forces de réaction verticales estimées et mesurées. Par conséquent, il a été constaté que les valeurs optimales de γ se situeraient entre 0,78 et 0,96 indépendamment de la vitesse de marche ou de la cadence ainsi que du poids ou de la taille du participant. Toutefois, il est à noter que γ varie significativement au cours du cycle de la marche et par conséquent, en assumant que $\gamma = 1$, comme ce qui a été fait dans les études précédentes de la présente section (1.3.1), ces dernières méthodes pourraient s'avérer très simplistes. Il a fallu déterminer $\gamma_T(t)$ dans un premier lieu à partir des FRS_V de références (eq. 1.16), ensuite $\gamma_T(t)$ a pu être utilisé pour faire l'estimation concernant la population et l'activité visées.

$$\gamma_T(t) = FRS_V(t) - m_{\text{total}} \times g / m_{\text{total}} \times \ddot{x}_{V, C7}(t) \quad (1.17)$$

La méthode SA a donné des résultats d'erreur RMSE normalisée de $5,6 \pm 1,5\%$ concernant la marche au sein d'un laboratoire. Ensuite, cette méthode a été testée hors laboratoire pour apprécier sa performance loin des PFF chez dix participants équipés d'une semelle de pression Tekscan F-Scan et un IMU placé à la C7. Les semelles de pression ont par ailleurs été calibrées avant et après chaque essai dans le laboratoire à l'aide de PFF ce qui a quand même engendré une erreur NRMSE entre 2 et 5% dans la mesure des FRS_V due à l'utilisation de ces semelles. L'erreur de prédiction ($FRS_{V\text{-prédites}}$) quant à elle a été estimée entre 7 et 11%.

L'étude suivante menée par (Brownjohn, Chen, Bocian, Racic, & Shahabpoor, 2018) se distingue de par son objectif derrière la prédiction des FRS. En effet, les chercheurs s'y intéressent en vue d'évaluer la performance des passerelles piétonnières car les forces de réaction peuvent engendrer une excitation des modes de vibration horizontales des grandes structures avec des fréquences inférieures à 2 Hz qui seraient problématiques pour l'excitation mécanique. Les auteurs cherchent à estimer les FRS_{ml} car c'est cette composante en particulier qui serait responsable de générer une excitation des vibrations latérales du pont associées au passage des piétons. Un tapis roulant instrumenté a été utilisé avec trois capteurs inertiels (C7, sternum et bas du dos), de plus d'un système optoélectronique. La méthode d'estimation des forces de réaction médio-latérales utilisée ici est relativement simple. Il s'agit de transformer les données mesurées avec les IMU au référentiel global aligné selon le Nord magnétique et venir appliquer ensuite une seconde rotation autour de l'axe vertical pour aligner les signaux obtenus selon la direction de marche. Enfin, la masse du corps est multipliée par la combinaison linéaire des accélérations du bas du dos et du sternum. Les auteurs rapportent très peu de résultats numériques, ils révèlent une surestimation des forces normalisées médio-latérales de 3% avec un coefficient de variation de 16,5%.

Enfin, pour clôturer cette première section, on fera un dernier point sur la prédiction des FRS lors de la phase de DS. (Lugrís, Carlín, Pàmies Vila, & Cuadrado, 2011) ont recensé et comparé les méthodes visant à résoudre ce problème. Dans leur projet, les auteurs visent à simuler les mouvements de marche chez les personnes atteintes de lésions partielles de la moelle épinière qui utilisent des orthèses actives afin de pouvoir fabriquer des orthèses personnalisées et adaptées selon chaque patient. Un participant sain a pris part à une acquisition de données avec 37 marqueurs réfléchissants et a marché le long d'un couloir doté de deux PFF. Ensuite, un modèle 3D du sujet a été créé avec 18 segments et 57 degrés de liberté et a été utilisé pour la simulation par dynamique inverse. Les FRS lors du DS ont été estimées grâce à un modèle de contact pied-sol (*foot-ground contact model* ou FCM). D'abord, l'équation de Newton présentée précédemment a été utilisée pour estimer les FRS_v totales en se basant sur la cinématique obtenue avec le système optoélectronique. Les paramètres de la méthode FCM pour les deux pieds ont été examinés au moyen d'un processus d'optimisation. Enfin, la différence entre les FRS_v totales obtenues basées sur la cinématique et celles obtenues avec la

FCM a été définie comme une fonction de coût et sa minimisation a permis de trouver les FRSv sous chaque pied. Aucune validation n'a été faite même si les résultats semblent satisfaisants, tel qu'illustré sur les figures présentées dans l'article. Par contre, aucun résultat numérique n'a été rapporté, un seul participant a été analysé et donc on ne peut pas trancher sur la validité de ce modèle. Dans le reste de l'article, les auteurs commencent par citer l'étude de (Ren et al., 2008), et soulignent l'incompatibilité de la méthode STA dans le cas de marche pathologique et introduisent un modèle de contact pied-sol qui permettrait d'obtenir les FRS. La deuxième méthode citée consiste à estimer les FRS par un modèle de contact basé sur l'optimisation. Ainsi, les forces sont obtenues en fonction de l'indentation entre les deux surfaces de contact. Ensuite, la force de contact totale est décomposée selon une force normale et une force tangentielle. Les paramètres correspondant à chaque composante entrent en jeu dans le processus d'optimisation. En appliquant la méthode STA, on rapporte une erreur RMS de 18,22 (F_x), 8,31 (F_y) et 72,01 N (F_z) pour le pied lors de la levée des orteils et une erreur RMS de 22,65, 25,07 et 162,49 N, respectivement pour le pied en contact talon. D'autre part, une erreur RMS de 50,87 N a été rapportée pour la composante F_z en appliquant le modèle de contact.

1.3.2 Prédiction des FRS basée sur l'apprentissage machine

Cette catégorie englobe des études qui ont opté pour une approche basée sur l'hypothèse qu'une relation existe entre l'accélération linéaire mesurée sur un segment particulier du corps humain et les FRS. Cette relation est déterminée par entraînement grâce à un ensemble de données conséquent. On parle alors de modèles dits '*data-driven*'.

L'une des premières études à avoir utilisé un réseau de neurones artificiels (*Artificial Neural Network*, ANN) est celle menée par (Leporace, Batista, Metsavaht, & Nadal, 2015). Dix-sept sujets sains ont marché à vitesse confortable équipés d'un accéléromètre en position distale sur les deux jambes. Deux PFF ont permis d'obtenir les données de référence pour l'entraînement des deux modèles. Quatorze entrées ont été sélectionnées et un réseau perceptron multicouches avec une couche cachée a été utilisé pour simuler les FRS dans les trois composantes. Deux configurations ont été considérées : un réseau avec trois sorties (1 MLP), ou trois réseaux avec

une sortie chacun (3 MLP). Pour chaque test, le réseau a été entraîné avec l'algorithme de rétropropagation de Levenberg-Marquardt. Concernant la première configuration, le nombre de neurones de la couche cachée était de huit. Ce nombre a été déterminé de sorte que l'écart absolu moyen soit minimal. La deuxième configuration a donné un nombre de neurone de huit pour la composante AP, cinq pour la V et dix pour la ML. Le tableau suivant compare les résultats obtenus avec les deux configurations en illustrant l'écart absolu moyen (*mean absolute difference* ou MAD) en pourcentage (%) et en pourcentage du poids du corps (%BW, de l'anglais *body weight*). Aucune différence significative n'a été démontrée entre ces deux configurations.

Tableau 1.1 Résultats de prédiction des FRS
Tiré de Leporace et al. (2015)

FRS	MAD (%BW)		MAD(%)	
	3 MLP	1 MLP	3 MLP	1 MLP
AP	1,8 ± 0,7	1,9 ± 0,6	5,2 ± 2,0	5,4 ± 1,8
V	5,1 ± 1,6	5,2 ± 1,7	4,7 ± 1,4	4,8 ± 1,5
ML	1,4 ± 0,5	1,4 ± 0,5	12,8 ± 5,6	13,0 ± 6,1

Par ailleurs, seulement quatre cycles de marche à vitesse confortable ont été collectés chez 17 participants, ce qui constitue un ensemble de données d'entraînement assez modeste. Un ensemble de données plus large serait envisageable sous d'autres conditions de marche, afin de pouvoir trancher sur la robustesse de cette méthode et de palier à la variabilité inter- et intra-sujet des FRS.

Une autre méthode basée sur l'apprentissage machine, en l'occurrence un réseau de neurones artificiels supervisé (ANN) a été utilisée dans l'étude de (Oh, Choi, & Mun, 2013) ainsi que l'étude de (Choi, Lee, & Mun, 2013).

De leur part, (Oh, Choi, & Mun, 2013) ont utilisé les données de 48 participants sains marchant à vitesse confortable le long d'un couloir de 10 m. Le matériel utilisé consistait à un système optoélectronique et deux PFF. Une approche hybride est proposée dans ce travail selon la phase du cycle de marche. En simple appui, une analyse par dynamique inverse est effectuée sur un

modèle humain à 15 segments rigides et les FRS sont prédites selon l'équation de Newton explorée à la section précédente. Lors du DS, un modèle basé sur les réseaux de neurones en aval supervisé avec une couche d'entrée, une couche cachée et une couche de sortie a été employé. Quatorze variables d'entrées ont été sélectionnées pour le réseau de neurones parmi 825 autres candidats de plus d'une technique de carte auto-organisatrice ainsi que d'un algorithme génétique de régression générale. Une fois les FRS prédites pour les deux phases du cycle de la marche, une interpolation par des splines cubiques a permis d'obtenir des courbes lisses pour l'ensemble du cycle. La couche cachée était constituée de trois nœuds exprimés par une fonction de transfert bipolaire de type sigmoïde.

Tableau 1.2 Résultats de prédiction des FRS
Tiré de Oh et al. (2013)

calcul	Simple appui		Double support	
	RMSE (N/kg)	rRMSE (%)	RMSE (N/kg)	rRMSE (%)
ML	0,051(0,034)	26,2 (4,0)	0,056(0,024)	11,7 (2,0)
AP	0,071(0,028)	2,6 (0,7)	0,125(0,043)	4,4 (0,7)
V	0,352(0,114)	11,3 (2,1)	0,566(0,148)	4,7 (0,8)

Une comparaison a été faite entre les résultats obtenus dans le cadre de cette étude, ceux obtenus avec la méthode STA de (Ren et al., 2008) et ceux obtenus avec la méthode FCM de (Lugris et al., 2011). Il en est conclu que le modèle ANN est le plus performant avec un coefficient de corrélation (R) supérieur de 0,92 (ML), 0,98 (AP) et 0,99 (V), une erreur relative RMSE moyenne de 10,9%, 7,3% et 5,8%, respectivement et enfin une erreur RMSE évaluée à 0,04 – 0,65 N/kg. Toutefois, la nécessité d'entraîner le modèle reste la limite majeure de ce genre d'études, et donc la performance de cette technique devrait être étudiée dans le cas de marche pathologique.

D'autre part, dans une étude très similaire, (Choi et al., 2013) ont utilisé les données de 13 sujets sains effectuant trois conditions de postures statiques, de marche à vitesse confortable, de plus de mouvements asymétriques. Un système optoélectronique et deux PFF ont été utilisés. Lors de la phase de simple appui, les FRS sont estimées selon l'équation de Newton.

Lors du DS, un modèle ANN à trois couches semblable à celui employé dans l'étude précédente a été considéré avec une couche cachée de 26 neurones. Treize paramètres d'entrée ont été sélectionnés parmi 1098 candidats initiaux.

Tableau 1.3 Résultats de prédiction des FRS
Tiré de Choi et al. (2013)

FRS	RMSE (N/kg)		rRMSE (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
FRS _{ML}	0,22 (0,07)	0,19 (0,06)	15,3 (5,2)	17,3 (8,1)
FRS _{AP}	0,28 (0,09)	0,25 (0,08)	30,4 (8,5)	31,9 (8,3)
FRS _V	0,62 (0,28)	0,61 (0,26)	8,1 (4,5)	8,4 (5,0)

Ces résultats ont été confrontés à ceux obtenus par (Ren et al., 2008) et le modèle ANN semble être plus précis avec un RMSE entre 0,08 N/kg et 0,73 N/kg contre 0,191 N/kg à 0,710 N/kg pour l'autre étude, et plus particulièrement pour la composante ML, l'erreur rRMSE a été réduite de 20,0% à 12,5%. Pour récapituler, il est à rappeler que la présente étude et celle discutée juste avant considèrent toutes les deux un réseau de neurones artificiel mais différent dans le choix des paramètres d'entrée du modèle, qui selon (Choi et al., 2013) s'agit de l'étape la plus cruciale qui va déterminer à quel point le modèle obtenu est performant.

1.3.3 Prédiction des FRS basée sur la modélisation musculo-squelettique :

(Karatsidis et al., 2018) ont tenté une méthode d'estimation des FRS en utilisant la même base de données collectée par les mêmes auteurs en 2016, présentée précédemment, en se servant d'un modèle musculo-squelettique pour effectuer l'inverse dynamique du corps entier avec des IMU. Trois modèles musculo-squelettiques ont été construits sur le système de modélisation d'AnyBodyTM v.6.0.7 :

- un modèle dont la cinématique est obtenue avec un système inertiel (IMC) et les FRS sont prédites basé sur la cinématique (IMC-PFRS);
- un modèle dont la cinématique est obtenue avec un système optoélectronique (OMC) et les FRS sont prédites basé sur la cinématique (OMC-PFRS);

- un modèle dont la cinématique est obtenue avec un système optoélectronique (OMC) et les FRS sont mesurées avec des PFF (OMC-MFRS);

Dans le système IMC-PFRS, le concept de marqueurs virtuels a été appliqué et un modèle cinématique du corps entier avec 39 degrés de liberté a été utilisé pour les trois modèles. Pour chaque sujet, un essai de référence en position anatomique a servi à l'identification des paramètres liées à la longueur des segments et la position des marqueurs virtuels a été déterminée par la méthode des moindres carrés entre le modèle et les données d'entrée correspondant aux positions des marqueurs. Ainsi, le modèle du bas du corps comptait 110 muscles distribués selon 318 voies musculaires tandis que pour le haut du corps un générateur de couples articulaires a été employé. Pour procéder à la prédiction, les auteurs ont adapté la méthode de (Skals, Jung, Damsgaard, & Andersen, 2017). Un ensemble de 18 points de contact dynamiques superposés à 1 mm sous la surface inférieure de chaque pied a été utilisé. Chaque point de contact dynamique est composé de cinq actionneurs unilatéraux de forces pouvant générer une force verticale positive perpendiculaire au sol, une force de friction statique dans les directions antérieure, postérieure, médiale et latérale avec un coefficient de friction de 0,5. Pour évaluer la précision de leurs modèles, les chercheurs ont suivi les recommandations de (Ren et al., 2008) et, concernant IMC-PFRS, ils ont abouti à une différence quadratique moyenne (RMSD) de $9,3 \pm 3,0$ % BW pour les FRS_V, $5,5 \pm 1,2$ % BW pour les FRS_{AP} et de $2,1 \pm 0,6$ % BW pour les FRS_{ML}. Le modèle OMC-PFRS a par ailleurs donné de meilleurs résultats pour la composante antéro-postérieure (RMSD de $3,7 \pm 1,1$ % BW) de plus de résultats similaires au précédent modèle pour les deux autres composantes (RMSD de $1,9 \pm 0,5$ % BW pour FRS_{ML}; $5,9 \pm 1,9$ % BW pour FRS_V). Les sources d'erreur possibles dans le cadre d'une telle étude pourraient être liées au calibrage lors de la pose anatomique ou N-pose qui pourrait introduire un décalage des positions estimées. Une autre source d'erreur serait liée à la mesure manuelle des longueurs de segments de plus des imprécisions des IMU.

Une autre tentative de résolution du problème d'indétermination avec une technique de modélisation musculo-squelettique, applicable à une panoplie d'activités de la vie quotidienne, est celle menée par (Fluit, Andersen, Kolk, Verdonshot, & Koopman, 2014). Les chercheurs visaient à travers cette étude à développer une méthode qu'ils qualifient « d'universelle » pour

prédire les FRS basé sur la mesure des données cinématiques du corps entier et sur un modèle musculo-squelettique adapté sans avoir recours à des données empiriques ni à des données d'entraînement en faisant appel au logiciel d'AnyBody. Pour cela, neuf sujets sains ont été recrutés. Un système optoélectronique avec 53 marqueurs réfléchissants ainsi que deux PFF ont été employés. Il s'agissait d'effectuer plusieurs activités de la vie quotidienne : marche à niveau à vitesse confortable, lente, et rapide, franchir un obstacle, accroupissements (squats) et enfin montée et descente d'escaliers.

Pour remédier au problème d'estimation des FRS durant le DS, le calcul des FRS a été intégré à un algorithme de recrutement musculaire en introduisant des actionneurs artificiels agissant tel un muscle au niveau de 12 points de contact sous chaque pied. Pour chaque point de contact p , cinq muscles artificiels ou actionneurs ont été ajoutés : un actionneur aligné dans la direction verticale de la PFF générant une force normale et les deux paires d'actionneurs restantes alignés en ML et en AP de la PFF et générant les forces de frictions statiques (positives ou négatives). La force exercée par chaque actionneur est définie comme qF_{\max} où q est le niveau d'activation et F_{\max} l'intensité de la force. Un modèle de contact dynamique a été utilisé pour définir la force de chaque actionneur s'assurant de générer une force de réaction uniquement quand le point de contact correspondant est proche du sol et ne bouge presque pas. Ainsi, une fonction a été définie pour chaque point de contact. De plus, le niveau d'activation q de chaque actionneur agissant comme un muscle a été obtenu suivant le principe de recrutement musculaire et la prédiction des FRS a été effectuée grâce à une méthode d'optimisation.

Pour les FRS_v , on rapporte un RMSE de $0,74 \pm 0,13$, $0,64 \pm 0,15$ et $0,85 \pm 0,17$ N/kg pour la vitesse confortable, lente et rapide, respectivement. Pour les FRS_{ap} , on note un RMSE de $0,38 \pm 0,07$, $0,30 \pm 0,05$ et $0,43 \pm 0,06$ N/kg pour les trois conditions de marche, respectivement. La magnitude des FRS_v était légèrement mais constamment sous-estimée tandis que la magnitude des FRS_{ap} était constamment surestimée. Enfin, les valeurs de RMSE suivantes ont été obtenues pour la FRS_{ml} : $0,17 \pm 0,04$, $0,12 \pm 0,03$ et $0,23 \pm 0,07$ N/kg pour les trois conditions, respectivement. Ces résultats ont été donc obtenus avec une méthode de prédiction impliquant un modèle de contact dynamique et des techniques d'optimisation pour résoudre l'indétermination en DS en considérant un modèle du corps entier avec 28 degrés de liberté tel

que présenté sur le logiciel *AnyBody Modeling System*. C'est à ce niveau-là que réside les limites majeures de cette étude car tout comme l'étude précédente, elle requiert un modèle musculo-squelettique du corps entier, ce qui peut ne pas être disponible en tout temps, de plus de nécessiter un logiciel qui requiert une formation spécifique pour pouvoir être utilisé. Par ailleurs, l'utilisation des IMU est possible avec cette méthode seulement si l'on arrive à cerner de manière précise le mouvement du pied, chose qui peut devenir problématique hors laboratoire et chez des patients.

1.3.4 Prédiction des FRS basée sur des méthodes d'identification

On entame cette section par une étude assez particulière qui a testé plusieurs modèles à la fois, allant de l'application de la loi de Newton présentée à la première section à un modèle linéaire ayant la même structure que cette dernière, en passant par une méthode d'identification non-linéaire de type NARMAX. (Shahabpoor et al., 2018) ont d'abord utilisé une méthode de prédiction des FRS faite selon un modèle linéaire basée sur la corrélation des accélérations des différents segments entre eux selon des modèles mathématiques obtenus avec le modèle NARMAX. Six participants ont été recrutés. Le matériel utilisé consistait à un système optoélectronique, un tapis roulant instrumenté et 12 IMU. Il a été conclu que la C7 était la position de capteur optimale pour l'utilisation d'un IMU, la C7 et la L5 pour deux IMU et enfin C7, L5 et une des deux cuisses pour trois IMU. Toutefois, il serait recommandé d'opter pour une configuration à trois capteurs car elle donnait une meilleure précision. La procédure d'identification du système a considéré un modèle linéaire simple comme point de départ basé sur l'équation de Newton décrite ayant la forme suivante :

$$\text{FRS}_j(t) = (\alpha_{j, C7} \times \ddot{x}_{j, C7}(t)) + (\alpha_{j, L5} \times \ddot{x}_{j, L5}(t)) + (\alpha_{j, cuisse} \times \ddot{x}_{j, cuisse}(t)) \quad (1.18)$$

Où j correspond à l'une des trois composantes de la FRS, \ddot{x} est l'accélération de chaque segment, et α représente une partie de la masse totale du corps tel que :

$$m_{\text{totale}} = \alpha_{j, C7} + \alpha_{j, L5} + \alpha_{j, cuisse} \quad (1.19)$$

Dans un premier temps, les auteurs présentent deux modèles linéaires pour estimer α basé sur l'équation (1.20). Ensuite, un modèle NARMAX ayant la même structure que l'équation (1.20) a été identifié. Concernant le premier modèle linéaire, le calcul des coefficients $\alpha_{j, C7}$, $\alpha_{j, L5}$, $\alpha_{j, cuisse}$ est basé sur le coefficient de corrélation croisée de Pearson ($r_{j,i,p}$) entre l'accélération du centre de masse de chaque segment (i) et les signaux des IMU correspondant aux trois positions d'intérêt (p), pour chacune des trois composantes (j) :

$$\alpha_{j, C7} = \sum_{i=1}^{13} \left(\frac{r_{j,i,p}}{r_{j,i,C7} + r_{j,i,L5} + r_{j,i,cuisse}} \times m_i \right) \quad (1.20)$$

Le deuxième modèle linéaire utilise quant à lui le même coefficient de corrélation $r_{j,i,p}$ et propose l'équation suivante pour calculer le coefficient α , prenons la C7 comme exemple :

$$\alpha_{j, C7} = \sum_{i=1}^{13} \begin{cases} m_i, & \text{si } r_{j,i,C7} \text{ est le } \max(r_{j,i,C7}, r_{j,i,L5}, r_{j,i,cuisse}) \\ 0, & \text{autrement} \end{cases} \quad (1.21)$$

S'agissant du modèle NARMAX, l'équation suivante a été identifiée :

$$y_j(k) = (\alpha_{j, C7} \times u_{j,C7}(k)) + (\alpha_{j, L5} \times u_{j,L5}(k)) + (\alpha_{j, cuisse} \times u_{j,cuisse}(k)) \quad (1.22)$$

Où $u_{j,p}(k)$ représente l'accélération mesurée par l'IMU à une position p dans l'une des trois directions j , et $y_j(k)$ correspondant aux FRS $_j(k)$ mesurées.

Comparativement au premier modèle linéaire qu'on appellera modèle 1 dans ce qui suit, les résultats ont démontré que le deuxième modèle linéaire ou modèle 2 donnait une erreur NRMSE inférieure de 2% et de 4% dans les directions verticale et AP, respectivement, et une erreur NRMSE supérieure de 11% dans la direction ML. En comparant les résultats des deux modèles linéaires avec le modèle non-linéaire de NARMAX, les résultats du Modèle 2 se rapprochaient le plus de ceux obtenus avec NARMAX. De plus, une forme plus générale du modèle NARMAX a été testée en assumant le degré (1 et 2) du polynôme qui caractérise le modèle. Aucune différence significative n'a été trouvée entre ces deux derniers modèles, avec

une bonne estimation obtenue grâce au modèle non-linéaire de premier ordre (NRMSE minimisée de 2 à 3%) par rapport aux modèles linéaires.

Dix participants ont été recrutés pour valider le modèle 2, dans un contexte hors laboratoire. Les sujets ont marché à vitesse confortable avec des semelles de pression et trois IMU. Avant chaque essai de marche hors laboratoire, des essais ont permis de déterminer le coefficient α propre à chacun des participants. Le tableau suivant compare l'erreur NRMSE obtenue avec chacun des modèles présentés.

Tableau 1.4 Erreur NRMSE de prédiction
Tiré de Shahabpoor et al. (2018)

	FRS_V (%)	FRS_{AP} (%)	FRS_{ML} (%)
Modèle 1	8 ± 1,7	21 ± 2,2	16 ± 3,2
Modèle 2	7 ± 1,7	16 ± 2,0	18 ± 6,7
NARMAX	7 ± 1,2	12 ± 1,5	14 ± 4,8
Modèle 2 avec entraînement	7 ± 1,3	13 ± 2,0	13 ± 2,8
NARMAX avec entraînement	7 ± 1,2	9 ± 0,8	12 ± 3,2
Modèle non-linéaire ordre 1	5 ± 1,1	7 ± 0,8	9 ± 2,3
Modèle non-linéaire ordre 2	5 ± 1,0	7 ± 0,8	9 ± 2,2

Ces résultats nous indiquent que les modèles non-linéaires sont les plus précis et permettent de réduire l'erreur de prédiction des FRS considérablement. Ceci rejoint les conclusions de l'étude de (Guo et al., 2017), qu'on va aborder sous peu, qui ont de leur part, stipulé que la relation entre les données accélérométriques et les forces ne pouvait être caractérisée que par une non-linéarité. Nous avons exploité ces observations pour appuyer le choix de notre méthode dans les prochains chapitres.

(Guo et al., 2017) introduisent le concept de variable dite « proxy » qui, par définition, permettrait d'obtenir une variable d'intérêt qui ne peut être observée ni mesurée directement. Ladite variable proxy correspond à l'accélération linéaire telle que mesurée par les IMU dans le but d'estimer les FRS_v . Aucune considération n'a été accordée au modèle biomécanique et la relation entre la variable proxy (l'accélération) et les FRS_v a été présumée non linéaire. Trois capteurs inertiels ont été utilisés. Par contre, seulement l'accéléromètre a été considéré. Neuf sujets sains ont été étudiés en dehors du laboratoire et devaient marcher sous deux conditions; l'une contrôlée, ou *outdoor controlled walking* (OCW) avec des instructions précises à vitesse confortable, l'autre plus libre, ou *outdoor free walking* (OFW) concernant le trajet emprunté au centre-ville avec une marche naturelle. Deux semelles de pression ont servi de référents pour mesurer les FRS_v . L'analyse des signaux obtenus a démontré que la relation entre l'accélération mesurée par les trois IMUs et les FRS_v ne pouvait pas être décrite par un modèle linéaire, et par conséquent, un modèle dynamique non linéaire a été développé. Les auteurs ont opté pour une approche basée sur l'apprentissage machine appelée *orthogonal forward regression algorithm* qui utilise les données obtenues avec les semelles de pression pour entraîner un modèle qui servira pour la prédiction des FRS_v à partir de l'accélération mesurée. Durant la période de DS, les FRS_v ont été estimées par interpolation linéaire ainsi que par une fonction d'appartenance (w) tel qu'illustré à l'équation (1.23).

$$w_{gauche} = \frac{FRS_{gauche}}{FRS_{gauche} + FRS_{droite}} \quad (1.23)$$

$$w_{droite} = \frac{FRS_{droite}}{FRS_{gauche} + FRS_{droite}} \quad (1.24)$$

$$a_{gauche} = a * w_{gauche} \quad (1.25)$$

$$a_{droite} = a * w_{droite} \quad (1.26)$$

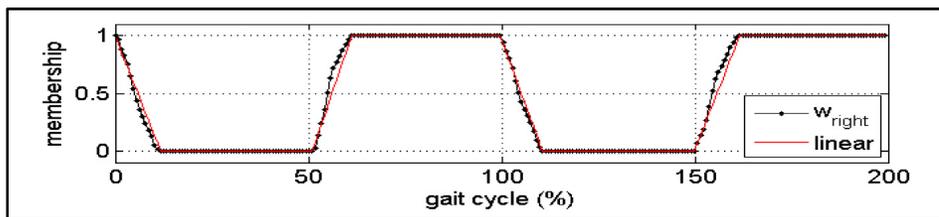


Figure 1.5 Fonction d'appartenance approximative des FRS_v
Tirée de Guo et al. (2017)

Une fois l'accélération mesurée par l'IMU a été décomposée selon les équations décrites plus haut (1.23 à 1.26), un modèle de NARMAX à 64 termes a été employé. Le modèle avait six entrées qui ne sont rien d'autres que les accélérations droite et gauche dans les trois composante (x, y et z) et deux sorties correspondant aux FRS_v droite et gauche. L'algorithme *orthogonal forward regression* a permis de déterminer la relation entre ce qu'on désire obtenir (FRS_v) et les mesures dites « *proxy* ».

Ainsi, un modèle a été construit pour chacun des neuf participants car l'utilisation d'un seul modèle générique pour tous les sujets donnait des résultats moins précis. L'erreur RMSE ainsi que l'erreur RMSE relative (rRMSE) concernant la différence d'amplitude entre les pics de la force verticale ont été calculées et ont abouti à une rRMSE moyenne de 5,2% pour la condition OCW contre 7% pour la condition OFW.

Tableau 1.5 Erreurs rRMSE minimales (min) et maximales (max) parmi les neuf sujets, pour les deux conditions (OCW et OFW), basé sur l'accélération de la L5
Adapté de Guo et al. (2017)

rRMSE(%)	Cycle total	Simple Appui	Double Support	Pic 1 (FRS _v)	Pic 2 (FRS _v)	Minima (FRS _v)
OCW min	2,7 ± 0,9	3,5 ± 1,2	3,0 ± 1,2	3,4 ± 2,5	2,9 ± 3,2	2,7 ± 2,1
OCW max	5,1 ± 2,1	6,4 ± 2,6	5,9 ± 2,2	6,1 ± 4,6	7,0 ± 5,1	5,7 ± 4,3
OFW min	4,5 ± 1,3	5,5 ± 1,9	3,9 ± 1,5	3,8 ± 3,7	4,5 ± 3,5	3,2 ± 2,5
OFW max	6,9 ± 2,8	8,8 ± 3,6	7,8 ± 3,5	11,0 ± 9,5	10,3 ± 7,8	6,9 ± 5,6

Cette étude a démontré qu'on pouvait se passer complètement des PFF et que l'utilisation d'un seul capteur inertiel (L5) et de semelles de pression pouvait servir à la prédiction des FRS hors laboratoire, que la condition de marche soit contrôlée ou non. Par ailleurs, seulement la composante verticale de la force a été prédite, des sujets sains ont été analysés uniquement avec un modèle pour chacun, et la méthode requiert tout de même que des semelles de pression soient utilisées pour découper les cycles de marche. L'apport intéressant que nous fournit cette étude est leur analyse de la relation qui existe entre l'accélération et les FRS qui ne peut être caractérisée que par un modèle non linéaire, chose qu'on va exploiter dans notre méthodologie tel que l'on va le voir au chapitre suivant.

En comparant les deux modèles ANN présentés précédemment, qui ont nécessité l'utilisation de PFF et d'un système optoélectronique, avec le modèle NARMAX de (Guo et al., 2017), qui n'ont analysé que la composante FRS_v mais qui ont employé un seul IMU et des semelles de pression, la technique NARMAX serait plus appropriée. D'abord parce que le modèle NARMAX suggéré par (Guo et al., 2017) a été validé dans un contexte hors laboratoire mais aussi parce que le modèle ANN tend à être plus lent dans le processus d'apprentissage et génère un modèle opaque difficile à visualiser et à analyser tandis qu'avec NARMAX on obtient des fonctions mathématiques transparentes qui peuvent être directement associées à l'activité considérée (Guo et al., 2017). Ce dernier modèle devrait être testé pour différentes autres conditions afin de pouvoir trancher sur sa validité comme l'ont fait (Choi et al., 2013) qui ont analysé, de plus de la marche, six postures statiques et quelques mouvements asymétriques.

1.3.5 Prédiction des FRS basée sur des méthodes de régression et de statistiques

(Erfan Shahabpoor & Aleksandar Pavic, 2018) ont mené une étude, qui est venue donner suite à (Shahabpoor et al., 2018) discutée précédemment, et se sont intéressés à la décomposition des FRS totales obtenues dans ce travail. (Erfan Shahabpoor & Aleksandar Pavic, 2018) ont développé une méthode appelée *Twin Polynomial Method* ou TPM qui va ajuster une courbe polynomiale de degré 'n' à la partie connue de la phase de simple appui de chaque pied afin d'extrapoler la partie inconnue lors de la phase de double support. Dans le but de simplifier le processus, cette méthode divise chaque cycle de marche en deux et estime les parties inconnues du signal lors du DS du pied droit et gauche pour chaque moitié de cycle, séparément. Dans la direction verticale, la moitié du cycle est délimitée entre deux minima locaux successifs dans la partie de simple appui. Dans la direction AP, la moitié du cycle est délimitée entre deux passages par zéro consécutifs, et de la même manière dans la direction ML, on délimite la moitié du cycle entre deux points successifs de minima et maxima de la phase de simple appui. La fonction *polyfit* de Matlab a permis de déterminer les coefficients du polynôme d'interpolation. Ainsi, chacun des 1000 signaux correspondant aux moitiés de cycles de marche sélectionnés de façon aléatoire a été ajusté à des polynômes allant du degré trois à 12. Afin de maximiser la précision tout en tenant compte des exigences de calcul, des degrés de cinq, huit

et neuf ont été choisis dans les directions verticales, AP et ML, respectivement. Cette étude a été validée à l'intérieure et à l'extérieure du laboratoire.

Concernant la validation dans le laboratoire, l'erreur NRMSE entre les forces mesurées et estimées était de 2,29% dans la direction V, 6,27% dans la direction AP et 7,22% dans la direction ML.

Concernant la validation hors laboratoire, des collectes de données supplémentaires ont été effectuées. À cet effet, dix sujets ont marché à vitesse confortable dans le campus de l'université équipés d'une paire de semelles de pression Tekscan F-Scan pour mesurer les FRS de référence. L'erreur moyenne NRMSE était de 2,01%, ce qui est comparable à l'erreur mesurée en laboratoire mais qui reste inférieure à cette dernière pour la simple raison que l'estimation des FRS_v droite et gauche est comparée cette fois-ci aux données de référence issues des semelles de pression et non pas aux PFF.

La méthode de TPM a été ensuite utilisée pour estimer les forces droite et gauche à partir des signaux de FRS totales estimées selon le modèle 2 de (Shahabpoor et al., 2018), décrit en détails plus haut. Pour ce faire, les données de six sujets sains collectés lors de la précédente étude ont été exploités. D'abord, la méthode proposée dans (Shahabpoor et al., 2018) a été utilisée pour estimer les FRS totales dans les trois directions à partir des IMU au niveau de la C7, L5 et l'une des cuisses. Ensuite la TPM entre en jeu pour décomposer les forces totales estimées à la première étape. L'erreur moyenne NRMSE entre les signaux issus du tapis roulant instrumenté et ceux estimés du côté droit et gauche était de 7,12, 16,24 et 16,08% dans la direction verticale, AP et ML, respectivement. La particularité introduite dans la présente étude, par rapport à toutes celles discutées dans cette revue de la littérature, concerne les données d'entrées qu'elle prend qui ne sont rien d'autres que les FRS totales. La décomposition de cette force totale est possible avec des polynômes de degré cinq, huit et neuf dans la direction verticale, AP, ML.

(Neugebauer, Hawkins, & Beckett, 2012) ne se sont intéressés qu'au pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (pFRS_v). Les auteurs ont développé un modèle basé sur les statistiques pour estimer les pFRS_v à partir d'un moniteur d'activité (*Biotrainer*) de type

accéléromètre bi axial. Cet accéléromètre a été attaché à la ceinture, au niveau de la hanche droite, chez 20 fillettes âgées entre 10 et 12 ans et 15 garçons de 12 à 14 ans. Des essais de marche et de course ont été menés le long d'un couloir de 90 m doté d'une PFF. L'estimation du $pFRS_v$ a été faite basée sur des mesures répétées et des régressions à effets mixtes. Ce modèle vise à établir une relation linéaire ou logarithmique entre l'accélération et la FRS. Les facteurs prédictifs considérés étaient : le sexe du participant, le type de locomotion ou d'activité, et la masse du corps. La distribution des résiduels de forces a été analysée et il s'est avéré qu'elle n'obéissait pas à une loi gaussienne. Par conséquent, une transformation logarithmique a été appliquée sur les $pFRS_v$. Le modèle d'estimation final est décrit par l'équation (1.27) qui suit :

$$Y_{ij} = \beta_0 + X_{ij1} \beta_1 + X_{ij2} \beta_2 + X_{ij3} \beta_3 + X_{ij4} \beta_4 + X_{ij5} \beta_5 + A_{i0} + A_{i1} \text{ accélération} + e_{ij} \quad (1.27)$$

Où : Y_{ij} = la transformée logarithmique des $pFRS_v$ ($\ln(n)$) pour le sujet (i), essai (j). X_{ij1} = l'accélération obtenue par le moniteur d'activité. X_{ij2} = la masse centrée définie comme la différence entre la masse du sujet et une valeur moyenne de référence. X_{ij3} = type de locomotion : 0 pour la marche, 1 pour la course. X_{ij4} = accélération \times type de locomotion. X_{ij5} = sexe : 0 pour les garçons, 1 pour les filles. β = coefficient associé à l'effet fixe respectif. A_{i0} = tendance générale pour un enfant (i) qui le caractérise du reste du groupe. A_{i1} accélération = réponse différentielle à l'augmentation de l'accélération pour le sujet (i). e_{ij} = erreur liée à l'essai (j) pour le sujet (i).

La différence moyenne absolue entre les $pFRS_v$ prédits et mesurés était de 9% avec une erreur maximale de 17,5%.

Deux ans plus tard, les mêmes auteurs ont mené une étude complémentaire en utilisant un accéléromètre triaxial. Ainsi, (Neugebauer, Collins, & Hawkins, 2014) ont tenté d'estimer le $pFRS_v$ ainsi que le pic de la force de freinage dans la direction AP ($pFRS_{\text{freinage}}$) avec un modèle mathématique basé sur la régression linéaire durant les activités de marche et de course, chez les jeunes adultes. Quarante-quatre sujets ont été recrutés et ont été équipés d'un ActiGraph GT3X et ont procédé à des essais de marche et de course le long d'un couloir droit de 15 m doté d'une PFF. Les auteurs ont pris en considération les mêmes facteurs prédictifs que

précédemment. De manière semblable, une transformation logarithmique a été appliquée pour tenir compte de la non-normalité de la distribution. Une erreur moyenne absolue de 8% a été rapportée pour la $pFRS_v$ avec un biais de -50.5 N tel que révélé par l'analyse de Bland-Altman, suggérant une sous-estimation par le modèle. Les $pFRS_{freinage}$ ont été quant à elles moins précises avec une erreur moyenne absolue de 18%, et un biais de -7.3 N. Une limitation notable dans les deux études que l'on vient de présenter, concerne les équations utilisées et qui ne sont adaptées qu'à la marche à vitesse confortable ou la course chez une population jeune et saine. De plus, le type d'activité doit être déterminé au préalable car il représente l'un des facteurs prédictifs, et donc si l'on veut rendre le présent modèle applicable hors laboratoire, lorsque la personne effectue ses activités quotidiennes, il faudrait trouver le moyen de déterminer l'activité en question (marche ou course).

De manière similaire, (Meyer et al., 2015) se sont intéressés dans leur travail à une population très jeune (5 à 16 ans) et ont utilisé deux accéléromètres triaxiaux (100 Hz) de marques différentes au niveau de la hanche droite. Huit activités ont été collectées incluant sept essais de marche, course, saut, danse... etc. De plus, des PFF ont été utilisées pour mesurer les FRS. Une analyse ANOVA à mesures répétées a été réalisée pour déterminer la différence entre le signal accélérométrique mesuré par chacun des deux capteurs et l'activité accomplie. Une forte corrélation a été constatée entre les FRS et les accélérations mesurées ($R = 0.90$) tandis que le sexe, l'âge, la hauteur et la longueur de la jambe des enfants n'ont pas eu d'influence significative sur les coefficients de corrélation. La méthode d'estimation utilisée dans cette étude est très peu documentée, voir ambiguë.

1.3.6 Synthèse des études

Tableau 1.6 Tableau de synthèse

	Auteur (date)	S	Conditions	Matériel	Filtrage	Méthode	Précision
Modélisation multi-segmentaire	(Ohtaki et al., 2001)	6	Marche dans un couloir de 6m. cadence de 60, 80, 100 et 120 pas/min	-3 IMU -Système opto. -PFF	10 Hz et 30 Hz	Equation de Newton en SS.	0,31 N/BW
	Commentaires	Analyse sur le côté droit seulement basée sur l'hypothèse de symétrie bilatérale. Plan sagittal.					
	(Ren et al., 2008)	3	5 essais de marche à vitesse normale et rapide	-Système opto. -PFF	4.5 Hz pour les données cinématiques	Equation de Newton en SS. Méthode STA en DS	RMSE (%) : 6 (V), 10 (AP) et 13 (ML)
	Commentaires	Modèle global du corps avec 53 marqueurs. Participants choisis selon des IMC différents.					
	(Karatsidis et al., 2016)	11	5 essais à vitesse normale, rapide (+23%) et lente (-33%)	-17 IMU -Système opto. -PFF	6 Hz pour la trajectoire des marqueurs	Equation de Newton en SS. Méthode STA en DS	RMSE relative (%): 5,3(3,1) (V), 9,4(2,5) (AP), 13,1(2,8) (ML)
	Commentaires	Approche globale à 23 segments rigides. Méthode sensible aux variations de vitesse.					
	(Yang & Mao, 2014)	3	20 foulées de marche	-6 gyro -2 accél -Capteurs de force	S.O	Trajectoire théorique du CoP, équation de Newton	r = 0,9517-0,9958 (phalange), 0,9739-0,9958 (talon)
	Commentaires	Plan sagittal. Modèle du membre inférieur basé sur la symétrie bilatérale. FRS au niveau du talon et des phalanges.					
	(Yang & Mao, 2015)	2		-7 IMU -Système opto. -Chaussures instrumentées	S.O	Fonction de la distance entre le CoP et le talon. STA en DS	RMSE (N) : 50,07 (talon), 63,35 (phalange)
	Commentaires	Méthode d'estimations sur les 3 plans.					
	(E Shahabpoor & A Pavic, 2018)	6	4 sujets : vitesse conf, 60, 70, 80, 90, 100, 110% de la vitesse conf. 2 sujets à vitesse conf	-6 IMU -Système opto.	12 Hz pour les données cinématiques	Scaled acceleration : modèle linéaire basé sur la loi de Newton	NRMSE (%) : 5,6(1,5) (dans la labo), 7 – 11 (hors labo)
	Commentaires	Force verticale. Position optimale d'IMU : C7. Validation de la méthode dans les deux environnements.					
(Brownjohn et al., 2018)	9	Vitesse conf et rapide	-Tapis roulant -3 IMU -Système opto.	S.O	Equation de Newton	Surestimation de 3% avec un coefficient de variation de 16,5%	

Tableau 1.6 Tableau de synthèse (suite)

	Auteur (date)	S	Conditions	Matériel	Filtrage	Méthode	Précision
	Commentaires	Composante ML seulement.					
	(Lugris et al., 2011)	1	Marche dans le couloir	-Système opto. -PFF	S.O	Equation de Newton puis modèle de contact pied-sol pour décomposer les forces (FCM)	Pas de résultats numériques, voir les courbes des figures
	Commentaires	Composante verticale, un seul participant. Pas de validation.					
Modélisation musculo-squelettique	(Karatsidis et al., 2018)	11	5 essais à vitesse normale, rapide (+23%) et lente (-33%)	-17 IMU -Système opto. -PFF	6 Hz pour les marqueurs. 15 Hz pour les FRS	Modèle musculo-squelettique avec le système AnyBody	RMSD : (%BW) 9,3(3,0) (V), 5,5(1,2) (AP), 2,1(0,8) (ML)
	Commentaires	Utilisation de 18 points de contact dynamiques sous chaque pied. Chaque point composé de 5 actionneurs. Conflits d'intérêt déclarés.					
	(Fluit et al., 2014)	9	Vitesse confortable, lente (-30%), rapide (+30%), franchissement d'obstacles, squats, etc	-Système opto. -PFF	12 Hz pour la position des marqueurs, 15 Hz pour les FRS	Modèle de contact dynamique avec un système de modélisation (AnyBody)	RMSE (N/kg) F _V : 0,74 (Vconf), 0,64 (Vlente), 0,85 (Vrapide). F _{AP} : 0,38 (Vconf), 0,30 (Vlente), 0,43 (Vrapide).
	Commentaires	Algorithme de recrutement musculaire avec des actionneurs artificiels au niveau de 12 points de contact sous chaque pied. Nécessite de suivre le mouvement du pied en détails.					
Méthodes d'apprentissage machine	(Leporace et al., 2015)	17	4 cycles de marche à vitesse confortable	-1 accéléromètre -2 PFF	25 Hz pour toutes les données	Réseau de neurones artificiels (ANN)	MAD (%) : (V), (AP), et (ML) 1 MLP : 4,8(1,5), 5,4(1,8) 13,0(6,1). 3 MLP : 4,7(1,4), 5,2(2,0) 12,8(5,6)
	Commentaires	2 configurations comparées : 1 réseau à 3 sorties (1 MLP), 3 réseaux à 1 sortie chacun (3 MLP). Pas de différence significative.					
	(Oh et al., 2013)	48	Marche à vitesse confortable.	-Système opto. -PFF	6 Hz pour toutes les données	Equation de Newton en SS. Réseau de neurones en aval supervisé en DS	RMSE relative (%) : 5,8 (V), 7,3 (AP), 10,9 (ML)
	Commentaires	Approche hybride selon la phase du cycle de marche. 43 sujets pour l'entraînement du modèle. ANN plus performant que la STA et la FCM					
	(Choi et al., 2013)	13	Postures statiques, marche à vitesse conf, mouvements asymétriques	-Système opto. -PFF	7 Hz pour toutes les données	Equation de Newton en SS. ANN en DS	RMSE relative (%) : 8,22(4,75) (V), 31,15(8,41) (AP), 16,3(6,7) (ML)

Tableau 1.6 Tableau de synthèse (suite)

	Auteur (date)	S	Conditions	Matériel	Filtrage	Méthode	Précision
	Commentaires	Semblable à l'étude précédente, différence dans le choix des paramètres d'entrée du modèle. ANN plus précis que la STA.					
Méthodes d'identification	(Guo et al., 2017)	9	2 conditions de marche hors labo : contrôlée et naturelle	-3 IMU -2 semelles de pression	S.O	Modèle dynamique non-linéaire, <i>orthogonal forward regression algorithm</i>	RMSE relative (%) : 5,2 (marche contrôlée) et 7 (marche libre)
	Commentaires	Composante verticale estimée avec l'accélération uniquement. Validation hors laboratoire. L5 comme position optimale de l'accéléromètre. Un modèle par participant. Nécessite des semelles de pression.					
	(Shahabpoor et al., 2018)	6, 10	Marche à 60, 70, 80, 90, 100 et 110% de la vitesse conf	-Système opto. -Tapis roulant instrumenté -12 IMU	12 Hz pour les données cinématiques	2 modèles linéaires basés sur l'équation de Newton. Modèle NARMAX, 2 modèles non-linéaire ordre 1 et 2	Erreurs pour le modèle NARMAX entraîné. NRMSE (%) : 7(1,2) (V), 9(0,8) (AP), 12(3,2) (ML)
	Commentaires	Les modèles non-linéaires sont les plus précis. Forces totales uniquement.					
Régression et statistiques	(Erfan Shahabpoor & Aleksandar Pavic, 2018)	6	Données déjà acquises dans l'étude précédente.			<i>Twin Polynomial Method</i> (TPM) pour décomposer la force totale obtenue dans le modèle 2 de (Shahabpoor et al., 2018)	NRMSE (%) : 7,12 (V), 16,24 (AP), 16,08% (ML)
	Commentaires	Dans chaque direction, le signal de la force totale est divisé en 2 moitiés (mFRS). Des points fondamentaux ont été identifiés pour caractériser les courbes. Polynômes de degrés 5 (en V), 8 (en AP) et 9 (en ML) pour décomposer les FRS totales.					
	(Neugebauer et al., 2012)	35	6 essais de marche et 6 essais de course dans un couloir de 90 m	- Accéléromètre -PFF	S.O	Modèle basé sur les statistiques	Différence moyenne absolue 9%, erreur maximale 17,5%
	Commentaires	Pic de la force verticale seulement chez les jeunes adolescents. Facteurs prédictifs : le sexe, type de locomotion, et la masse.					
	(Neugebauer et al., 2014)	44	Marche et course dans un couloir de 15 m	-Accéléromètre sur la hanche droite -PFF	S.O	Modèle mathématique basé sur la régression linéaire	Erreur moyenne absolue : 8% (pFRS _v), 18% (pFRS _{ap})
Commentaires	Pic de la force verticale et pic de la force de freinage (AP) chez les jeunes adultes.						

À travers la lecture de notre tableau de synthèse, on constate qu'il est possible d'obtenir les FRS avec des capteurs inertiels qui pourraient nous libérer de la restriction d'analyser le mouvement en laboratoire, chose qui serait d'un grand intérêt pour les cliniciens. Cinq catégories de méthodes de prédiction ont été décelées. La première catégorie traite le problème d'une optique globale, autrement dit encombrante, en vue d'acquérir la cinématique du corps entier pour aboutir au calcul des FRS. De plus, le problème d'indétermination en DS reste sa limite majeure. La seconde catégorie exige aussi la cinématique du corps entier comme données d'entrées au système de modélisation musculo-squelettique utilisé, AnyBody en l'occurrence, qui de plus d'être coûteux, requiert une formation ardue pour être utilisé. La catégorie qui suit est celle basée sur des méthodes d'apprentissage machine, ou les modèles dits boîtes noires, qui sont les méthodes présentant la plus haute précision. En contrepartie, ces techniques ont besoin d'être entraînées avec un large ensemble de données en vue de leur sensibilité au choix des paramètres d'entrée. Ensuite, nous retrouvons les modèles basés sur l'identification des systèmes. Ces méthodes locales, flexibles et relativement simples présentent l'avantage d'être précises tout en étant moins coûteuses en termes de calculs. Enfin, nous retrouvons les méthodes basées sur des statistiques et des calculs de régression qui sont les moins précises.

D'autre part, on constate que seulement les sujets sains ont été considérés pour l'ensemble des études et que la prédiction a été effectuée principalement lors de la marche à la vitesse confortable, et rarement (deux études), lors de la marche à vitesse lente. Par ailleurs, la notion de marche pathologique a été évoquée dans certaines études, mais rien ne permet de trancher de manière définitive sur la validité des modèles présentés lorsqu'un patient pathologique est considéré car la marche à vitesse symétrique confortable reste nettement différente par rapport à celle adoptée par une personne atteinte d'hémiplégie. De leur part, (Nadeau, Betschart & Bethoux, 2013) ont démontré que les FRS avaient une grande utilité dans l'analyse de la marche chez les personnes hémiplégiques, que leurs patrons de forces étaient significativement asymétriques et que ces FRS étaient étroitement liées à la vitesse de marche étudiée. Ainsi, nous avons voulu apporter notre contribution dans le domaine de la prédiction des FRS, en considérant la prédiction, entre autres, dans le cas de la marche symétrique très

lente et de la marche asymétrique chez le sujet sain, pour se rapprocher de la marche hémiparétique. De plus, l'aspect de praticité est tenu en compte afin de rendre l'utilisation de notre modèle prédictif possible hors laboratoire, dans un travail futur, en adoptant une approche minimaliste et non encombrante contrairement à certaines études qui ne conviendraient pas pour une telle application.

1.4 Énoncé de l'hypothèse de recherche

L'hypothèse de recherche sur laquelle repose ce travail stipule que l'estimation précise des FRS est possible sans les plateformes dynamométriques, et ce, grâce à l'utilisation des capteurs inertiels. Pour ce faire, une méthode de modélisation non linéaire sera utilisée. Elle nous permettra de modéliser la dynamique de la marche humaine qui s'exprime par les FRS. Nous partons du principe que les FRS dépendent étroitement de la vitesse de marche, et par conséquent, nous suggérons qu'un modèle par condition de marche doit être identifié pour chaque participant afin de garantir un modèle précis qui fonctionne aussi bien pour le côté droit que pour le côté gauche. Nous tiendrons compte aussi de la notion de minimisation dans le but de réduire le nombre de capteurs inertiels utilisés pour établir la prédiction et nous utiliserons comme données d'entrées les signaux accélérométriques et gyroscopiques mesurés avec un seul capteur disposé au niveau de chaque tibia.

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

Selon notre analyse de l'état de l'art relatif à la prédiction des FRS hors laboratoire, nous retenons deux avenues envisageables : approche locale dynamique ou méthode de contact et approche globale ou multi corps. On va tester la première technique, afin de développer une méthode qui se veut minimaliste avec l'utilisation d'un seul capteur inertiel, puis nous testerons à quel point cette méthode se rapproche des valeurs de référence des FRS obtenues avec la PFF. On parlera alors de la mesure de précision en rapportant les erreurs obtenues grâce au calcul de l'erreur quadratique moyenne (RMS) et de l'erreur quadratique moyenne normalisée (NRMSE).

2.1 Acquisition des données

Six capteurs inertiels APDM placés à des endroits spécifiques sur le corps du participant ont été utilisés dans notre protocole d'acquisition. Au bout du compte, seulement les données de deux capteurs inertiels placés au niveau des deux tibias ont été exploitées. Le modèle de prédiction des FRS a été développé et validé au laboratoire de biomécanique du LIO, qui dispose d'une PFF ancrée sous un tapis roulant instrumenté AMTI à double voie ainsi que d'un système optoélectronique Vicon. Ces outils jumelés donnent des résultats d'une grande précision et représentent ce que l'on appelle la mesure étalon lorsqu'il s'agit d'analyse de la marche. On utilisera donc le matériel suivant :

- un système VICON (capteurs réfléchissants, plaque, ceinture sacral, caméras infrarouges) opérant à 200 Hz : ce système utilise 12 caméras infrarouges pour capturer et enregistrer le mouvement en 3D du participant grâce à la détection des trajectoires des marqueurs réfléchissants disposés sur la surface des segments corporels;
- un tapis instrumenté à deux voies : ce tapis peut fonctionner en mode symétrique (les deux courroies du tapis ont la même vitesse) et asymétrique (la vitesse de la courroie droite est différente de la vitesse de la courroie gauche);
- des capteurs inertiels APDM opérant à 128 Hz : contrairement aux systèmes précédents, les capteurs inertiels mesurent l'orientation 3D et non pas la position 3D des segments auxquels

ils sont fixés. Rappelons que ces capteurs mesurent l'accélération linéaire ainsi que la vitesse angulaire de chaque segment corporel et peuvent fonctionner en deux modes : temps réel ou en mode hors ligne synchronisé;

- un matériel de sécurité pour la marche sur le tapis roulant : une barre de sécurité sera utilisée sur laquelle le participant pourra s'appuyer en cas de déséquilibre.

2.1.1 Les participants

Notre échantillon de participants sains est composé de huit personnes : quatre femmes et quatre hommes dont l'âge varie entre 24 et 55 ans. Ce projet de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de l'ÉTS ainsi que celui du CRCHUM. Un formulaire d'information et de consentement (FIC) a été présenté pour chacun des participants. Le tableau suivant résume les caractéristiques anthropométriques de tous les participants :

Tableau 2.1 Caractéristiques anthropométriques des participants

	Participants	Âge	Taille (m)	Poids (kg)
Femmes	S01	24	1,72	65
	S03	55	1,52	53
	S04	29	1,70	69
Hommes	S05	43	1,90	93
	S06	41	1,85	72
	S08	54	1,80	89

2.1.2 Phase de détermination de l'éligibilité et soumission du formulaire d'information et de consentement

Avant de commencer à marcher dans les conditions requises, les critères d'éligibilité sont vérifiés afin de s'assurer que le participant peut prendre part à l'étude. Ça consiste à vérifier que les critères suivants soient satisfaits :

- critères d'inclusion : participants sains âgés entre 18 et 55 ans, capables de marcher durant toute la durée de l'expérience estimée à deux heures environ avec des intervalles de pause entre chaque essai.

- critères d'exclusion : port d'orthèses, douleurs liées à la marche, antécédents neurologiques (problèmes de vertige, d'équilibre) ou orthopédiques (par exemple, déchirure ligamentaire ou déformation congénitale) qui peuvent altérer la marche du participant.

Le formulaire d'information et de consentement (FIC), joint en annexe II, est soumis aux participants en vue d'obtenir leur approbation. Ensuite, le personnel de recherche équipe le participant avec le matériel requis : marqueurs réfléchissants et capteurs inertiels de type APDM non filaires tel qu'illustré à la figure 2.1. L'expérimentation se déroule en deux phases, à savoir une phase de calibrage (pré- et post-acquisition) et une phase comprenant les mouvements de marche sous différentes conditions.

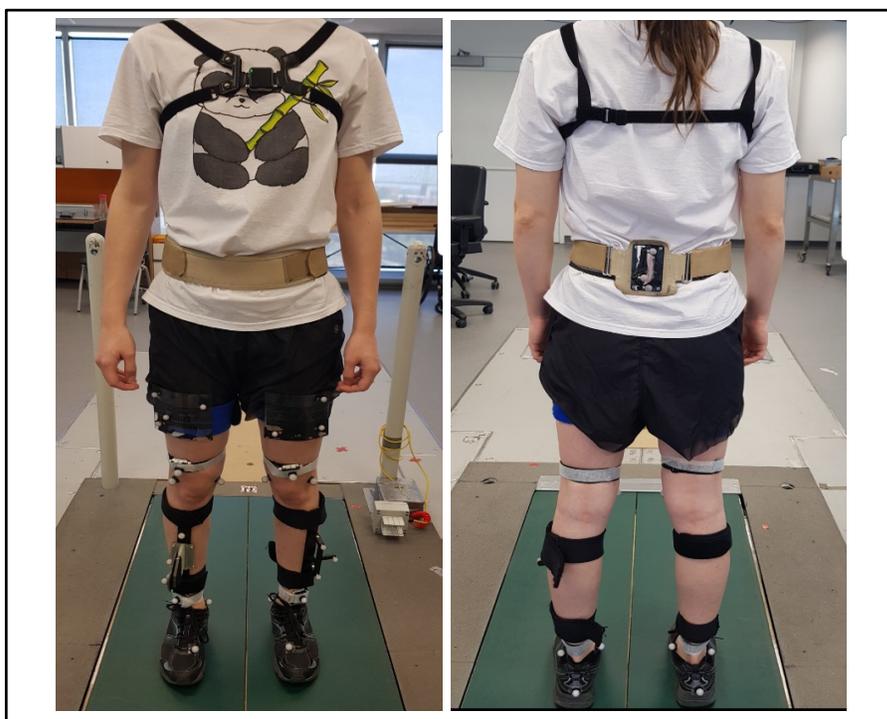


Figure 2.1 Participante équipée debout sur le tapis roulant instrumenté

2.1.3 Phase de calibrage

La phase de calibrage est composée d'un essai statique en position debout, d'un mouvement de circumduction pour déterminer le centre de rotation de la hanche défini par les sommets des formes coniques produites par ce mouvement, d'un mouvement de flexion-extension du genou

afin de déterminer l'axe de flexion moyen du genou, et enfin d'une série de cinq répétitions de mouvements d'accroupissements (squats) afin de calibrer les capteurs inertiels et de déterminer les axes dans le repère anatomique (l'axe vertical en z, AP en y et ML en x). L'ensemble de ces mouvements a été réalisé avant et après les essais de marche dans le but de s'assurer d'avoir des données probantes. Cette démarche est nécessaire car au cours de l'acquisition, les capteurs ou les marqueurs peuvent se décaler légèrement à cause des mouvements de marche, et ainsi en répétant le calibrage on s'assure d'avoir les données dans les bons axes. Cependant, tel que l'on va voir dans la section de la préparation des données pour l'étape de l'identification et de la prédiction, nous avons choisi de calculer la norme des signaux inertiels. Ce calcul permet aux signaux d'entrée de notre modèle d'être indépendants du système d'axe et ainsi, dans un travail ultérieur, nous n'aurons probablement pas besoin d'effectuer ce calibrage, ce qui va réduire la durée et la complexité de notre acquisition.

2.1.4 Phase de mouvements de marche

Avant de débiter les essais de marche sous les différentes conditions, on commence par une phase de familiarisation et de préparation à la marche sur tapis roulant. Cette partie n'est pas enregistrée. Elle est utilisée pour que les participants se familiarisent avec la marche sur le tapis roulant en marchant pendant cinq minutes à leur vitesse de marche confortable. Cette vitesse a été déterminée en débutant par imposer une certaine vitesse au participant puis de l'ajuster (on incrémente ou on décrémente) jusqu'à ce que le participant estime qu'il a atteint sa vitesse de marche confortable.

2.1.4.1 Marche sur un tapis roulant en mode symétrique avec variation de la vitesse

Une séquence de marche de cinq minutes est enregistrée durant laquelle le participant marche à une vitesse confortable symétrique (les deux courroies du tapis roulent à la même vitesse) suivie de deux variations de vitesse (vitesse lente à 0,8 m/s et vitesse très lente à 0,4 m/s) avec des transitions de vitesse confortable entre chaque changement. Cette séquence est illustrée au tableau suivant et est répétée trois fois : sur un plan horizontal, sur plan ascendant et descendant de 8%.

Tableau 2.2 Séquences de variations de vitesses pour la marche sur tapis en mode symétrique

Temps (s)	5 - 35	50 - 110	125 - 155	170 - 230	245 - 275
Vitesse (m/s)	V conf	0,8	V conf	0,4	V conf

À noter que les transitions entre toutes les séquences présentées sont de 15 secondes, le temps que prend le tapis roulant pour atteindre la vitesse souhaitée à la séquence suivante. Les séquences de marche à vitesse confortable durent 30 secondes tandis que les essais de marche à vitesse lente et très lente durent 60 secondes.

2.1.4.2 Marche sur un tapis roulant en mode asymétrique

Suivant la même logique que pour les variations de vitesses présentées précédemment, les variations de symétries sont illustrées au tableau 2.3. La vitesse lente de 0,8 m/s sera remplacée par une asymétrie durant laquelle les deux courroies du tapis vont rouler avec un ratio d'asymétrie de 1/1,5 du côté droit et gauche. La vitesse très lente de 0,4 m/s sera quant à elle remplacée par une asymétrie plus importante présentant un ratio de 1/2. Ceci va être répété à trois reprises : sur plan horizontal, ascendant et descendant. Dans ce mémoire, seules les données de marche sur tapis horizontal sont analysées. Les valeurs de vitesse présentées au tableau 2.3 ont été calculées de telle manière à ce que, dans les deux cas d'asymétries, la vitesse moyenne entre les bandes droite et gauche soit égale à la vitesse confortable du participant (1,2 m/s dans l'exemple présenté). Ainsi, après la détermination de la vitesse confortable du sujet à la première étape, un calcul permettrait d'obtenir la vitesse de chaque courroie pour que la moyenne soit égale à la vitesse confortable et que le ratio soit celui qu'on souhaite avoir (1/1,5 ou 1/2).

Tableau 2.3 Séquences de variations de symétries sur tapis en mode asymétrique pour un participant ayant la vitesse confortable à 1,2 m/s

Temps (s)	5 - 35	50 - 110	125 - 155	170 - 230	245 - 275
V droit (m/s)	V conf	0,96	V conf	0,8	V conf
V gauche (m/s)		1,44		1,6	

2.1.5 Vérification des données acquises

Une fois le calibrage post-acquisition est effectué de manière tout à fait identique au pré-calibrage, l'ensemble du matériel dont le participant était équipé est retiré. Les six capteurs inertiels synchronisés sont remis dans leurs bases et les données de mesure sont converties en format h5 et csv dans le logiciel Motion Studio. L'opérateur s'assure que chaque capteur a bien et bien enregistré durant toute la période de l'acquisition pour les deux signaux à chaque fois (accéléromètre et gyroscope). D'autre part, les données générées avec le logiciel Nexus 2.8 de Vicon doivent aussi être vérifiées et la reconstruction tridimensionnelle des marqueurs est effectuée. Dans un deuxième temps, l'étiquetage (ou *labeling*) des marqueurs doit être fait minutieusement sur le logiciel Nexus afin d'attribuer à chaque marqueur 3D un nom et une position précise selon le modèle squelettique du sujet qui sera établi en amont (figure 2.2). Ceci est fait grâce à l'essai de calibrage statique qui permet de générer un modèle propre au participant en question avec les différentes tailles des segments inférieurs et les articulations de la hanche, du genou et de la cheville. L'étape de l'étiquetage est une tâche ardue, assez prenante en termes de temps, mais qui doit être faite correctement pour que le traitement des données qui s'en suivra soit adéquat, notamment pour les marqueurs au niveau du tibia dont les dérivées de leurs positions vont servir à découper les cycles de marche.

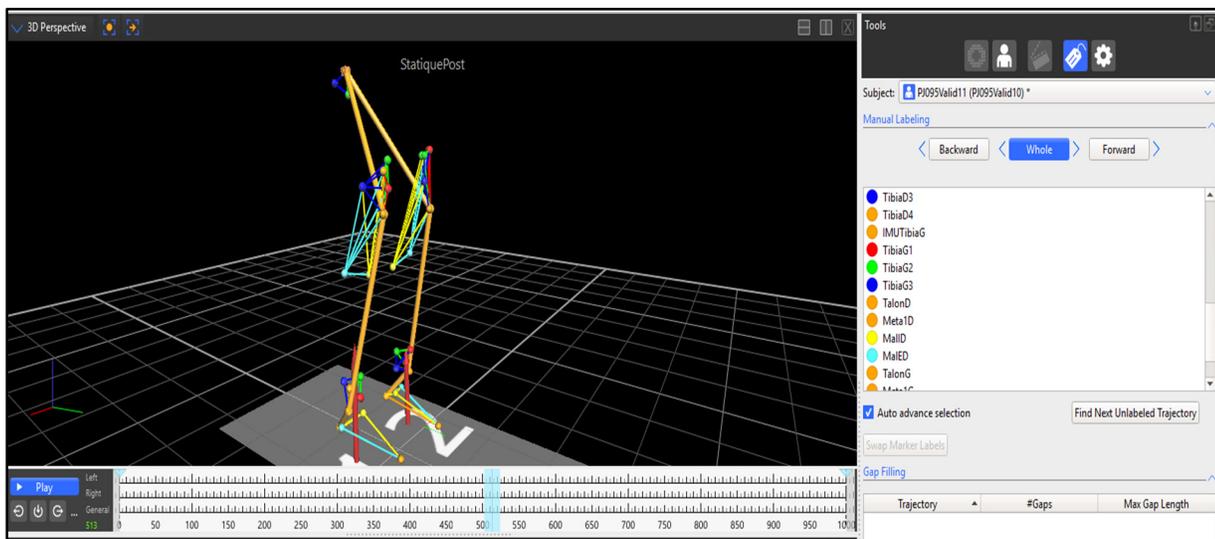


Figure 2.2 Etiquetage d'un essai sur Nexus 2.8.5

2.2 Traitement et préparation des données pour l'identification et la prédiction

Dans un premier temps, nous avons utilisé des fonctions développées au sein du LIO permettant le traitement des données lors de la marche grâce à l'outil *lioMT* sur Matlab. Une fois les données traitées avec cet outil (*lioMT*), les cycles de marche découpés, normalisés sur 100% et synchronisés entre les différents outils de mesure (PFF et IMU), les données seront préparées pour l'identification et la prédiction. La préparation des données passe par plusieurs étapes allant de la normalisation des FRS_V et FRS_{AP} selon le poids du participant, à l'extraction de la phase d'appui de chaque cycle de marche éliminant ainsi la partie nulle du signal lorsqu'il n'y a pas de contact entre le pied et sol. Enfin, on calcule la norme de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire. À ce moment-là, nous sommes en mesure d'identifier un modèle HW qui décrit le mieux la relation entre les données utilisées pour la prédiction (les signaux des capteurs inertiels) et les données à prédire (FRS_V et FRS_{AP}) pour qu'au final la prédiction soit mise en place et une comparaison entre les forces prédites et les forces de référence soit établie afin d'évaluer la validité du modèle.

2.2.1 Traitement des données

Cette première étape requiert l'utilisation de la fonction *processSessionValidation* développée dans *lioMT* sur Matlab, au sein de notre laboratoire. On commence par créer un sujet et une session qui va contenir tous les essais de marche et de calibrage selon une hiérarchie basée sur le principe d'arborescence qui nous permet de mieux organiser nos données. Dans un premier temps, nous devons repérer les essais de calibrage debout statique ainsi que les essais de squats en se fiant aux signaux obtenus ainsi qu'à la liste de contrôle expérimentale. Ainsi, les repères anatomiques sont définis et les signaux des capteurs inertiels sont obtenus selon le référentiel global ayant l'axe z aligné selon la gravité (axe vertical), l'axe y aligné selon la direction de la progression du mouvement (antéro-postérieure) et enfin l'axe x selon la direction médio-latérale. Les différents essais de marche sont traités par la suite grâce à la fonction qui calcule les positions et les orientations des segments, et qui utilise la vitesse angulaire du tibia pour identifier la portion du signal mesuré par les capteurs inertiels APDM qui correspond à l'essai de marche en question mesuré par le système optoélectronique Vicon. Ainsi, la correspondance entre les deux outils de mesure est faite permettant ainsi leur synchronisation à l'échelle

temporelle à l'étape suivante, où la corrélation entre les vitesses angulaires issues des deux modalités est considérée. Une fois que tous les essais de marche sont traités de cette manière et que les cycles de marche sont découpés et normalisés sur 100% selon la composante verticale de la force, la dernière étape consiste à exporter les séries temporelles (*timeseries*) des différents signaux.

2.2.2 Préparation des données

Dès lors que les séries temporelles sont générées, nous commençons par exécuter les fonctions que nous avons développées pour aboutir aux résultats de prédiction. Tout d'abord, on commence par normaliser les FRS selon le poids de chaque participant. Ensuite, on calcule la norme de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire du tibia droit et gauche selon l'équation (2.1), et ensuite, on soustrait la norme de la gravité du signal accélérométrique afin d'obtenir l'accélération causée par les mouvements du tibia. La figure (2.3) illustre un exemple de ce qu'on obtient rendu à cette étape-là.

$$|AccTbia| = \sqrt{accX^2 + accY^2 + accZ^2} \quad (2.1)$$

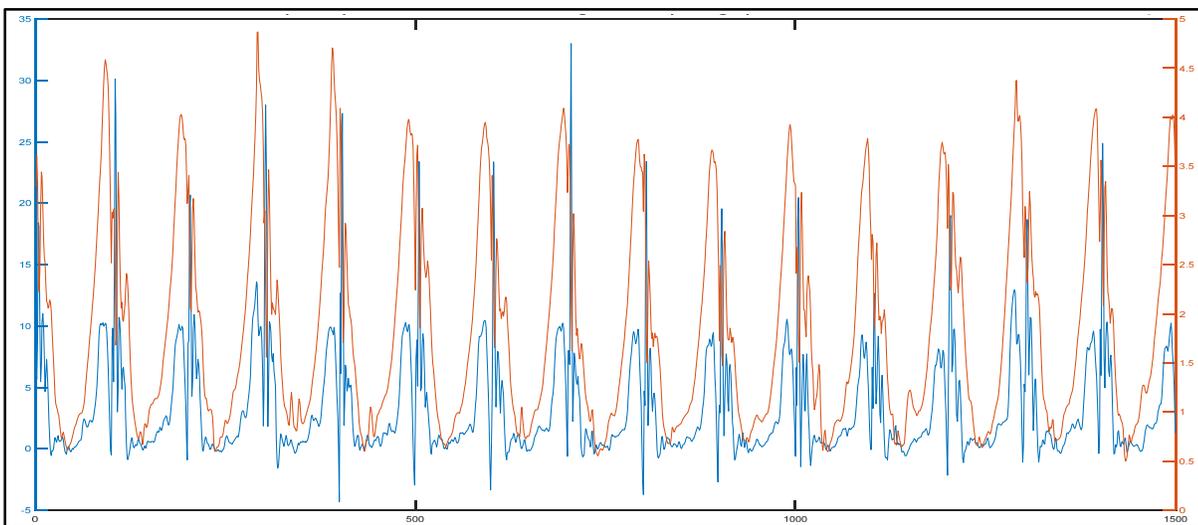


Figure 2.3 Norme de l'accélération linéaire en m/s^2 (en bleu, axe de gauche) et de la vitesse angulaire en radians/s (en rouge, axe de droite) d'un essai de marche lors de la phase d'appui

À présent, il nous est essentiel d'extraire les phases d'appui uniquement afin d'éviter la situation problématique lorsque la FRS est nulle quand le pied est en phase d'envol afin d'éliminer la situation où notre modèle doit prédire un zéro à partir de données non nulles (lorsque le pied est en envol, il produit une accélération et une vitesse angulaire correspondant au mouvement de décollage puis d'atterrissage sur le sol). Pour ce faire, nous faisons appel à la fonction *gettsbetweenevents* de Matlab qui nous permet d'extraire les portions de chaque signal entre les deux événements qui marquent le début et la fin de la phase d'appui, en l'occurrence, le CT et le LO définis au premier chapitre. Les données obtenues suite à cette étape sont ensuite normalisées sur 100%, ce qui nous donne pour chacun des trois signaux des matrices composées du nombre de cycles de marche \times pourcentage de la phase d'appui, ce qui revient à dire que si pour un essai donné, nous avons 158 cycles de marche, alors notre matrice contiendra 158 lignes par 100 colonnes.

2.3 Méthodologie de détermination des modèles d'identification et de prédiction

Nous avons opté pour l'utilisation d'une approche orientée sur les données en vue de la bonne capacité d'apprentissage d'un tel modèle. Il s'agit du modèle bloc-orienté de Hammerstein-Wiener que nous avons introduit en détails à la section 1.2.4. Rappelons que ce modèle consiste en une cascade de trois blocs dont deux statiques non linéaires au niveau de l'entrée et de la sortie entre lesquels loge un bloc dynamique linéaire. La première étape primordiale est celle de l'identification du modèle. Une bonne identification est un bon indicateur sur la performance de la prédiction qui va suivre, mais il faut souligner qu'une bonne identification n'implique pas nécessairement une bonne prédiction car ce ne sont pas les mêmes données d'entrées qui seront utilisées et le degré de performance du modèle dépend de sa robustesse. Les paramètres à déterminer pour pouvoir entamer l'identification concernent les deux types de blocs qui forment le modèle : on cherche à déterminer le nombre de pôles et de zéros ainsi que le retard ou le délai pour la fonction linéaire, tandis qu'on cherche à identifier la non-linéarité appropriée (type et nombre de nœuds ou de cassures) pour les blocs restants. D'autre part, certains paramètres peuvent aussi être fixés à des valeurs autres que celles établies par défaut. Par exemple, nous avons choisis comme méthode d'estimation, la méthode *adaptive*

Gauss-Newton, du logiciel Matlab, qui fonctionne de manière itérative jusqu'à l'aboutissement à la performance souhaitée. Le nombre maximal d'itérations était fixé à 200.

Ainsi, nous avons modulé notre code Matlab en créant une fonction au niveau de chaque étape afin de rendre le code lisible, plus simple à déboguer et surtout pour pouvoir le reprendre plus tard, si l'on veut apporter des améliorations à un ou à plusieurs niveaux de notre algorithme.

Nous avons donc organisé la suite du processus comme suit en utilisant :

- un script principal qui permet de choisir le sujet (de 1 à 6) ainsi que la condition (de 1 à 5) que l'on veut traiter. Ce script fait appel ensuite à chacune des fonctions qui suivent :
- la fonction qui permet d'extraire les données correspondant à la phase d'appui de chaque cycle normalisé sur 100 points, de calculer la norme des signaux inertiels, d'initialiser les variables correspondant au patron de la force et enfin de créer une structure qui contient toutes ces variables;
- la fonction de la préparation à l'identification : en gros, elle permet de créer les *data object* nécessaires pour pouvoir appeler la fonction *idnlhw* de Matlab à l'étape 4. Nous avons décidé de concaténer le côté droit et gauche afin d'obtenir un modèle par condition pour chaque sujet et qui serait capable d'identifier les FRS droites et gauche, simultanément, avec un total de 30 cycles;
- la fonction de création du patron : cette fonction nous sort le patron calculé comme étant la valeur moyenne de tous les cycles de la FRS correspondante, droite et gauche confondues (figure 2.4);
- la fonction de l'identification : à ce niveau, on spécifie notre choix des différents paramètres et options offerts par Matlab, nous avons décidé de fixer quelques-uns et de varier le reste après plusieurs tests que nous avons effectués. Ce qui a été retenu : la fonction non-linéaire au niveau de l'entrée et de la sortie est fixée à la fonction par partie avec des segments linéaires (*pwnlinear*) avec un nombre de cassures (*breakpoint*) égal à 15; le délai de réponse de notre système est mis à zéro; et finalement les paramètres à varier seraient : le nombre de pôles et le nombre de zéros de notre fonction de transfert;
- la fonction de la préparation à la prédiction : nous créons la structure qui contient les données qui serviront à la prédiction;

- la fonction de prédiction : en utilisant la fonction *sim* de Matlab qui prend en entrée le modèle identifié à l'étape 4 ainsi que les données préparées à l'étape 5 et nous sort les FRS estimées avec ce modèle;
- la fonction de calcul de l'erreur : nous calculons ici l'erreur RMSE, le RMSE normalisé (NRMSE) sur la courbe totale. Ces calculs de l'erreur ont été effectués cycle par cycle puis nous avons calculé la moyenne de l'erreur de tous les cycles qu'on va rapporter au chapitre 3. Cette manière de calcul nous a permis d'avoir la précision réelle de chaque cycle prédit afin de mieux analyser nos résultats;

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (FRS_{prédites} - FRS_{mesurées})^2}{n}} \quad (2.2)$$

$$NRMSE = \frac{RMSE}{\max(FRS_{mesurées}) - \min(FRS_{mesurées})} \quad (2.3)$$

- la fonction d'analyse des résultats : cette fonction permet de sauvegarder les modèles établis, de les classer en se basant sur l'erreur RMS générée par chaque modèle et de les enregistrer sous la forme d'une structure qui contient toutes les données respectives.
- afin de varier le nombre de pôles et de zéros et de définir notre modèle optimal pour chaque condition tel que discuté à l'étape 4, nous faisons appel à une autre fonction dans notre script principal. Cette fonction vise à créer toutes les combinaisons de chiffres possibles pour les six variables (trois pôles et trois zéros) pour un nombre n défini par l'utilisateur et qui correspond à l'ordre maximal jusqu'où le système peut aller tout en respectant la condition de stabilité de système qui exige que le nombre de pôles soit supérieur ou égal au nombre de zéros. Le nombre de combinaisons totales est calculé, pour les trois entrées, selon l'équation suivante :

$$\text{Nombre de combinaisons} = \left(\frac{n * (n - 1)}{2} + n \right)^3 \quad (2.4)$$

Nous avons décidé d'opter pour un $n = 6$ et notre algorithme a cherché à déterminer le meilleur modèle, en termes de précision parmi les 9261 (selon l'équation 2.4) calculés à chaque fois. Une fois les modèles classés et sauvegardés, nous visualisons les forces prédites et les forces mesurées du modèle le plus précis pour vérifier sa performance au niveau des pics et nous passons à la condition ou au sujet suivant.

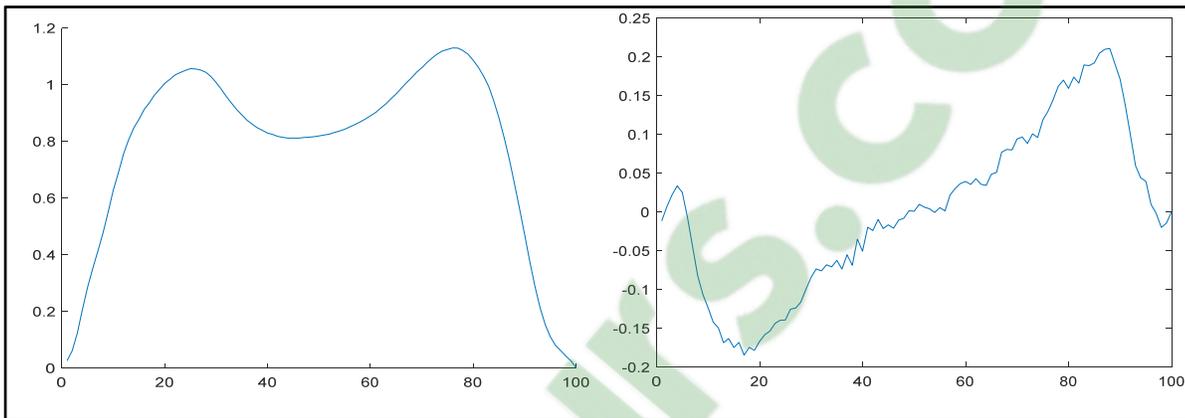


Figure 2.4 Exemple d'un patron de force normalisé total (droit et gauche) pour la composante verticale (à gauche) et antéro-postérieure (à droite)

Pour récapituler, nous avons cherché à estimer la FRS_V et la FRS_{AP} constituant les forces de réaction dans le plan sagittal, en vue de leur importance en biomécanique et de l'intérêt porté à leur égard dans la littérature que nous avons présentée au chapitre 1. Nous avons fini par établir un modèle prédictif par condition, étant donnée la variabilité observée au niveau des FRS lorsque la vitesse change, et donc nous avons jugé que ce serait plus pertinent de procéder de la sorte au lieu de chercher à trouver un modèle pour toutes les conditions. De plus, puisque les FRS ont été normalisées selon le poids de chaque participant, nous avons choisi de traiter chaque sujet séparément. Concernant les deux côtés, nous avons pu avoir un modèle qui fonctionne tout aussi bien à droite qu'à gauche en concaténant les signaux de la norme de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire ainsi que les FRS des deux côtés lors de l'identification et de la prédiction. Concernant le patron moyen, nous l'avons calculé sur l'ensemble des cycles pour refléter au mieux la variabilité qui existe entre les deux côtés droit et gauche. Au total, nous avons prédit pour chaque sujet environ : 260 cycles pour la condition confortable, 60 cycles pour la condition de vitesse lente de 0,8 m/s, 30 cycles pour la condition

de vitesse très lente de 0,4 m/s, 80 cycles pour la condition de marche en mode asymétrique 1/1,5 et enfin 80 cycles pour la condition de marche en mode asymétrique 1/2.

S'agissant des deux dernières conditions de marche que l'on vient de citer, nous avons remarqué qu'il y avait une grande variabilité inter et intra-sujets notamment pour la composante verticale, et que cette variabilité serait mieux saisie avec un ordre plus important de la fonction de transfert dont les zéros agissent sur l'amplitude du signal tandis que les pôles affectent l'amplitude et la forme du signal. Par conséquent, nous avons gardé le même nombre de combinaisons que précédemment (9261) mais nous avons fait varier notre n de 3 à 8 au lieu de 1 à 6. Ceci a donné des résultats concluants une fois testé.

2.4 Étude statistique

Afin de pouvoir évaluer à quel point les données estimées se rapprochent des données mesurées, plusieurs outils existent dont la méthode de Bland-Altman qui permet de bien apprécier le niveau d'accord ou de concordance entre ces deux variables. Il s'agit d'une méthode graphique qui vise à comparer nos deux variables en traçant une courbe illustrant la différence entre lesdites variables en fonction de leur moyenne. Ceci est possible grâce à ce qu'on appelle en anglais *limits of agreements* calculés à partir de la moyenne et de l'écart-type de la différence entre les deux mesures. Cette méthode suggère que 95% des points du graphique soient à l'intérieur d'un intervalle de $(1,96 \times \text{l'écart-type})$ de la moyenne de la différence.

[Clicours.COM](https://www.clicours.com)

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats de prédiction des FRS recueillis sur six participants sains ayant marché sur tapis roulant, sous cinq conditions de marche. Dans tous les tableaux et graphiques qui vont suivre, les forces du côté droit suivi du gauche sont toujours exprimées séparément tandis qu'elles ont été prédites ensemble avec le même modèle à chaque fois. À titre d'exemple, si pour un sujet et une condition donnés, nous avons un total de 286 cycles estimés et prédits, alors les 143 premiers cycles correspondent à ceux du côté droit et les 143 qui suivent correspondent au côté gauche. Cette concaténation a donné des résultats concluants car nous avons appliqué cette configuration sur l'ensemble des signaux lors de la phase d'identification ainsi que de la phase de prédiction. Toutefois, nous avons décidé de les exposer séparément afin d'avoir un meilleur aperçu de la capacité de notre méthode locale à les estimer, les deux à la fois, et ce pour toutes les conditions de marche.

Dans chaque section, on exposera les résultats obtenus avec les deux composantes de la force de réaction au sol qui ont été prédites dans le plan sagittal : la FRS_V et la FRS_{AP} . Pour chacune de ces deux forces, un graphique correspondant à la moyenne des cycles mesurés et prédits ainsi que les écarts-type autour de ces moyennes est présenté, du côté droit et gauche. Ensuite, un tableau englobant les résultats de calcul de l'erreur RMS et de l'erreur RMS normalisée (NRMSE), du côté droit et gauche, est décrit. Rappelons que ce calcul de l'erreur a été effectué cycle par cycle, ensuite nous avons calculé l'erreur moyenne de tous les cycles, tel que rapporté dans les tableaux. Ceci a permis d'avoir une appréciation réelle de la précision de notre modèle. Enfin, une analyse de la concordance entre les forces mesurées et prédites est faite avec le graphique de Bland-Altman. On suivra la même logique de présentation des résultats dans toutes les sous-sections à venir, et ce, pour les cinq conditions de marche pour les deux composantes.

De manière globale, l'ensemble des résultats montre des différences au niveau de la précision du modèle de prédiction sélectionné pour chaque sujet, et ce, en fonction de la vitesse

(confortable, lente ou très lente) et du mode de marche (symétrique, asymétrique 1/1,5, asymétrique (1/2)).

3.1 Condition de marche à vitesse confortable

3.1.1 Force verticale

La figure 3.1 illustre la force de réaction au sol verticale normalisée en fonction du pourcentage de la phase d'appui, du côté droit et gauche respectivement. On constate que globalement l'écart-type de la force prédite tombe à l'intérieur de l'intervalle de l'écart-type de la force mesurée indiquant une variabilité inférieure de la force prédite. Pour le côté droit, en début (entre 0 et 15%) et en fin de cycle (entre 80 et 90%) les moyennes des deux forces se rapprochent tandis que pour le premier pic, on constate une légère sous-estimation de la force prédite qui restera ainsi jusqu'au minima de la force (entre 40 et 50%) où les deux valeurs se rapprochent à nouveau avant de diverger un peu à l'approche du deuxième pic où on observe une légère sous-estimation (entre 60 et 70%) pour se rapprocher à nouveau au niveau du pic.

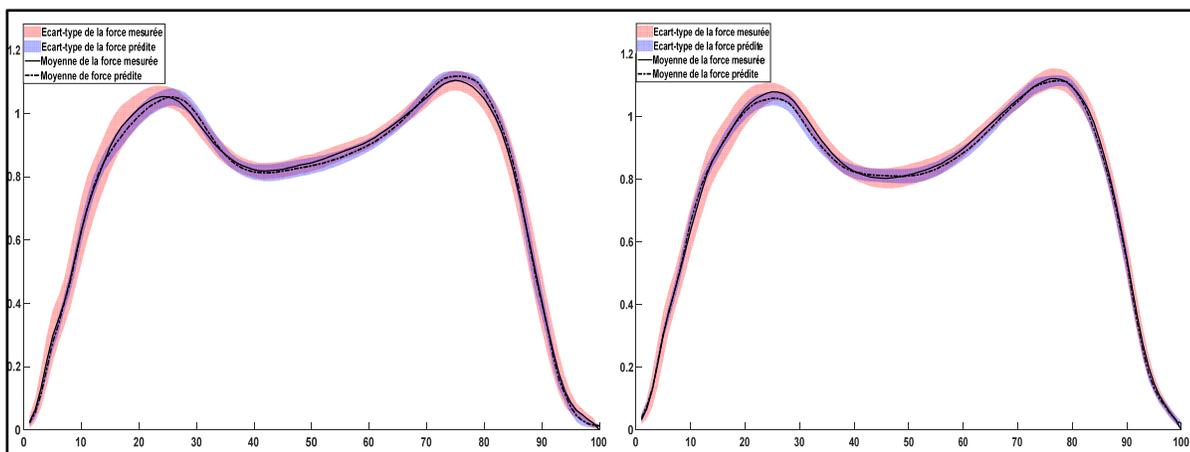


Figure 3.1 Moyenne et écart-type des forces FRSv normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à vitesse confortable

Concernant le côté gauche, au début et à la fin de la phase d'appui, les deux moyennes se superposent. On observe un léger décalage dans la prédiction du premier pic qui survient juste après le pic mesuré tandis que le deuxième pic est légèrement surestimé.

Le tableau présenté 3.1 rapporte le calcul de précision de notre modèle pour l'estimation de la force verticale pour chacun des sujets, du côté droit et gauche. Le participant ayant donné la meilleure précision est le participant six, pour les deux côtés, avec une valeur de $0,0419 \pm 0,0136$ et de $0,0467 \pm 0,0164$ BW et une erreur RMS normalisée de $3,71 \pm 1,25$ et de $4,19 \pm 1,48$ %, à droite et à gauche, respectivement. Globalement, on observe une meilleure prédiction du côté droit, avec un RMSE de $0,0531 \pm 0,0188$ BW contre $0,0598 \pm 0,0235$ BW du côté controlatéral correspondant respectivement à $4,92 \pm 1,73$ contre $5,50 \pm 2,13$ %.

Tableau 3.1 Résultats de prédiction de la FRSv normalisée pour chaque sujet des deux côtés à vitesse confortable

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0628 \pm 0,0241$	$0,0800 \pm 0,0387$	$5,79 \pm 2,21$	$7,24 \pm 3,52$
2	$0,0585 \pm 0,0210$	$0,0534 \pm 0,0187$	$5,68 \pm 2,03$	$5,14 \pm 1,80$
3	$0,0514 \pm 0,0135$	$0,0545 \pm 0,0206$	$4,91 \pm 1,23$	$5,15 \pm 1,84$
4	$0,0476 \pm 0,0178$	$0,0546 \pm 0,0191$	$4,35 \pm 1,65$	$5,09 \pm 1,76$
5	$0,0564 \pm 0,0228$	$0,0695 \pm 0,0272$	$5,07 \pm 1,99$	$6,20 \pm 2,39$
6	$0,0419 \pm 0,0136$	$0,0467 \pm 0,0164$	$3,71 \pm 1,25$	$4,19 \pm 1,48$
Moyenne	$0,0531 \pm 0,0188$	$0,0598 \pm 0,0235$	$4,92 \pm 1,73$	$5,50 \pm 2,13$

Dans la figure 3.2, le graphique de Bland-Altman (B-A) est exposé. Ce graphique affiche la moyenne de la différence entre chaque couple de points des cycles moyens mesurés et prédits de tous les sujets. En effet, cette méthode graphique permet d'évaluer la concordance entre les deux groupes de données (la mesure et la prédiction). La droite centrale (en rouge) représente la moyenne de la différence tandis que les deux droites qui l'englobent (en bleu) représentent cette moyenne $\pm 1,96 \times$ l'écart-type, en l'occurrence, $0,0424$ et $-0,0443$ BW, pour la limite de concordance supérieure et inférieure, respectivement. On observe que la quasi-totalité des 600 points sont compris à l'intérieur de ces deux limites de concordance. De plus, nous rapportons un biais proportionnel de $(-9,382 \times 10^{-4} \pm 0,0221)$ BW indiquant une légère sous-estimation des forces.

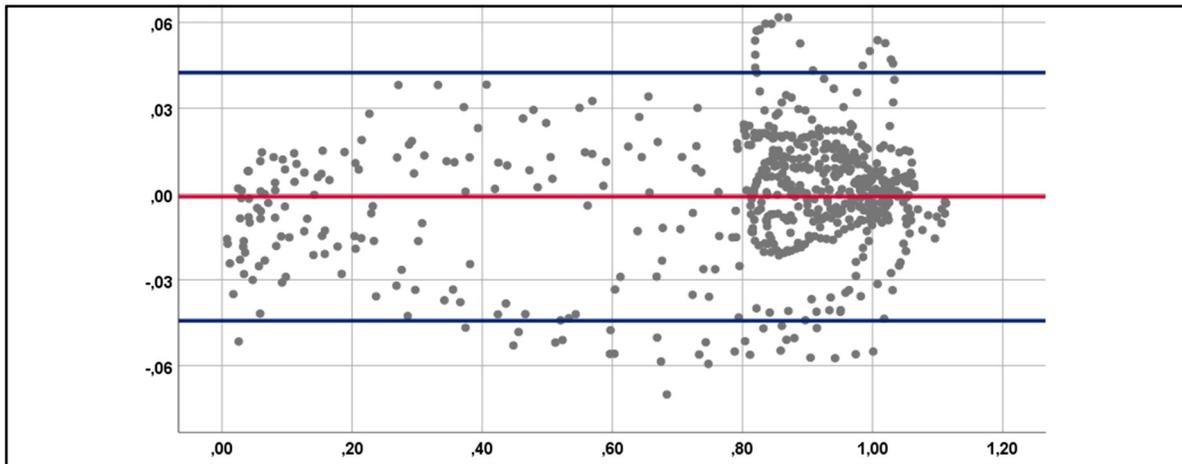


Figure 3.2 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse confortable

3.1.2 Force antéro-postérieure

Les figures suivantes illustrent les forces antéro-postérieures normalisées en fonction du pourcentage de la phase d'appui, du côté droit et gauche. Concernant le côté droit, on observe pour la quasi-totalité du cycle (entre 35 et 95%) que les deux courbes se rapprochent considérablement avec le pic survenant au même moment tandis que pour le début de la courbe, on constate une surestimation de la force jusqu'à atteindre les 30% de la phase d'appui.

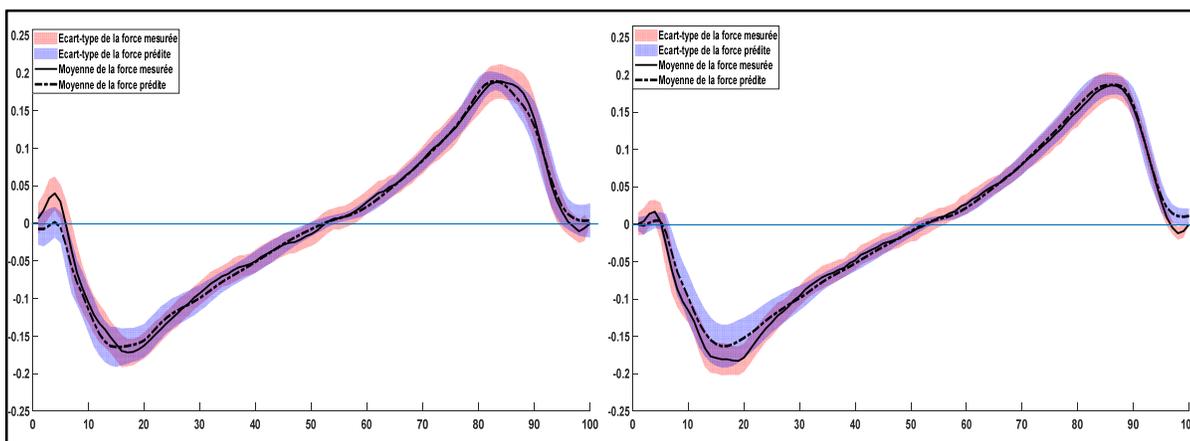


Figure 3.3 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à vitesse confortable

Concernant le côté gauche, on remarque tout d'abord que l'amplitude de cette force comparativement à la force du côté controlatérale est presque identique puisque nous demeurons toujours dans la condition de marche symétrique à vitesse confortable. Globalement, on constate que la force prédite suit de près la force mesurée mis à part au moment suivant le pic (entre 80 et 90%) ainsi qu'en début de cycle comme observé précédemment du côté droit, avec une légère sous-estimation qui bascule vers une légère surestimation juste avant que la force mesurée n'atteigne sa valeur minimale, autour des 15% de la phase d'appui.

Le tableau présenté ci-dessous rapporte les calculs de précision pour cette première condition de marche. De manière générale, on remarque que le côté droit donne une meilleure précision comparativement au côté gauche même s'il s'agit toujours de la marche à vitesse confortable avec un RMSE de $0,0231 \pm 0,0059$ à droite contre $0,0279 \pm 0,0068$ BW à gauche correspondant à un NRMSE de $6,84 \pm 2,10$ contre $7,72 \pm 2,17\%$, respectivement. Le participant le plus précis, des deux côtés, était le sixième avec un RMSE de $0,0210 \pm 0,0067$ et de $0,0242 \pm 0,0067$ BW. Par ailleurs, le participant S5, présentant le résultat le moins précis, avait une erreur de $0,0263 \pm 0,0066$ BW à droite, et de $0,0342 \pm 0,0069$ BW à gauche.

Tableau 3.2 Résultats de prédiction de la FRS_{AP} normalisée pour chaque sujet des deux côtés à vitesse confortable

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0241 \pm 0,0069$	$0,0285 \pm 0,0085$	$6,90 \pm 2,33$	$8,27 \pm 2,76$
2	$0,0241 \pm 0,0050$	$0,0262 \pm 0,0063$	$7,42 \pm 1,98$	$7,54 \pm 2,03$
3	$0,0209 \pm 0,0051$	$0,0277 \pm 0,0071$	$7,22 \pm 1,68$	$8,48 \pm 2,37$
4	$0,0219 \pm 0,0048$	$0,0265 \pm 0,0055$	$5,87 \pm 1,49$	$6,70 \pm 1,46$
5	$0,0263 \pm 0,0066$	$0,0342 \pm 0,0069$	$8,17 \pm 2,81$	$9,07 \pm 2,24$
6	$0,0210 \pm 0,0067$	$0,0242 \pm 0,0067$	$5,49 \pm 2,33$	$6,29 \pm 2,13$
Moyenne	$0,0231 \pm 0,0059$	$0,0279 \pm 0,0068$	$6,84 \pm 2,10$	$7,72 \pm 2,17$

Le graphique de Bland-Altman présenté à la figure 3.4 montre que la quasi-majorité des points est comprise à l'intérieur de l'intervalle entre $-0,0196$ et $0,0181$ BW avec un biais proportionnel de $(-7,597 \times 10^{-4} \pm 0,0096)$ BW indiquant une sous-estimation mineure.

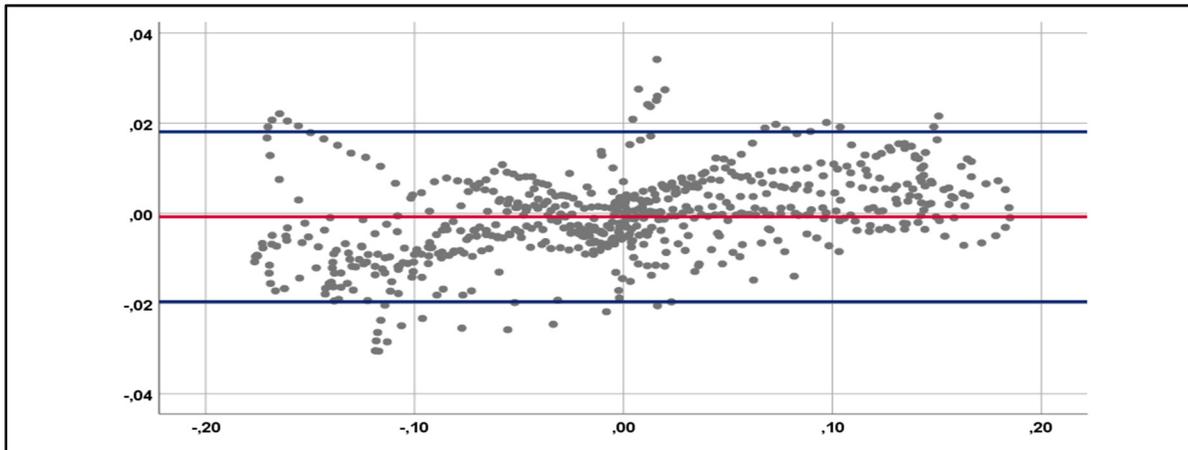


Figure 3.4 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse confortable

3.2 Condition de marche à vitesse lente de 0,8 m/s

3.2.1 Force verticale

La figure 3.5 présente les moyennes des forces verticales mesurée et prédite du côté droit et gauche. On remarque l'absence du creux qui existait entre les deux pics lorsqu'on a considéré la marche à vitesse confortable. Par ailleurs, la moyenne de la force prédite suit de près la moyenne de la force mesurée. On note toutefois, du côté droit, une légère sous-estimation avant et après la survenue du premier et du deuxième pic, respectivement. Le phénomène inverse est observé entre 50 et 80% avec une petite surestimation.

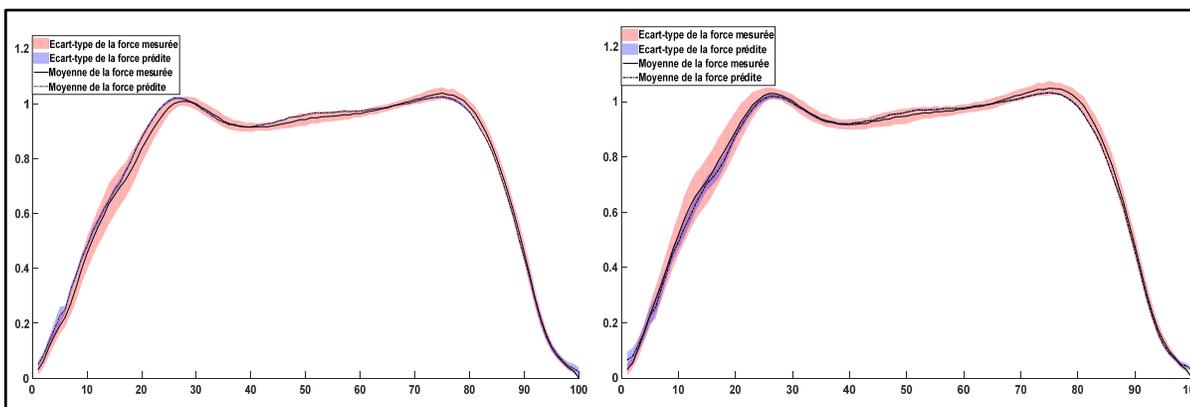


Figure 3.5 Moyenne et écart-type des forces FRSv normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) à 0,8 m/s

D'autre part, on observe du côté gauche les mêmes remarques que précédemment en termes de diminution du creux entre les deux pics (milieu d'appui) et de sous-estimation en fin de phase d'appui. Par ailleurs, on note une surestimation cette fois-ci entre 0 et 30%.

Le tableau 3.3 montre les résultats obtenus pour chacun des participants, des deux côtés. On note une meilleure précision en termes de prédiction avec un RMSE moyen de $0,0412 \pm 0,0139$ et de $0,0380 \pm 0,0126$ BW, à droite et à gauche, respectivement. Ces valeurs correspondent à un NRMSE de $3,93 \pm 1,30$ et de $3,65 \pm 1,21\%$, respectivement. Pour cette deuxième condition de marche symétrique, avec une diminution de vitesse, on observe que les deux côtés sont prédits de manière très similaire donnant des erreurs plus proches comparativement à la vitesse confortable, où on observait constamment une meilleure prédiction à droite. De plus, on observe un écart plus réduit entre le participant ayant donné la meilleure (S6) et la moins bonne prédiction (S1).

Tableau 3.3 Résultats de prédiction de la FRS_v normalisée pour chaque sujet des deux côtés à 0,8 m/s

S	RMSE ± Écart type (BW)		NRMSE ± Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0474 \pm 0,0182$	$0,0404 \pm 0,0161$	$4,43 \pm 1,69$	$3,78 \pm 1,51$
2	$0,0435 \pm 0,0131$	$0,0391 \pm 0,0113$	$4,27 \pm 1,27$	$3,83 \pm 1,09$
3	$0,0421 \pm 0,0165$	$0,0395 \pm 0,0125$	$4,04 \pm 1,54$	$3,86 \pm 1,23$
4	$0,0370 \pm 0,0099$	$0,0375 \pm 0,0129$	$3,68 \pm 0,97$	$3,73 \pm 1,30$
5	$0,0400 \pm 0,0108$	$0,0377 \pm 0,0117$	$3,68 \pm 0,96$	$3,46 \pm 1,08$
6	$0,0370 \pm 0,0149$	$0,0340 \pm 0,0110$	$3,47 \pm 1,36$	$3,24 \pm 1,04$
Moyenne	$0,0412 \pm 0,0139$	$0,0380 \pm 0,0126$	$3,93 \pm 1,30$	$3,65 \pm 1,21$

L'analyse des résultats du graphique de Bland-Altman obtenue avec les données de cette deuxième condition de marche symétrique à vitesse 0,8 m/s a conclu qu'il n'y avait pas de différence significative, et donc pas de biais proportionnel ($p > 0,05$). Ce résultat indique que les deux méthodes permettant d'obtenir les FRS_v pour cette condition pourraient être utilisées de manière interchangeable.

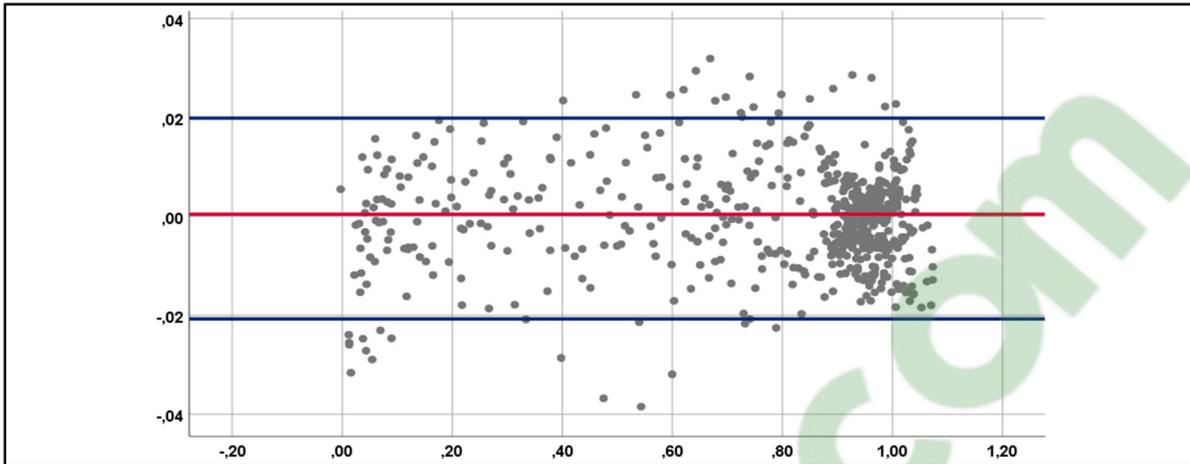


Figure 3.6 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,8 m/s

3.2.2 Force antéro-postérieure

Lors de la marche à vitesse réduite de 0,8 m/s, on constate que la valeur maximale et minimale de la FRS_{AP} est réduite, ne dépassant pas les $\pm 0,1$ BW contre ± 0.2 BW à vitesse confortable. C'est ce qu'on peut constater à la figure 3.7. Concernant le côté droit, la prédiction se rapproche de la référence entre 8 et 18% ainsi qu'entre 30 et 45% puis diverge pour le reste du signal avec une sous-estimation en début et en fin de cycle contre une surestimation pour le reste (45 à 85%). Par ailleurs, on observe un petit décalage lorsque la force atteint sa valeur maximale pour laquelle la prédiction survient en premier.

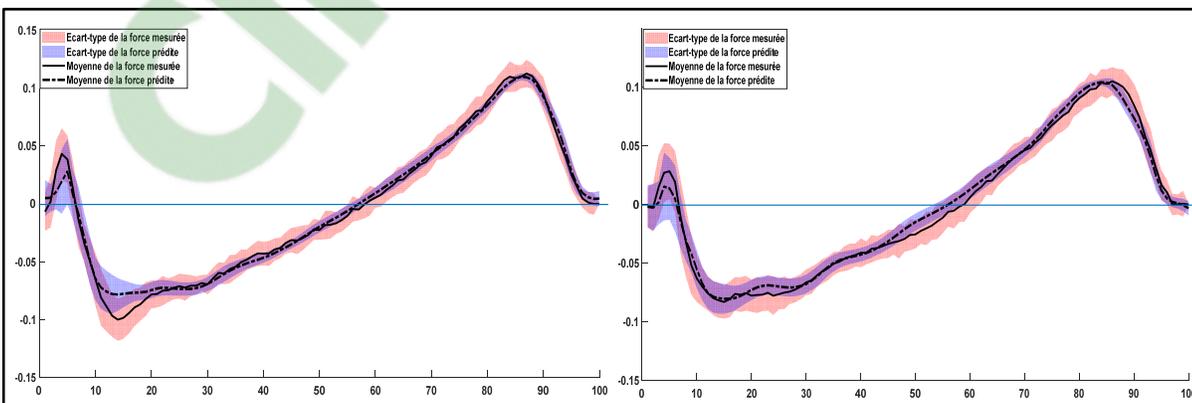


Figure 3.7 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S3) à 0,8 m/s

Concernant le côté gauche, la prédiction a tendance à suivre de près la force de référence, et ce, à partir des 20% de la phase d'appui tandis que juste avant cela, le minimum de la force est surestimé. Pour le pic de déchargement de la force, les deux signaux se rapprochent et restent ainsi jusqu'à la fin de la phase.

Le tableau 3.4 montre les mesures de précision pour les deux côtés. On observe une amélioration de la prédiction avec une diminution de l'erreur notamment pour le côté gauche, comparativement à la marche à vitesse confortable. L'erreur RMSE moyenne est de $0,0165 \pm 0,0038$ et de $0,0172 \pm 0,0035$ BW correspondant à $6,70 \pm 1,30$ et à $6,78 \pm 1,24\%$, à droite et à gauche, respectivement. La meilleure prédiction est enregistrée pour S3 cette fois-ci avec un RMSE de $0,0153 \pm 0,0031$ et de $0,0147 \pm 0,0028$ BW pour chaque côté.

Tableau 3.4 Résultats de prédiction de la FRS_{AP} normalisée pour chaque sujet des deux côtés à 0,8 m/s

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0153 \pm 0,0026$	$0,0159 \pm 0,0030$	$6,72 \pm 1,10$	$7,25 \pm 1,35$
2	$0,0197 \pm 0,0036$	$0,0205 \pm 0,0041$	$6,93 \pm 1,26$	$7,23 \pm 1,27$
3	$0,0153 \pm 0,0031$	$0,0147 \pm 0,0028$	$7,47 \pm 1,63$	$6,56 \pm 1,24$
4	$0,0174 \pm 0,0048$	$0,0184 \pm 0,0045$	$6,39 \pm 1,47$	$6,38 \pm 1,22$
5	$0,0162 \pm 0,0029$	$0,0175 \pm 0,0028$	$7,23 \pm 0,95$	$7,16 \pm 0,98$
6	$0,0153 \pm 0,0055$	$0,0161 \pm 0,0035$	$5,43 \pm 1,37$	$6,11 \pm 1,37$
Moyenne	$0,0165 \pm 0,0038$	$0,0172 \pm 0,0035$	$6,70 \pm 1,30$	$6,78 \pm 1,24$

Le graphique de Bland-Altman présenté à la figure 3.8 montre que la quasi-totalité des points illustrés représentant la différence entre les FRS_{AP} mesurées et prédites versus la moyenne de ces deux forces, s'insèrent à l'intérieure de l'intervalle défini par la moyenne $\pm 1,96 \times$ l'écart-type. Toutefois, on rapporte un biais proportionnel de $(3,666 \times 10^{-5} \pm 0,0060)$ BW indiquant une surestimation mineure.

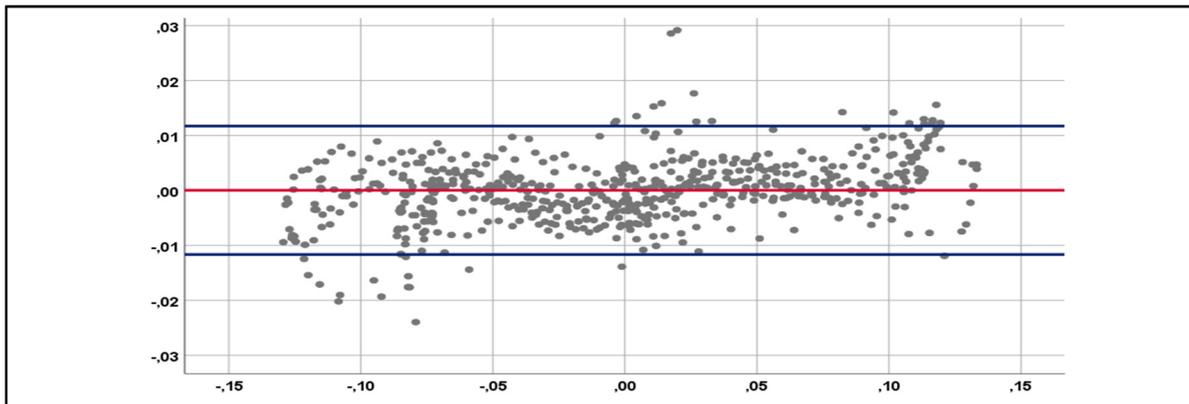


Figure 3.8 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,8 m/s

3.3 Condition de marche à vitesse très lente de 0,4 m/s

3.3.1 Force verticale

En diminuant considérablement la vitesse de marche tout en gardant la symétrie de vitesse entre les deux courroies du tapis, on constate que la courbe moyenne de la force verticale tend à s'aplatir davantage comparativement à ce qu'on avait observé à 0,8 m/s. Le deuxième pic est pratiquement écrasé tandis que le premier est relativement présent reflétant le comportement du pied lors du contact talon. Tel que l'on peut voir à la figure 3.9, les deux forces sont superposables pour la majeure partie des courbes. On note toutefois une légère surestimation en début de cycle jusqu'à atteindre le premier pic qui sera quant à lui, légèrement sous-estimé.

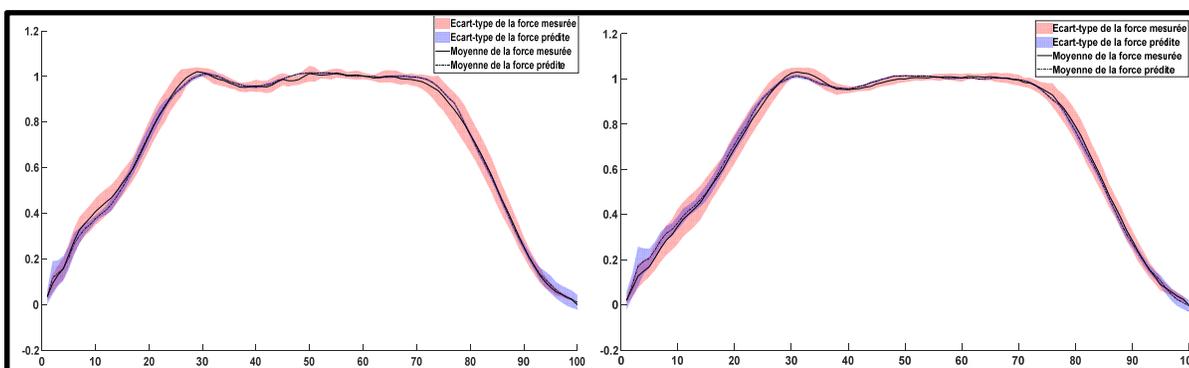


Figure 3.9 Moyenne et écart-type des forces FRS_v normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S1) à 0,4 m/s

Le tableau suivant montre une légère augmentation de l'erreur comparativement aux vitesses supérieures de la première et la deuxième condition. Le participant ayant donné la prédiction la plus précise est le S1 avec un RMSE de $0,0449 \pm 0,0137$ et de $0,0441 \pm 0,0154$ BW tandis que la moyenne globale est de $0,0543 \pm 0,0213$ et de $0,0531 \pm 0,0228$ BW, à droite et à gauche, respectivement. Ces valeurs moyennes correspondent à un NRMSE de $5,17 \pm 2,00$ et de $5,09 \pm 2,16\%$, pour chaque côté respectivement qui restent très proche indiquant un niveau de précision similaire.

Tableau 3.5 Résultats de prédiction de la FRSv normalisée pour chaque sujet des deux côtés à 0,4 m/s

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0449 \pm 0,0137$	$0,0441 \pm 0,0154$	$4,28 \pm 1,30$	$4,20 \pm 1,46$
2	$0,0579 \pm 0,0236$	$0,0611 \pm 0,0248$	$5,68 \pm 2,30$	$5,98 \pm 2,41$
3	$0,0546 \pm 0,0198$	$0,0550 \pm 0,0241$	$5,12 \pm 1,84$	$5,29 \pm 2,25$
4	$0,0633 \pm 0,0201$	$0,0601 \pm 0,0110$	$6,07 \pm 1,87$	$5,74 \pm 1,07$
5	$0,0435 \pm 0,0184$	$0,0460 \pm 0,0247$	$3,99 \pm 1,65$	$4,24 \pm 2,13$
6	$0,0617 \pm 0,0321$	$0,0523 \pm 0,0369$	$5,86 \pm 3,02$	$5,11 \pm 3,63$
Moyenne	$0,0543 \pm 0,0213$	$0,0531 \pm 0,0228$	$5,17 \pm 2,00$	$5,09 \pm 2,16$

L'analyse du graphique de Bland-Altman suivant, révèle que la majorité des points se situent à l'intérieure de l'intervalle délimité entre $-0,0318$ et $0,0445$ BW. De plus, on rapporte une différence non significative entre les moyennes des forces estimées et prédites, pour tous les sujets ($p > 0,05$) et donc pas de biais proportionnel.

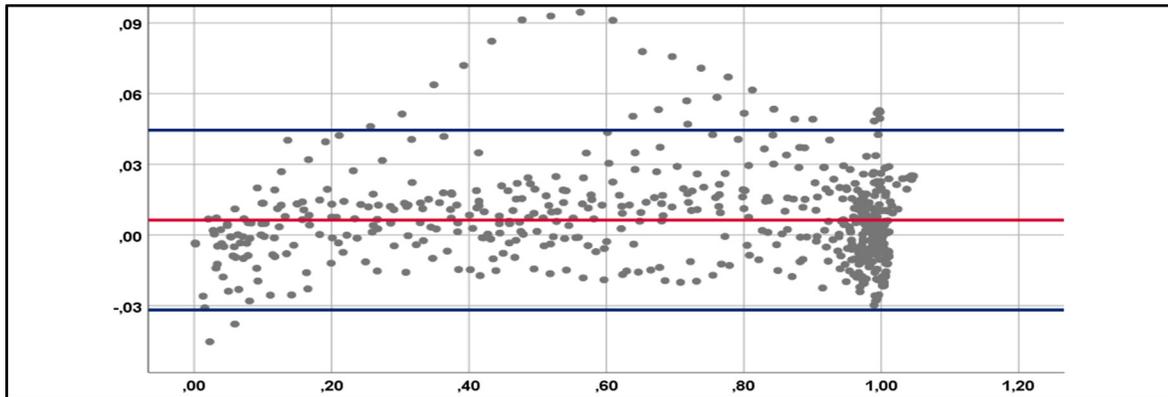


Figure 3.10 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,4 m/s

3.3.2 Force antéro-postérieure

Le figure 3.11 affiche les FRS_{AP} mesurées et prédites. On distingue une diminution considérable au niveau des valeurs minimales et maximales atteintes étant donné que la vitesse a diminué à 0,4 m/s. On observe des deux côtés, une grande variation au niveau de la force mesurée avec un large écart-type tandis que pour la force prédite, on n'observe ce phénomène-là qu'en début de cycle jusqu'à atteindre les 35% où l'écart-type fluctue très peu autour de la moyenne puis reprend sa variabilité à partir des 85%. Globalement, la prédiction suit l'évolution du patron général de la force mesurée tout en sous-estimant ou surestimant.

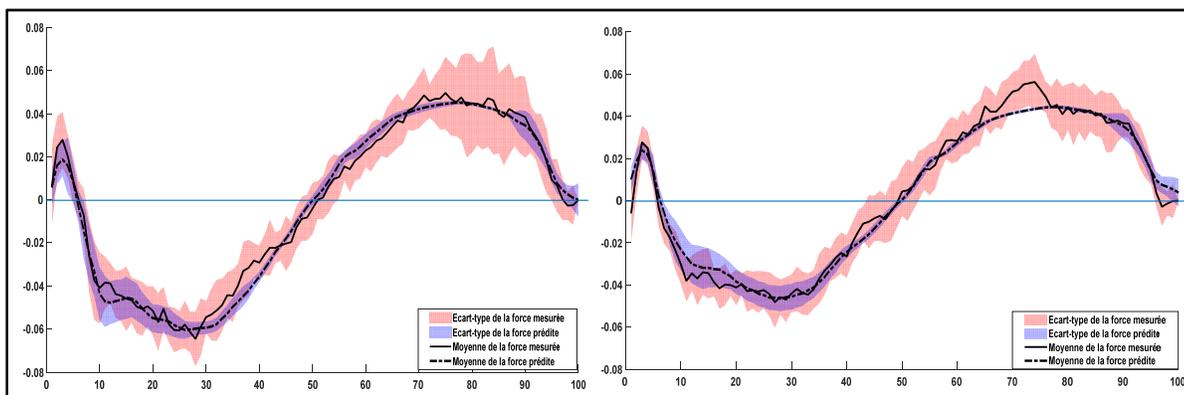


Figure 3.11 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S5) à 0,4 m/s

Le tableau 3.6 expose les calculs de l'erreur effectués pour la FRS_{AP}. On remarque une diminution au niveau de la précision de manière similaire pour les deux côtés. L'erreur atteint un RMSE de $0,0138 \pm 0,0049$ et de $0,0149 \pm 0,0061$ BW correspondant à $10,14 \pm 2,26$ et à $10,49 \pm 2,70\%$, à droite et à gauche, respectivement. Le participant ayant donné la prédiction la plus précise est le S5 avec un RMSE de $0,0111 \pm 0,0027$ et de $0,0129 \pm 0,0052$ BW, pour chaque côté, respectivement. Cette diminution de la précision pourrait être due à la large variation de la force mesurée tel qu'illustré à la figure 3.11.

Tableau 3.6 Résultats de prédiction de la FRS_{AP} normalisée pour chaque sujet des deux côtés à 0,4 m/s

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0151 \pm 0,0053$	$0,0141 \pm 0,0058$	$11,43 \pm 4,01$	$10,66 \pm 3,71$
2	$0,0163 \pm 0,0060$	$0,0159 \pm 0,0051$	$11,24 \pm 2,75$	$11,67 \pm 2,19$
3	$0,0132 \pm 0,0059$	$0,0140 \pm 0,0056$	$10,56 \pm 2,63$	$10,94 \pm 2,51$
4	$0,0133 \pm 0,0034$	$0,0165 \pm 0,0064$	$9,47 \pm 1,31$	$10,50 \pm 2,04$
5	$0,0111 \pm 0,0027$	$0,0129 \pm 0,0052$	$8,89 \pm 1,18$	$9,29 \pm 2,19$
6	$0,0138 \pm 0,0059$	$0,0160 \pm 0,0086$	$9,25 \pm 1,65$	$9,88 \pm 3,56$
Moyenne	$0,0138 \pm 0,0049$	$0,0149 \pm 0,0061$	$10,14 \pm 2,26$	$10,49 \pm 2,70$

Le graphique de Bland-Altman suivant nous montre la différence versus la moyenne des forces moyennes mesurées et prédites pour tous les sujets. On constate que la majorité des points tombent à l'intérieure des limites de concordance. De plus, on rapporte un biais proportionnel de $(1,232 \pm 6,128) \times 10^{-3}$ BW indiquant une surestimation mineure.

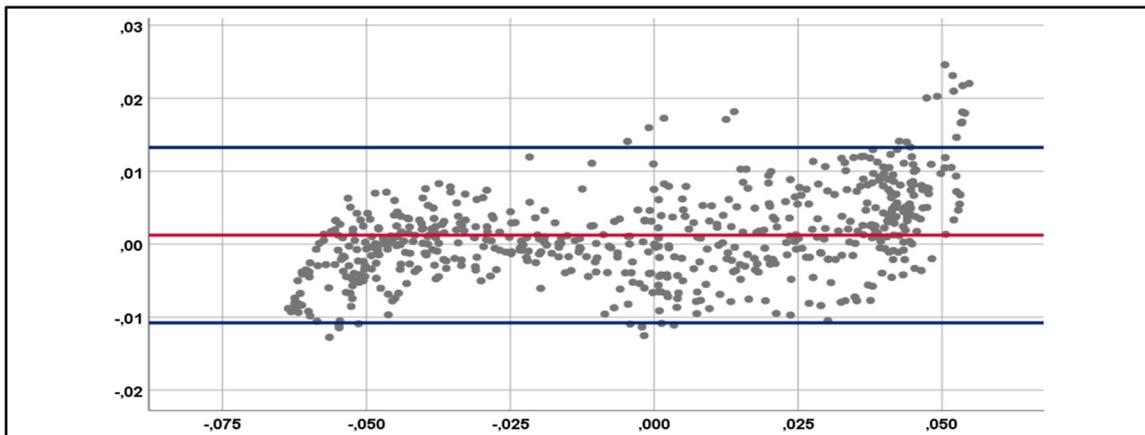


Figure 3.12 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets à vitesse 0,4 m/s

3.4 Condition de marche asymétrique 1/1,5

3.4.1 Force verticale

En fonctionnement asymétrique, les deux courroies droite et gauche du tapis produisent une vitesse différente. La vitesse sous chaque pied est déterminée telle que la moyenne des deux vitesses soit égale à la vitesse confortable propre au participant tout en respectant un certain ratio, en l'occurrence, 1/1,5 pour cette section. Ainsi, les forces générées sous les deux jambes vont avoir un patron différent avec un pic de chargement bien visible atteignant une valeur maximale légèrement plus haute qu'en marche symétrique (approchant 1,2 BW), tandis que le pic de déchargement se voit écrasé. Ceci est visible au niveau de la figure 3.13 qui montre la force sous la jambe droite, marchant à vitesse confortable. Globalement, la prédiction suit de près la force de référence notamment en début et en fin de phase d'appui. Par ailleurs, on remarque que les deux pics sont légèrement surestimés tandis qu'en milieu d'appui (entre les deux pics), nous avons une petite sous-estimation.

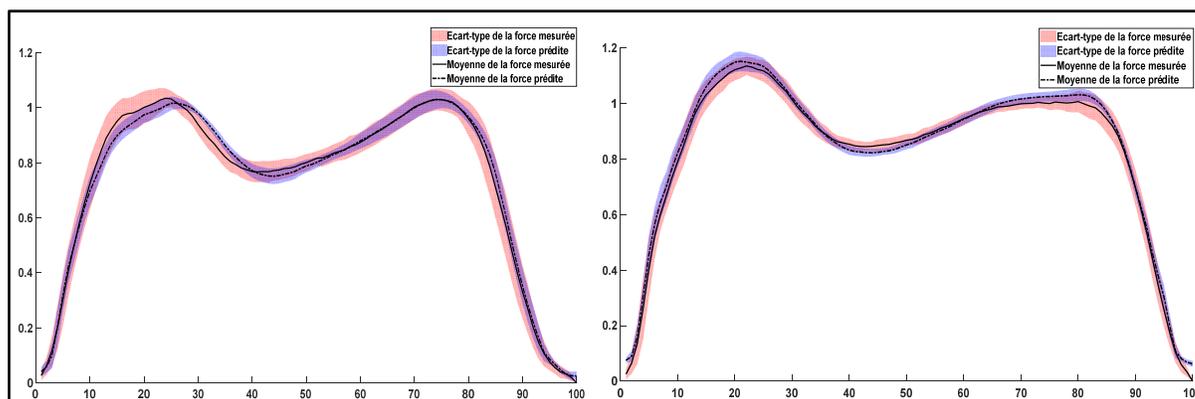


Figure 3.13 Moyenne et écart-type des forces FRSv normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/1,5

D'autre part, on voit clairement que l'asymétrie de vitesse sous les deux jambes se reflète sur les FRSv engendrant une asymétrie au niveau de la forme et de l'amplitude des courbes droite et gauche. La figure 3.13 nous montre le côté gauche, qui va 1,5 fois plus vite que le côté droit. On note une amplitude maximale presque identique des deux pics ainsi qu'une légère diminution en milieu d'appui. On constate aussi un petit délai pour le pic de chargement qui est sous-estimé alors que le deuxième pic prédit est bien aligné avec le pic mesuré.

Le tableau 3.7 rassemble les résultats de calcul de l'erreur pour chacun des participants. On remarque que du côté droit, qui se rapproche plus de la vitesse confortable, la précision est meilleure que celle observée lors de la marche symétrique à vitesse très lente, pour le même côté avec une moyenne de $0,0554 \pm 0,0204$ BW correspondant à $4,93 \pm 1,81\%$. En ce qui est du côté gauche, où la vitesse de marche est supérieure, on perd en précision comparativement aux conditions symétriques précédentes donnant un RMSE de $0,0616 \pm 0,0291$ BW et de $5,76 \pm 2,65\%$. Le participant le plus précis est le S6 pour lequel l'écart entre la précision à droite et à gauche est minime malgré l'asymétrie de marche.

Tableau 3.7 Résultats de prédiction de la FRS_v normalisée pour chaque sujet des deux côtés en mode asymétrique 1/1,5

S	RMSE ± Écart type (BW)		NRMSE ± Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	0,0643 ± 0,0239	0,0849 ± 0,0585	5,70 ± 2,11	8,07 ± 5,44
2	0,0463 ± 0,0194	0,0508 ± 0,0238	4,37 ± 1,81	4,85 ± 2,08
3	0,0662 ± 0,0195	0,0689 ± 0,0276	6,10 ± 1,78	6,58 ± 2,61
4	0,0533 ± 0,0208	0,0540 ± 0,0207	4,59 ± 1,84	5,03 ± 2,04
5	0,0556 ± 0,0227	0,0611 ± 0,0224	4,69 ± 1,85	5,43 ± 1,87
6	0,0469 ± 0,0159	0,0497 ± 0,0216	4,12 ± 1,45	4,62 ± 1,88
Moyenne	0,0554 ± 0,0204	0,0616 ± 0,0291	4,93 ± 1,81	5,76 ± 2,65

Le graphique de Bland-Altman démontre que les points représentant la différence versus la moyenne entre les forces mesurées et prédites pour tous les sujets sont présents dans l'intervalle des limites de concordances délimités par ($\pm 1,96 \times$ l'écart-type) autour de la moyenne de la différence. On rapporte un biais proportionnel de ($8,685 \times 10^{-4} \pm 0,0175$) BW indiquant une surestimation mineure.

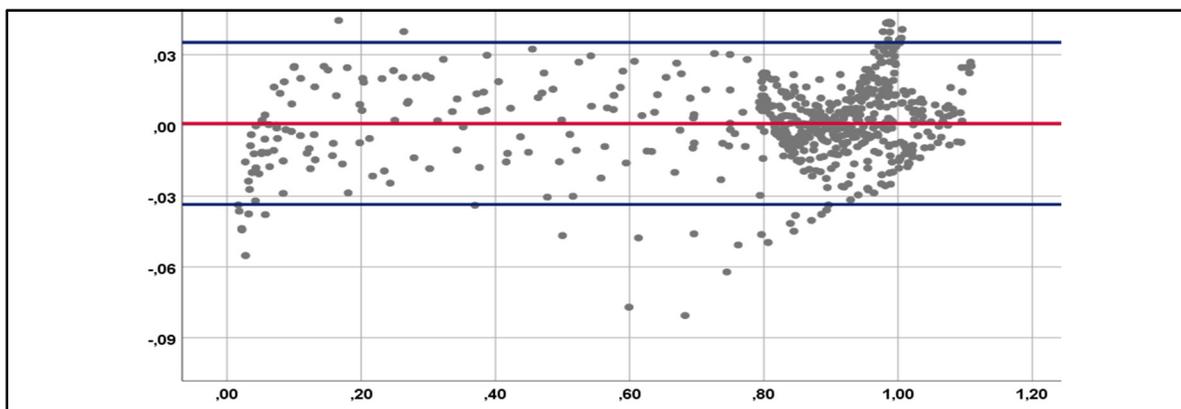


Figure 3.14 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/1,5

3.4.2 Force antéropostérieure

A la figure 3.15 on distingue l'effet de l'asymétrie de la vitesse sur les FRS_{AP} tout comme ce qui a été observé pour la composante verticale. En effet, pour la jambe droite, on remarque tout

d'abord une diminution de la variabilité de la force mesurée qu'on avait observée à vitesse symétrique très lente de 0,4 m/s dont l'écart-type était plus large. La prédiction s'aligne avec la force de référence à plusieurs niveaux de la phase d'appui notamment avant et après le pic de chargement qui est quant à lui surestimé.

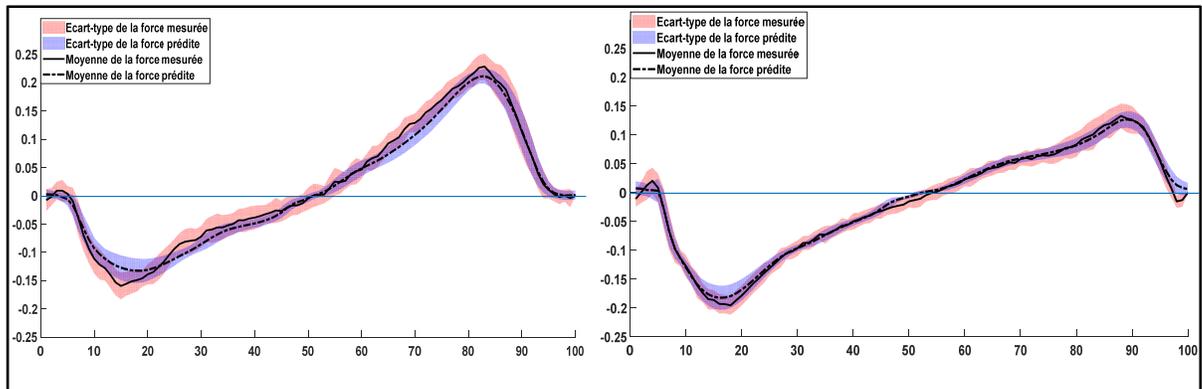


Figure 3.15 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/1,5

On constate que l'amplitude du pic de déchargement augmente avec l'augmentation de la vitesse imposée sous la jambe gauche. En ce qui est de la prédiction, on a tendance à sous-estimer entre 25 et 85% alors que le minimum de la force de chargement est surestimé. Par ailleurs, on remarque du côté gauche, un aplatissement en tout début de phase (entre 0 et 5%) où on avait l'habitude d'avoir un petit pic atteignant les 0,02 à 0,05 BW, dépendamment proportionnellement de la vitesse de marche.

Le tableau 3.8 résume les calculs de précision pour la FRS_{AP} pour tous les participants. Inversement à ce qu'on avait rapporté pour la composante verticale, c'est le côté gauche, allant à une vitesse supérieure, qui est le mieux prédit cette fois-ci. En moyenne, nous avons un RMSE de $0,0244 \pm 0,0049$ BW correspondant à $8,06 \pm 1,74\%$, à droite, contre $0,0276 \pm 0,0058$ BW et $6,83 \pm 1,41\%$, à gauche.

Tableau 3.8 Résultats de prédiction de la FRS_{AP} normalisée pour chaque sujet des deux côtés en mode asymétrique 1/1,5

S	RMSE ± Écart type (BW)		NRMSE ± Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	0,0253 ± 0,0043	0,0280 ± 0,0068	7,72 ± 1,66	7,33 ± 1,84
2	0,0307 ± 0,0050	0,0315 ± 0,0062	10,46 ± 1,83	7,49 ± 1,39
3	0,0215 ± 0,0045	0,0249 ± 0,0044	9,15 ± 2,23	6,96 ± 1,16
4	0,0220 ± 0,0051	0,0277 ± 0,0073	6,66 ± 1,64	6,02 ± 1,75
5	0,0278 ± 0,0062	0,0287 ± 0,0050	9,01 ± 1,93	7,18 ± 1,15
6	0,0188 ± 0,0045	0,0250 ± 0,0048	5,37 ± 1,15	6,02 ± 1,17
Moyenne	0,0244 ± 0,0049	0,0276 ± 0,0058	8,06 ± 1,74	6,83 ± 1,41

La figure 3.16 expose le graphique de Bland-Altman obtenu pour cette composante de la force en mode asymétrique 1/1,5. Selon les résultats obtenus, nous avons un biais proportionnel de $(5,954 \times 10^{-4} \pm 0,00826)$ BW indiquant une surestimation, tandis que la majorité des points tombent dans l'intervalle de concordance délimité par la moyenne de la différence $\pm 1,96 \times$ l'écart-type.

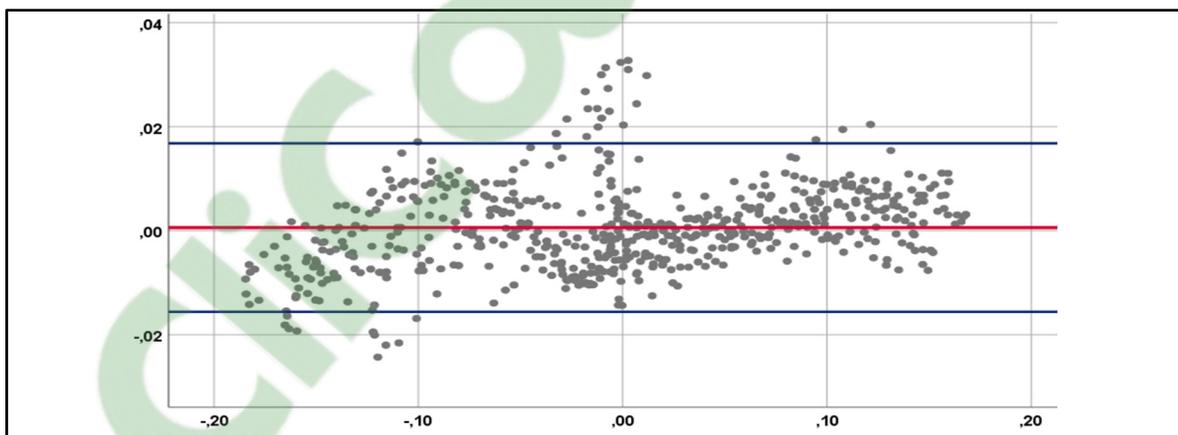


Figure 3.16 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/1,5

3.5 Condition de marche en mode asymétrique 1/2

3.5.1 Force verticale

Pour cette deuxième condition en mode asymétrique, le ratio d'asymétrie des vitesses entre la courroie droite et gauche se voit doublé. De manière globale, les courbes mesurées et prédites se rapprochent mis à part un léger délai en ce qui concerne le premier pic qui survient un peu plus tôt pour la force prédite, du côté droit.

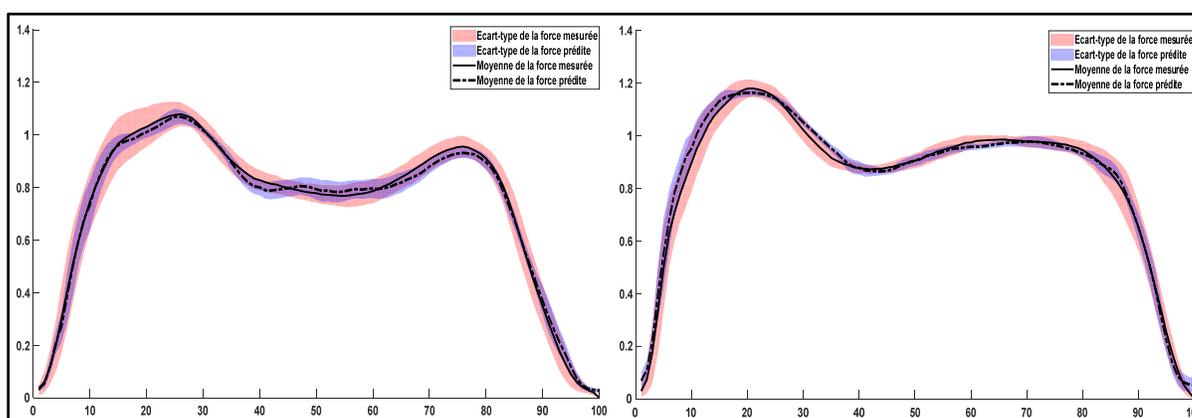


Figure 3.17 Moyenne et écart-type des forces FRS_v normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/2

D'autre part, on remarque du côté gauche, un comportement différent avec cette accentuation du ratio d'asymétrie par rapport à la condition précédente où les deux pics avaient une forme et une amplitude similaires. En effet, pour cette fois-ci, le pic de déchargement décroît par rapport au pic de chargement. En ce qui concerne la prédiction, les deux courbes s'alignent en début et en fin de phase d'appui avec une sous-estimation au niveau des pics ainsi qu'autour du milieu d'appui tandis que ce dernier est légèrement surestimé.

Le tableau 3.9 rapporte les calculs de précision pour cette dernière condition de marche. On constate que cette condition donne les résultats les moins précis au niveau de la prédiction. Lors de la présente condition, nous avons une courroie du tapis qui va deux fois plus vite que l'autre engendrant une variabilité plus importante au niveau des FRS étant donné que nous avons affaire à des participants sains auxquels on impose une asymétrie importante. De ce fait,

nous avons un RMSE moyen de $0,0698 \pm 0,0213$ BW correspondant à un NRMSE de $5,94 \pm 1,97\%$, à droite, contre $0,0707 \pm 0,0309$ BW et $6,59 \pm 2,88\%$, à gauche.

Tableau 3.9 Résultats de prédiction de la FRSV normalisée pour chaque sujet des deux côtés en mode asymétrique 1/2

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0929 \pm 0,0329$	$0,0777 \pm 0,0306$	$7,78 \pm 2,73$	$7,26 \pm 2,77$
2	$0,0618 \pm 0,0201$	$0,0637 \pm 0,0253$	$5,61 \pm 1,72$	$5,86 \pm 2,25$
3	$0,0806 \pm 0,0267$	$0,0843 \pm 0,0589$	$6,87 \pm 2,26$	$8,34 \pm 6,05$
4	$0,0673 \pm 0,0186$	$0,0663 \pm 0,0296$	$5,53 \pm 1,50$	$5,99 \pm 2,65$
5	$0,0601 \pm 0,0141$	$0,0733 \pm 0,0255$	$5,14 \pm 1,22$	$6,76 \pm 2,22$
6	$0,0563 \pm 0,0156$	$0,0589 \pm 0,0157$	$4,72 \pm 1,33$	$5,34 \pm 1,38$
Moyenne	$0,0698 \pm 0,0213$	$0,0707 \pm 0,0309$	$5,94 \pm 1,97$	$6,59 \pm 2,88$

Le graphique de Bland-Altman exposé à la figure 3.18 a révélé un biais proportionnel de $(1,0193 \times 10^{-3} \pm 0,0163)$ BW indiquant une surestimation. Toutefois, la quasi-majorité des points se trouve à l'intérieure des limites de concordance soit entre $-0,0310$ et $0,0330$ BW.

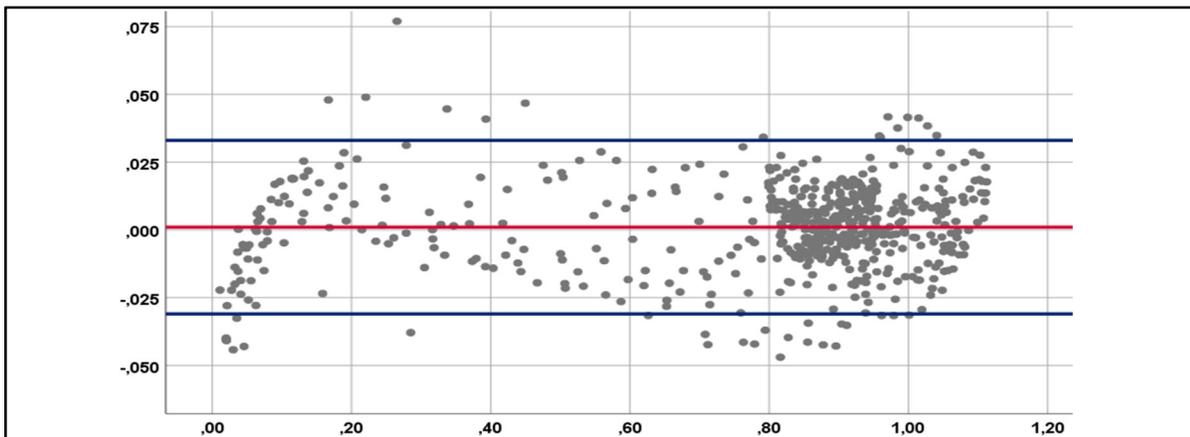


Figure 3.18 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces verticales mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/2

3.5.2 Force antéro-postérieure

Pour cette dernière condition de marche asymétrique, la figure 3.19 reflète cette asymétrie au niveau de la forme et de l'amplitude de la force de chaque côté. En effet, on s'aperçoit que le premier pic positif atteignant les 0,023 BW à droite disparaît complètement à gauche, où la vitesse est plus importante. Par conséquent, le pic de chargement négatif survient un peu plutôt à droite mais atteint tout de même la même valeur (-0,17 BW) des deux côtés. En ce qui est de la phase du milieu d'appui, les deux forces continuent de croître pour atteindre le pic de déchargement mais cette croissance diffère légèrement au niveau de la forme étant donné que sous la jambe qui va lentement, le dernier pic ne va pas dépasser 0,1 BW tandis qu'à gauche, ce pic va atteindre les 0,24 BW. On distingue clairement l'effet de l'asymétrie au niveau de la composante antéro-postérieure tout comme au niveau de la composante verticale décrite précédemment. En ce qui concerne la prédiction, on constate un comportement similaire des deux côtés avec un bon alignement en milieu d'appui, une légère surestimation du pic de chargement et enfin une légère sous-estimation du pic de déchargement.

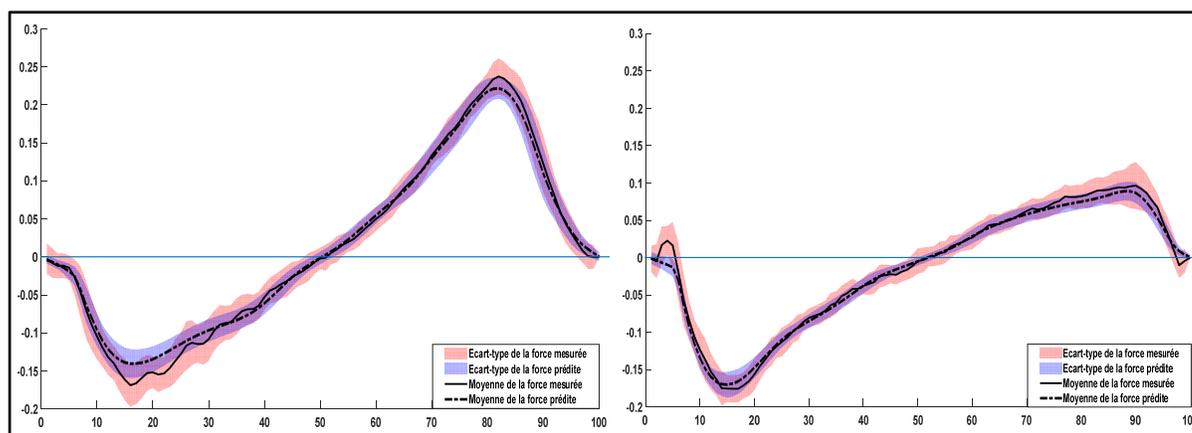


Figure 3.19 Moyenne et écart-type des forces FRS_{AP} normalisées mesurée et prédite du côté droit (à droite) et gauche (à gauche) pour le participant le mieux prédit (S6) en mode asymétrique 1/2

Le tableau 3.10 décrit les résultats obtenus avec la prédiction en mode asymétrique 1/2 pour la composante antéro-postérieure. On remarque que le côté qui va vite (gauche) est légèrement moins précis que le côté droit qui va lentement mais les deux valeurs restent assez proches pour chaque sujet. En moyenne, nous avons un RMSE de $0,0272 \pm 0,0062$ et de $0,0303 \pm$

0,0128 BW, à droite et à gauche, respectivement. Contrairement à ce qu'on observe pour le RMSE, l'erreur normalisée reflète l'inverse en termes de précision entre les deux côtés. Ceci est dû au fait que la valeur maximale du pic de déchargement est plus importante à gauche et par conséquent, en appliquant l'équation de calcul du NRMSE exposée au chapitre 2, l'erreur normalisée se voit réduite puisqu'on va avoir tendance à diviser le RMSE par une valeur plus grande, à gauche qu'à droite ce qui a donné $7,18 \pm 1,48$ et $9,90 \pm 2,12\%$, respectivement.

Tableau 3.10 Résultats de prédiction de la FRSAP normalisée pour chaque sujet des deux côtés en mode asymétrique 1/2

S	RMSE \pm Écart type (BW)		NRMSE \pm Écart type (%)	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
1	$0,0307 \pm 0,0072$	$0,0301 \pm 0,0056$	$10,26 \pm 2,59$	$7,72 \pm 1,12$
2	$0,0315 \pm 0,0066$	$0,0352 \pm 0,0076$	$12,42 \pm 2,04$	$8,02 \pm 1,75$
3	$0,02416 \pm 0,0060$	$0,0292 \pm 0,0079$	$11,21 \pm 2,73$	$7,75 \pm 2,11$
4	$0,0272 \pm 0,0056$	$0,0336 \pm 0,0096$	$9,41 \pm 2,28$	$6,78 \pm 2,05$
5	$0,0286 \pm 0,0039$	$0,0291 \pm 0,0042$	$9,27 \pm 1,30$	$7,15 \pm 0,87$
6	$0,0211 \pm 0,0058$	$0,0248 \pm 0,0043$	$6,83 \pm 1,78$	$5,67 \pm 1,00$
Moyenne	$0,0272 \pm 0,0062$	$0,0303 \pm 0,0128$	$9,90 \pm 2,12$	$7,18 \pm 1,48$

Pour finir, l'analyse statistique par le graphique de Bland-Altman a révélé un biais proportionnel de $(9,448 \pm 95,345) \times 10^{-4}$ BW indiquant une légère surestimation des forces. La majeure partie des points demeurent entre les limites de concordance.

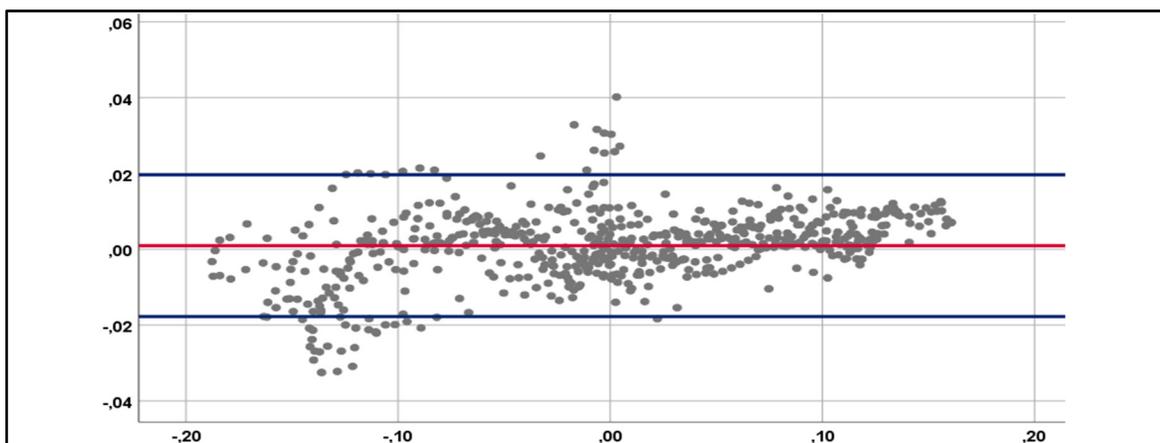


Figure 3.20 Graphique de Bland-Altman illustrant la différence en fonction de la moyenne des forces AP mesurées et prédites (en BW) pour tous les sujets en mode asymétrique 1/2

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Les FRS représentent des paramètres d'intérêt dans l'analyse biomécanique de la marche. Ces forces permettent d'initier et de modifier le mouvement lors de la marche et reflètent le comportement global du corps humain et de son centre de masse. L'outil de référence pour obtenir ces données sont les plateformes de forces, réservées presque exclusivement à l'utilisation en laboratoire de recherche. Par ailleurs, l'obtention des FRS dans le milieu écologique serait d'une grande utilité pour les cliniciens en vue de les renseigner sur la dynamique de la marche chez une population pathologique. L'analyse des FRS serait aussi une valeur ajoutée pour objectiver l'effet d'une réadaptation fonctionnelle locomotrice, notamment chez les personnes atteintes d'un accident vasculaire cérébrale (AVC) dont le patron de marche se retrouve altéré avec modification des FRS.

Notre analyse de la littérature a démontré qu'il était possible de prédire les FRS, à partir des capteurs inertiels, grâce à différentes méthodes sur le sujet sain, allant de la modélisation biomécanique du corps associée à la deuxième équation de mouvement de Newton, aux boîtes noires de l'apprentissage machine, aux modèles musculo-squelettiques du logiciel AnyBody, aux méthodes simplistes des calculs de régression et de statistiques pour enfin aboutir aux techniques basées sur l'identification, qui nous intéresse particulièrement.

Ainsi, nous nous sommes penchés sur le développement d'une méthode d'estimation des FRS, avec un seul capteur inertiel placé au niveau de chaque tibia, et nous avons utilisé la méthode de modélisation non-linéaire de type bloc-orienté de Hammerstein-Wiener. Dans un premier temps, l'étape de l'identification a permis de trouver le modèle qui représenterait la relation entre les données des capteurs inertiels et des forces de référence avec 30 cycles de marche, du côté droit et gauche. Ensuite, ce modèle a été utilisé pour estimer les FRS verticales et antéro-postérieures séparément, pour six participants sains (trois hommes et trois femmes), et ce lors de la marche sous cinq conditions. Nous avons défini un modèle pour chaque condition pour chacun des participants.

4.1 Marche en mode symétrique

4.1.1 Marche à vitesse confortable

4.1.1.1 Force verticale

La figure 4.1 résume les résultats obtenus avec différentes études basées sur les méthodes présentées dans notre revue de la littérature, à savoir : les méthodes basées sur la modélisation multi-segmentaires (en bleu), les méthodes basées sur la modélisation musculo-squelettique (en rouge), les méthodes basées sur l'apprentissage machine (en orange) et enfin nous avons les méthodes basées sur l'identification (en vert), catégorie dans laquelle s'insère notre étude. Concernant la cinquième catégorie basée sur les calculs de régression et de statistiques, les études se sont concentrées soit sur l'estimation des pics de la force uniquement ou sur la décomposition de la force totale. Ainsi, nous ne pouvons comparer nos résultats avec ces études. La figure 4.1 englobe les études phares dans chacune des catégories citées plus haut et sont regroupées par couleurs, suivant le même ordre, respectivement. Ceci a permis d'avoir un aperçu global sur le niveau de précision exprimée en NRMSE. Toutefois, le RMSE demeure l'outil de comparaison de référence qui fournit l'information absolue sur l'erreur entre le signal mesuré et prédit. Nous allons donc focaliser sur ce paramètre dans notre discussion.

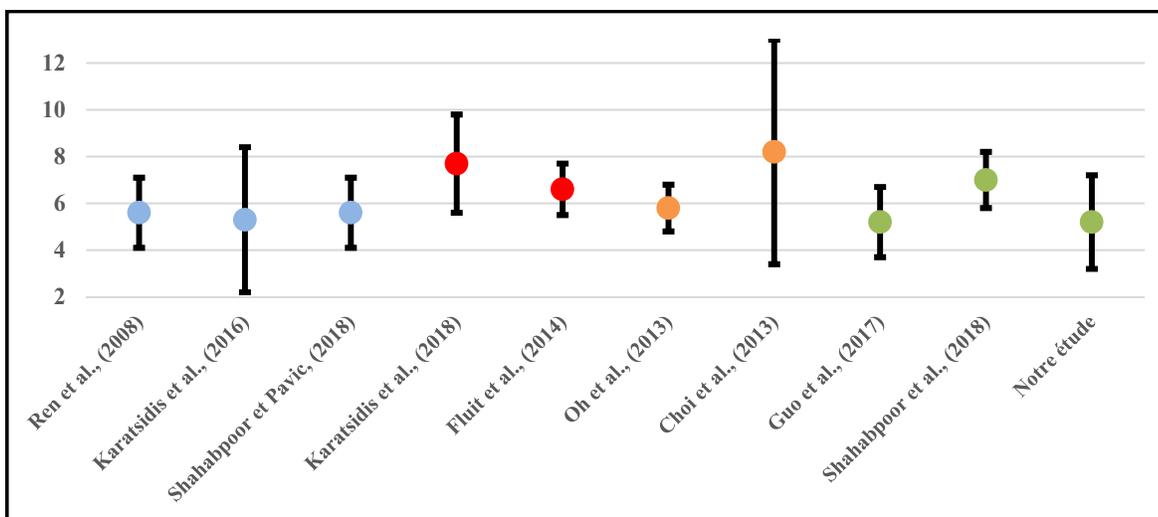


Figure 4.1 Comparaison des valeurs moyennes (\pm l'écart-type) des erreurs NRMSE (%) obtenues dans différentes études pour FRSV à vitesse confortable

Concernant la vitesse confortable, nous rapportons une erreur RMSE moyenne, des deux côtés confondus, de $0,056 \pm 0,022$ BW correspondant à $0,549 \pm 0,216$ N/kg tandis que (Ren et al., 2008) rapportent $0,710 \pm 0,190$ N/kg lors de l'application de la méthode *Smooth Transition Assumption* (STA) basée sur des hypothèses de transfert des forces entre le pied avant et arrière en double support, chez trois participants. Le même concept de transition des forces de la technique STA a été appliqué par (Karatsidis et al., 2016) et ont abouti à une amélioration de l'erreur obtenue précédemment avec un RMSE de $0,063 \pm 0,035$ BW pour un groupe de 11 participants en utilisant 17 capteurs inertiels. De leur part, (E Shahabpoor & A Pavic, 2018) exposent la méthode *Scaled Acceleration* (SA) qui a permis d'utiliser un capteur inertiel au niveau de la C7 pour estimer la composante verticale uniquement, et ce, à l'intérieure et à l'extérieure du laboratoire grâce aux chaussures instrumentées. Seulement l'erreur NRMSE a été considérée avec une valeur de $5,6 \pm 1,5$ % dans le laboratoire versus une valeur entre 7 et 11% pour le milieu écologique.

Concernant les méthodes de la seconde catégorie utilisant le logiciel AnyBody, (Karatsidis et al., 2018) ont cherché à estimer les FRS en se basant sur les données de 17 capteurs inertiels, de manière similaire à (Karatsidis et al., 2016). Ceci a donné une erreur NRMSE de $7,7 \pm 2,1$ % contre un RMSE égal à $0,74 \pm 0,13$ N/kg pour (Fluit et al., 2014). Toutefois, cette dernière étude n'est pas adaptée pour les capteurs inertiels car elle requiert le suivi du mouvement du pied en détails. Notre méthode demeure plus précise et plus simple ne nécessitant pas l'utilisation d'un logiciel complexe et coûteux tel que AnyBody.

Concernant les méthodes basées sur les réseaux de neurones, on retrouve l'étude de (Leporace et al., 2015). Ces auteurs ont employé un accéléromètre chez 17 participants marchant dans un couloir, et ils ont comparé deux configurations possibles. Les résultats ont donné une erreur MAD (mean absolute deviation) de $4,8 \pm 1,5$ % sur les quatre cycles de marche mesurés pour chaque participant, ce qui reste modeste comme ensemble de données de validation étant donné la variabilité intra et inter-sujets des FRS. D'autre part, une autre étude utilisant la technique de boîte noire ANN est celle menée par (Oh et al., 2013). Ces derniers ont opté pour une méthode hybride avec l'équation de Newton et un réseau de neurones, selon la phase du cycle de la marche (DS ou pas). On rapporte un RMSE de $0,352 \pm 0,114$ N/kg en simple support

contre $0,566 \pm 0,148$ N/kg en double support. Une fois le cycle de marche est composé en fusionnant les deux estimations pour former une phase d'appui complète, l'erreur atteint les $0,649 \pm 0,182$ N/kg. Cette précision s'avère meilleure que celle obtenue dans les études discutées jusque-là, mais reste inférieure par rapport à notre méthode. De plus, elle nécessite 14 variables d'entrée et un large ensemble de données pour l'entraînement du modèle (43 sujets) alors que pour notre part, nous utilisons trois entrées avec 30 cycles de marche des deux côtés.

Dans une étude très similaire avec 13 variables d'entrée, (Choi et al., 2013) ont obtenu une erreur de $0,62 \pm 0,27$ N/kg issue de l'estimation hybride des FRS, en jumelant la méthode de ANN ainsi que l'équation de Newton, décrite au premier chapitre, en double et en simple support, respectivement. Les deux études diffèrent dans le choix des paramètres d'entrée mais restent moins précises que les résultats obtenus dans notre étude.

Basés sur les FRS_v de référence mesurées par des semelles de pression, (Guo et al., 2017) tentèrent de faire la prédiction de la force verticale avec un seul IMU, en testant trois positions différentes de capteurs. Leur méthode consistait tout d'abord à décomposer l'accélération du côté droit et gauche afin de pouvoir estimer les forces des deux côtés simultanément, tel que nous l'avons fait dans notre étude. Par contre, nous n'avons pas à décomposer l'accélération car nous avons utilisé la concaténation des signaux de chaque côté. Cette décomposition présente une limite au travail de (Guo et al., 2017) car elle était basée sur les semelles de pression. Par conséquent, même si leur étude a donné une précision aussi bonne que la nôtre (NRMSE = $5,2 \pm 1,5$ %), elle nécessiterait obligatoirement l'usage des semelles de pression dès la première étape dans l'algorithme de prédiction. La modélisation non linéaire de NARMAX a permis d'identifier un modèle de prédiction des FRS_v, à vitesse confortable, et ce, à l'extérieur du laboratoire.

Enfin, nous retrouvons le travail mené par (Shahabpoor et al., 2018) qui ont comparé plusieurs modèles dans le but d'estimer les FRS avec des modèles linéaires, non-linéaires, ainsi qu'un modèle basé sur l'identification. Ce dernier a été conclu comme technique la plus appropriée donnant un NRMSE de $7 \pm 1,2\%$ dans la direction verticale, chez six participants. Ainsi, même

si cette étude s'insère dans la même catégorie que la nôtre, nous obtenons des résultats plus précis.

4.1.1.2 Force antéro-postérieure

La figure 4.2 expose l'erreur NRMSE en pourcentage pour les différentes études qui ont cherché à estimer la composante antéro-postérieure de la FRS à vitesse confortable. On constate qu'il y a moins d'études que pour la force verticale et que globalement notre niveau de précision exprimé en NRMSE est comparable à ce qui a été rapporté dans la littérature. Nous avons obtenu un RMSE de $0,025 \pm 0,007$ BW ou $0,245 \pm 0,069$ N/kg à vitesse confortable.

Pour la première catégorie d'études présentée dans notre revue de la littérature, on retrouve le travail mené par (Ren et al., 2008) qui rapportent une erreur de $0,473 \pm 0,068$ N/kg. (Karatsidis et al., 2016) ont pour le part obtenu $0,034 \pm 0,007$ BW révélant ainsi une prédiction moins précise comparativement à notre étude pour la catégorie basée sur la modélisation multi-segmentaire.

La même remarque sur le niveau de précision est valable pour la catégorie basée sur la modélisation musculo-squelettique avec le travail de (Karatsidis et al., 2018) qui mentionnent une erreur de $15 \pm 2,4$ %. De manière similaire, (Fluit et al., 2014) ont obtenu $0,38 \pm 0,7$ N/kg. S'agissant des méthodes d'apprentissage machine, (Leporace et al., 2015) révèlent une erreur MAD de $5,3 \pm 1,9$ %. L'erreur RMSE n'a pas été considérée, et donc on ne peut se comparer au réseau de neurones ANN qu'ils proposent.

Par ailleurs, on rapporte une erreur de $0,154 \pm 0,057$ N/kg pour la phase d'appui totale estimée par la méthode hybride de (Oh et al., 2013) représentant l'erreur la plus basse pour la prédiction de la FRS_{AP} . Avec une technique de prédiction similaire, (Choi et al., 2013) ont obtenu $0,265 \pm 0,085$ N/kg.

Pour la dernière catégorie basée sur l'identification, on clôture cette section par (Shahabpoor et al., 2018) qui rapportent une erreur NRMSE de $9 \pm 0,8$ % pour le modèle NARMAX entraîné.

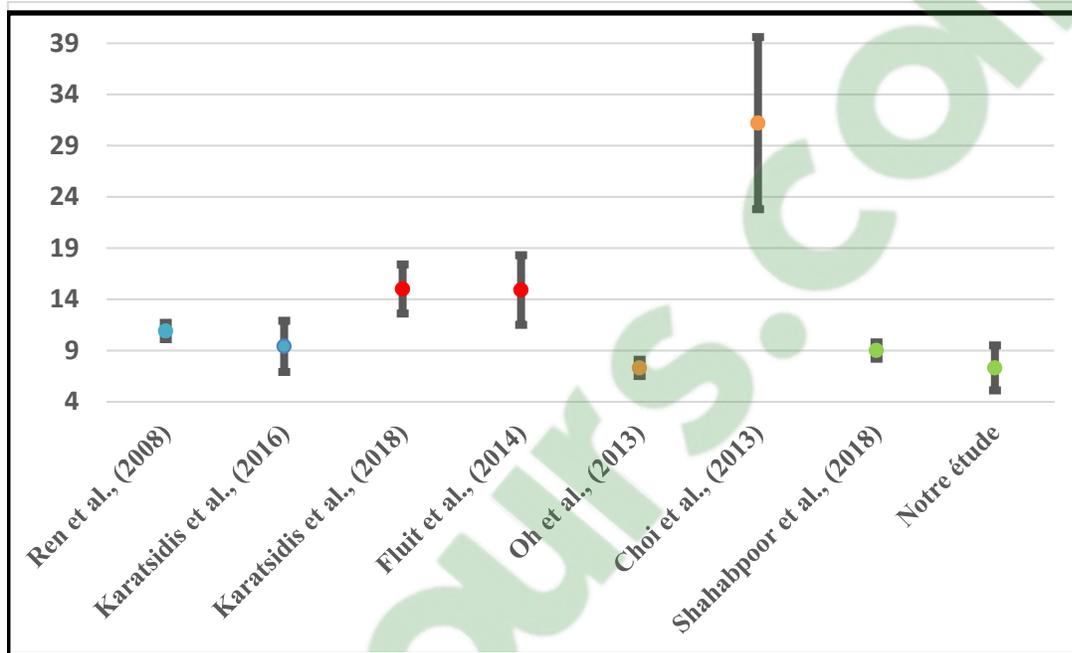


Figure 4.2 Comparaison des valeurs moyennes (\pm l'écart-type) des erreurs NRMSE (%) obtenues dans différentes études pour FRSAP à vitesse confortable

Selon ce que l'on vient d'exposer, on constate que globalement, le niveau de précision (exprimé en NRMSE) des modèles prédictifs présentés, a diminué comparativement à celui obtenu pour la composante verticale de la FRS. Ceci rejoint notre résultat et pourrait s'expliquer par la variation de la FRS_{AP} dont le patron diffère complètement de celui de la FRS_V qui ne présente que des valeurs positives avec deux pics atteignant presque la même valeur. Pour sa part, la composante AP commence par des valeurs négatives lors de la stabilisation du corps en phase de chargement, puis évolue vers des valeurs positives lors de la phase de propulsion. L'amplitude des deux forces est différente, avec une valeur maximale de 1,2 BW dans la direction verticale contre seulement 0,2 BW en AP. ainsi, il était prévisible que le modèle identifie puis prédit, avec une précision différente, les deux composantes de force analysées.

4.1.2 Marche à vitesse lente

Dans cette section, nous avons décidé de regrouper les deux composantes de la force de réaction que nous avons estimées étant donné qu'il n'y a que deux études avec lesquelles on peut confronter nos résultats. En ce qui concerne la marche à vitesse lente de 0,8 m/s, on rapporte un RMSE de $0,039 \pm 0,013$ BW correspondant à $0,383 \pm 0,128$ N/kg pour la FRS_V , tandis que pour la FRS_{AP} notre modèle a donné $0,017 \pm 0,004$ BW équivalant à $0,167 \pm 0,039$ N/kg. Pour la vitesse très lente de 0,4 m/s, nous avons un RMSE de $0,054 \pm 0,022$ et $0,014 \pm 0,006$ BW correspondant à $0,530 \pm 0,216$ et $0,137 \pm 0,059$ N/kg, dans la direction verticale et antéro-postérieure, respectivement. En ce qui est des études qui se sont penchées sur ce sujet, on retrouve (Karatsidis et al., 2016) avec une estimation moins précise que la nôtre, à 0,86 m/s, avec une erreur de $0,075 \pm 0,039$ et de $0,036 \pm 0,012$ BW pour la FRS_V et la FRS_{AP} , respectivement. Ainsi, on constate qu'en diminuant de vitesse, on observe une diminution de la précision avec la méthode proposée par ces auteurs contrairement à notre méthode dont l'erreur de prédiction s'est vue améliorée à vitesse lente. Deux ans plus tard, (Karatsidis et al., 2018) tentent d'estimer les FRS en se basant sur une méthode différente (modélisation par le logiciel AnyBody). Dans le protocole expérimental, ils mentionnent avoir fait plusieurs conditions de marche dont la vitesse lente, mais ils ne rapportent pas de résultats à ce sujet. Idem pour (E Shahabpoor & A Pavic, 2018) et (Shahabpoor et al., 2018) qui ont conduit des tests à vitesse lente mais qui ne discutent aucun résultat à ce propos.

Enfin, (Fluit et al., 2014) rapportent une erreur de $0,64 \pm 0,15$ et $0,30 \pm 0,05$ N/kg lors de la marche à vitesse lente (vitesse confortable – 30%), pour la FRS_V et la FRS_{AP} , respectivement. Par conséquent, même si leur niveau de précision s'est amélioré comparativement à la prédiction à vitesse confortable, leur erreur demeure supérieure à la nôtre.

4.2 Marche en mode asymétrique

Jusque-là, nous avons constaté qu'en changeant de vitesse, les FRS se modifiaient et on observait un aplatissement des courbes verticales et antéro-postérieures avec une amplitude moins prononcée des pics de chargement et de déchargement. Ceci pourrait être expliqué par le mouvement du pied à vitesse lente où le contact talon et la levée des orteils se font

doucement. Avec cette diminution de la dynamique au niveau de notre signal suite à la diminution de vitesse, notre prédiction s'en trouvait améliorée. Dans cette section, nous avons modifié le taux d'asymétrie entre les deux courroies du tapis roulant instrumenté en imposant une vitesse différente sous chaque pied. Cette asymétrie est parfaitement reflétée sur les FRS que ce soit dans la direction verticale ou antéro-postérieure.

4.2.1 Force verticale

En ce qui concerne la FRS_V , lorsque le taux d'asymétrie est de 1/1,5, on constate du côté droit une erreur de prédiction égale à $0,055 \pm 0,020$ BW avec un écrasement du pic de déchargement correspondant à la phase de poussée du pied qui se fait doucement étant donné que la vitesse est plus petite de ce côté. Par ailleurs, l'amplitude du premier pic de chargement est plus élevée (autour de 1,14 BW) car le pied cherche à attaquer le sol rapidement afin de maintenir la stabilité pour ce côté lent tentant ainsi de rattraper le pied controlatéral. En ce qui est du côté gauche, on rapporte une erreur de prédiction de $0,062 \pm 0,029$ BW avec une courbe semblable à celle obtenue à vitesse confortable ayant les mêmes amplitudes deux pics (autour de 1,03 BW). Ceci pourrait être expliqué par le fait que le pied gauche, allant une fois et demie plus vite, se retrouve moins perturbé car il arrive à suivre le mouvement du tapis roulant plus facilement.

Lorsque le taux d'asymétrie est plus important, on observe du côté droit un patron globale similaire à précédemment (un pic prononcé suivi d'un milieu d'appui qui s'enchaîne avec un deuxième pic plutôt écrasé) avec une légère augmentation du pic de chargement (autour de 1,18 BW) ainsi qu'une légère diminution du pic de déchargement qui est aplati à la base. S'agissant du côté gauche, le premier pic demeure inchangé tandis que le deuxième se voit diminué en amplitude (autour de 0,96 BW). Ceci pourrait être dû au fait que le pied gauche, allant deux fois plus vite que le côté controlatéral, aurait tendance à avoir une force de poussée moins importante comparativement à la condition précédente afin de maintenir la stabilité en attendant que le pied droit se pose sur le sol lentement. Au niveau de la précision lors de la prédiction, on rapporte un RMSE de $0,070 \pm 0,021$ et de $0,071 \pm 0,031$ BW, à droite et à gauche, respectivement. On remarque que l'erreur est plus importante car la dynamique de la courbe est plus complexe à suivre par le modèle. Cette erreur est considérée tout de même

comme acceptable car elle reste inférieure à celle obtenue dans la littérature lors de la marche à vitesse confortable, pour certaines études. Malheureusement on ne peut pas aller plus loin dans la confrontation de nos résultats pour l'ensemble de la section de prédiction en mode asymétrique car il n'existe pas de travaux qui se sont penchés sur ça, au meilleur de notre connaissance.

4.2.1 Composante antéro-postérieure

Par ailleurs, pour ce qui de la composante antéro-postérieure, nous avons obtenu un RMSE de $0,024 \pm 0,005$ et de $0,028 \pm 0,006$ BW, à droite et à gauche, respectivement. Pour le pied droit allant lentement en mode asymétrique 1/1,5, le pic négatif est moins important que celui du côté controlatéral (-0,2 contre -0,16 BW). En ce qui concerne le deuxième pic, le même phénomène est observé avec une valeur de 0,13 contre 0,22 BW, pour les deux pieds, respectivement. Ceci pourrait être expliqué par le fait que la composante antéro-postérieure soit alignée selon l'axe y, direction de progression du mouvement du tapis roulant, et par conséquent, lorsque la vitesse est plus lente, le pied exerce une force moins importante pour avancer comparativement à lorsque la vitesse augmente. Le même comportement est observé lorsque le taux d'asymétrie atteint le 1/2 sauf que le premier pic négatif a une amplitude plus rapprochée des deux côtés, autour de -0,17 BW. De plus, la phase du milieu d'appui a une allure différente des deux côtés avec une croissance progressive du côté lent pour atteindre 0,1 BW contre une croissance régressive du côté rapide pour atteindre 0,24 BW. Ceci permettrait de propulser la jambe gauche, allant deux fois plus vite que la jambe droite, avec une force de déchargement plus importante de manière proportionnelle à la vitesse de marche. En termes de prédiction, nous rapportons un RMSE de $0,0272 \pm 0,0062$ et de $0,0303 \pm 0,0128$ BW avec une meilleure précision pour la jambe droite, ayant un pic à pic moins important de ce côté lent.

4.3 Analyse statistique par le graphique de Bland-Altman

L'analyse statistique permettant l'évaluation de la concordance, de l'ensemble des prédictions effectuées, a révélé dans la majorité des cas un biais proportionnel ($p < 0,05$) mineure. La valeur de ce biais étant proche de l'incertitude de mesure des PFF elles-mêmes (2% BW), indique une concordance entre les valeurs mesurées et prédites, avec une légère sous-estimation

ou surestimation selon le cas. Exception faite pour la FRSv à vitesse lente (0,8 m/s) et très lente (0,4 m/s) où l'analyse par le graphique de Bland-Altman n'a révélé aucune différence significative entre la mesure et la prédiction ($p > 0,05$) prouvant que le modèle prédictif s'alignait avec le système de mesure de référence, que les deux séries de données sont suffisamment concordantes et que les deux façons d'obtenir les FRS pourraient être utilisées de manière interchangeable. Cette preuve permet d'avancer que le modèle prédictif identifié à chaque fois était capable de reproduire la mesure des FRS avec un capteur inertiel seulement.

4.4 Limites de notre étude

L'idée derrière ce projet de recherche était de voir si le modèle non-linéaire de type bloc-orienté de Hammerstein-Wiener pouvait être utilisé pour estimer les FRS à partir des données des capteurs inertiels. Ce modèle prédictif a donné des résultats comparables à ceux obtenus dans la littérature, pour la marche à vitesse confortable et lente. Ceci a été appliqué sur six participants sains, un recrutement supplémentaire serait envisageable afin de pouvoir mener des analyses statistiques plus poussées et d'étudier la sensibilité du modèle. À ce moment-là, un modèle générique pour tous les sujets serait d'une grande utilité, ce qui nous permettrait de gagner en praticité n'ayant pas à identifier un modèle à chaque fois, basé sur les FRS de référence issues des PFF. Nous tenterons d'obtenir ce modèle générique en procédant de manière identique à ce qu'on avait fait pour avoir un modèle qui fonctionne bien pour les deux côtés, droit et gauche, en faisant une concaténation des signaux mesurés chez tous les participants. Notre méthode serait grandement bonifiée si on arrive à obtenir ce modèle générique, chez le sujet sain. Nous estimons qu'il serait possible d'appliquer notre modèle, une fois amélioré, sur les données de marche de personnes hémiparétiques. Ceci est possible grâce aux résultats prometteurs obtenus à vitesse lente et en mode asymétrique étant donné que ceci se rapproche des FRS chez le sujet atteint d'hémiparésie. L'accomplissement de cette dernière perspective permettrait de faire une importante avancée dans l'analyse de la marche pathologique hors laboratoire en obtenant un modèle prédictif des FRS avec des outils non encombrants (IMU). Ceci représenterait un travail de recherche à la fois ambitieux et ardu étant donné la grande variabilité de la marche des sujets hémiparétiques mais nous estimons que ce défi pourrait être relevé lors des travaux futurs.

CONCLUSION

L'objectif de ce projet de recherche était de développer un modèle prédictif des FRS avec un capteur inertiel placé au niveau de chaque tibia. La méthode se veut minimaliste et non encombrante afin de permettre son application en dehors du laboratoire de recherche pour pouvoir analyser la dynamique de la marche humaine dans le milieu écologique. Ceci a été prouvé possible grâce au modèle de Hammerstein-Wiener qui a permis d'estimer les FRS du côté droit et gauche, pour chacune des cinq conditions de marche analysées. Cette indépendance des deux côtés est une contribution importante car elle ouvre la porte vers l'analyse de la marche chez une population pathologique ayant un patron de forces asymétrique. Ainsi, avec un seul IMU, on devrait être capable d'apprécier l'asymétrie de la mise en charge lors de la marche, ce qui s'avère d'une grande utilité pour les cliniciens. Des améliorations sont possibles pour permettre l'obtention d'un modèle générique afin d'éliminer le besoin d'identifier un modèle propre au sujet avec des FRS préalablement mesurées avec des PFF.

Ce travail a permis d'explorer la prédiction des FRS lors de la marche sur tapis roulant instrumenté fonctionnant sous deux modes : symétrique et asymétrique. Pour le mode symétrique, les vitesses de marche confortable, lente et très lente ont été étudiées et ont abouti à des résultats de prédiction comparables à ceux obtenus dans les études précédentes. En ce qui concerne le mode asymétrique, selon notre recherche bibliographique, aucun travail n'a été mené dans ce sens. D'ailleurs, les méthodes présentées dans certains travaux ne pourraient pas s'appliquer sur une marche asymétrique étant donné qu'elles reposent sur des hypothèses de symétries lors de la marche. Ceci représente une autre contribution à notre travail qui donnera accès aux perspectives futures.

Nous avons pu constater que la prédiction était plus précise à mesure que la vitesse diminuait, et ce, pour les deux composantes de la forces (verticale et antéro-postérieure), tandis qu'en mode asymétrique, la précision se voyait réduite étant donné que la dynamique du signal était plus importante reflétant l'asymétrie de vitesse des deux courroies du tapis roulant instrumenté. L'analyse statistique a conclu sur la validité du modèle qui pourrait substituer l'utilisation des PFF dans le futur, ne nécessitant comme données d'entrées que l'accélération linéaire, la

vitesse angulaire, ainsi qu'un patron de force générique. Ceci serait la première piste qu'on recommande d'explorer, afin d'éliminer complètement le besoin d'utiliser des PFF pour l'identification du modèle rendant notre modèle prédictif complètement ambulatoire.

ANNEXE I

PROTOCOLE D'ACQUISITION



LIO
laboratoire de recherche
en imagerie et orthopédie

CRCHUM
CENTRE DE RECHERCHE



PROTOCOLE DÉTAILLÉ

Développement d'un modèle de prédiction des forces de réaction au sol durant la vie quotidienne des personnes valides en utilisant des capteurs inertiels

Chercheurs

- Rachid Aissaoui, Ing., Ph. D., professeur-Chercheur, École de Technologie Supérieure, Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), Centre de Recherche du CHUM (CRCHUM).

Co-Chercheurs

- Sylvie Nadeau, professeure en physiothérapie, Université de Montréal – Laboratoire de Pathokinésiologie.

Responsable du projet

- Sarra Belaid, étudiante en maîtrise, École de Technologie Supérieure, LIO-CRCHUM

Responsable du suivi éthique

- Amiel Allab, Responsable éthique, École de Technologie Supérieure, LIO-CRCHUM

Organismes subventionnaires

- Regroupement Stratégique INTER (Innovation en Technologies de la Réadaptation)

Numéro de référence du projet :

- CÉR du CHUM : 18.355
- CÉR de l'ÉTS : H20180504

Introduction

La marche est un processus biomécanique complexe qui assure la locomotion en suivant un cycle bien particulier lui conférant ainsi une certaine uniformité. Le cycle de marche inclut deux phases en fonction de la relation entre les pieds et leurs points de contact avec le sol. En effet, on observe pour chaque membre inférieur une phase d'appui durant laquelle le pied est en contact avec le sol (60% du cycle) et une phase oscillante (40%) où le pied est décollé permettant ainsi l'avancement du membre inférieur. Le cycle de marche débute par le contact initial du talon et se termine lors du contact suivant de ce même pied avec le sol. Durant toute la phase d'appui, une force de réaction au sol est générée et est caractérisée par un vecteur dirigé vers le haut et dont l'intensité est proportionnelle au poids et à l'accélération verticale du centre de masse du participant. Ces forces de réaction au sol sont une mesure représentative de la marche car elles correspondent aux forces externes qui y sont impliquées affectant ainsi l'accélération du centre de masse du corps. Par conséquent, elles sont considérées comme un paramètre pertinent qui caractérise la marche (Masani et al., 2001). Les forces de réaction ainsi que les moments associés sont des mesures d'une grande importance, car elles servent comme éléments d'entrée dans l'analyse par la méthode de la dynamique inverse qui permet l'estimation des forces et des moments de réactions articulaires. Les forces de réactions articulaires permettent la description précise des patrons de la marche normale et pathologique notamment dans le cas de patients hémiparétiques.

La marche humaine a été largement étudiée dans le passé, à savoir en biomécanique, dans les travaux de la description du patron normal (E. Y. Chao et al., 1983). La présente étude permettrait à l'avenir d'estimer le patron normal et pathologique lors de la marche dans le milieu écologique (hors laboratoire) durant la vie quotidienne. Par milieu écologique on entend en dehors des laboratoires conventionnels de recherche. Le milieu écologique représente celui où se déroulent les activités de la vie quotidienne.

Par ailleurs, dans le cas de certaines pathologies comme l'hémiparésie, des études ont démontré que le comportement des patients dans le milieu contrôlé (laboratoire d'analyse de la marche) diffère de celui adopté en milieu écologique. C'est ainsi que le besoin de développer un modèle permettant l'estimation des forces de réaction au sol durant les activités de la vie quotidienne

est né. Ceci nous donnera une réelle quantification de la mise en charge lors de l'activité d'une personne afin de mesurer l'état d'asymétrie des personnes atteintes d'hémiplégie. On s'intéresse dans ce projet à l'utilisation de capteurs inertiels incluant des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres. Peu encombrants, ces capteurs peuvent être utilisés dans n'importe quel environnement. Ils sont mis en place aisément et coûtent beaucoup moins cher que les systèmes d'analyse du mouvement qui utilisent des caméras vidéos. Les capteurs inertiels mesurent et enregistrent l'accélération linéaire en 3D, la vitesse angulaire ainsi que le champ magnétique afin de déterminer l'orientation tridimensionnelle dans l'espace du segment corporel auquel ils sont attachés.

Problématique et Objectifs

Actuellement, pour mesurer les forces de réaction au sol, les participants doivent se rendre à un laboratoire de biomécanique équipé d'une ou plusieurs plateformes de forces. Cependant, la plateforme de forces ne permet de mesurer qu'un seul pas, et requiert le déplacement du participant au laboratoire. Elle ne renseigne pas sur une mesure réelle de l'activité quotidienne. En effet, il n'existe pas de méthode pratique validée qui nous permet d'estimer les forces de réaction au sol et les moments en dehors des laboratoires d'analyse du mouvement, notamment chez les personnes atteintes d'hémiplégie. L'objectif de ce projet est de répondre à ce besoin en utilisant des capteurs inertiels.

Présentement, les capteurs inertiels nous permettent grâce à des algorithmes développés au sein du laboratoire du LIO de déterminer certains paramètres spatio-temporels (longueur de pas, cadence, vitesse de marche) mais ne s'étendent pas jusqu'à l'estimation des forces de réactions au sol. Notre but dans ce projet est de prédire les forces de réactions au sol dans différentes conditions de marche : à savoir marche symétrique et asymétrique, sur un plan horizontal et incliné. Ces conditions reflètent en grande partie la mobilité durant les activités de la vie quotidienne. À la fin de cette étude, on sera en mesure d'évaluer la précision du modèle développé pour chacune de ces conditions et ce, pour les trois composantes de la force de réaction au sol : respectivement la force antéro-postérieure (F_x), la force médio-latérale (F_y) et la force verticale (F_z).

Le développement du modèle se fera dans un premier temps, il sera ensuite validé avec la participation de sujets sains (30 participants) volontaires. La validation se fera en suivant un protocole bien déterminé qui, de plus des capteurs inertiels et du tapis roulant instrumenté à deux voies, utilisera des marqueurs réfléchissants. On vise à répliquer un protocole d'acquisition qui a été fait dans le cadre d'un autre projet de recherche en cours mené au LIO ayant le numéro de référence suivant H20160202 (ÉTS). Ce projet s'intéresse à l'asymétrie locomotrice et aux capacités des personnes hémiparétiques à marcher. Des données ont été acquises en utilisant des capteurs inertiels et serviront dans une étape ultérieure à tester la capacité du modèle à estimer les forces de réaction au sol et les moments durant la vie quotidienne des personnes hémiparétiques. L'application de notre modèle lorsqu'il sera validé aura pour but de quantifier l'asymétrie de mise en charge observée chez cette population hémiparétique. Avec l'apport de la présente étude, l'objectif de ces deux projets de recherche jumelés est de développer une méthode pour estimer les forces de réaction ainsi que l'asymétrie de mise en charge pendant les activités de la vie quotidienne dans le milieu écologique sans avoir recours aux systèmes optoélectroniques et aux plateformes de forces.

Une fois validé, on proposera ce modèle comme un moyen de mesure ambulatoire léger pour une utilisation en milieu écologique. Il en résultera une meilleure prise en charge des patients par les thérapeutes. Deux approches seront développées dans ce projet : L'approche locale dynamique ou méthode de contact et l'approche globale ou multi-corps. Le projet permettra de tester ces deux approches, avec l'utilisation de capteurs inertiels. Les comparaisons seront effectuées avec le système de référence (i.e. les plateformes de forces).

Site de réalisation du projet de recherche

Le projet de recherche se tiendra au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du Centre de Recherche du CHUM. Plus particulièrement, les manipulations auront lieu au niveau du laboratoire localisé au 7^{ème} étage du Pavillon R du CRCHUM.

Durée du projet de recherche

Ce projet de recherche se fait dans le cadre d'une maîtrise avec mémoire sous la supervision du Pr. Rachid AISSAOUI. Il s'étalera sur l'ensemble de la durée de la maîtrise et devrait prendre fin en décembre 2019.

Mode de recrutement des participants

Au total, 30 personnes seront appelées à participer aux acquisitions. Le recrutement se fera au niveau du LIO ou faisant appel à des étudiants de l'ÉTS. Idéalement, le groupe des participants recrutés serait équilibré en termes d'âge et de sexe (15 hommes et 15 femmes) avec les critères d'inclusion et d'exclusion suivants :

1. **Critères d'inclusion** : participants sains âgés entre 18 et 55 ans, capables de marcher durant toute la durée de l'expérience estimée à deux heures environ avec des intervalles de pause entre chaque phase.
2. **Critères d'exclusion** : port d'orthèses, douleurs reliées à la marche, antécédents neurologiques (problèmes de vertige, d'équilibre) ou orthopédiques (par exemple, déchirure ligamentaire ou déformation congénitale) qui peuvent altérer la marche du participant.

Déroulement des acquisitions

Avant de commencer à marcher dans les conditions requises, les critères d'éligibilité sont vérifiés afin de s'assurer que le participant peut prendre part à l'étude. Ensuite, le personnel de recherche va équiper les participants avec le matériel requis sur les différentes parties du corps. Il s'agit ici de marqueurs réfléchissant permettant la mesure de la trajectoire tridimensionnelle (Système Nexus de Vicon) de chacun des segments du membre inférieur et de celle du tronc. En plus des capteurs inertiels de type APDM sans –fil seront disposés sur les deux tibias et les deux fémurs ainsi que sur le tronc au niveau lombaire et au niveau du sternum. Deux phases seront réalisées successivement à savoir une première phase de calibrage pour le membre inférieur et une deuxième phase concernant les mouvements de la marche :

1. **Phase de calibrage** : Celle-ci est composée d'un essai statique en position debout; d'un mouvement de circumduction pour déterminer le centre de rotation de la hanche; d'un mouvement de flexion-extension du genou afin de déterminer l'axe de flexion moyen du

genou; et enfin d'une série de 5 répétitions de mouvements d'accroupissements (squats) afin de calibrer les capteurs inertiels.

2. Phase de mouvements de la marche :

- a) préparation à la marche sur tapis roulant (Durée : 10 min) : cette partie ne sera pas enregistrée et servira seulement à se familiariser avec la marche sur le tapis roulant, à sélectionner la vitesse de marche confortable et à s'y habituer.
- b) marche sur un tapis roulant en mode symétrique avec variation de la vitesse (Durée : 5 min) : une séquence de marche de 5 minutes sera enregistrée durant laquelle le participant marchera à une vitesse confortable symétrique suivie de 2 variations de vitesse (0.8 m/s et 0.4 m/s) avec des transitions de vitesse confortable entre chaque changement.
- c) marche sur un tapis roulant en mode asymétrique (Durée : 15 min)
 - sur le plan horizontal (5 minutes) : une séquence de marche avec asymétries sera enregistrée avec des transitions de soixante secondes (60s) à vitesse confortable entre chaque marche asymétrique.
 - sur plan incliné ascendant avec un degré d'inclinaison de 10% (5 minutes) : de manière similaire, on enregistrera un essai de marche en montée avec des asymétries suivies d'une vitesse fixe à chaque fois.
 - sur plan incliné descendant avec un degré d'inclinaison de 10% (5 minutes) : idem au point précédent en cas de descente.
- d) marche au sol avec tapis roulant à l'arrêt (Durée : 30 min)
 - cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche normale.
 - cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche asymétrique de longueur de pas.
 - cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche asymétrique de durée phase d'appui.

3. **Phase de répétition du calibrage** : les étapes de la phase 1 sont répétées et une courte vérification des données enregistrées est effectuée.

Analyse des résultats

Nous avons développé un modèle de contact qui tient compte de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire du tibia pour estimer les forces et les moments de réaction au sol lors de la marche. Dans le laboratoire, on validera ces résultats en les comparant avec ceux mesurés directement par le tapis roulant instrumenté AMTI comme référence. On calculera les écarts quadratiques moyens au niveau de la totalité de la phase d'appui ainsi qu'aux points extrêmes de la courbe de la force verticale de réaction au sol. La mesure de concordance sera estimée par le graphique de Bland-Altman. Des analyses statistiques de variance ANOVA à mesure répétées seront effectuées sur les valeurs extrêmes de la courbe de la force verticale et antéro-postérieure durant la phase d'appui.

Considérations éthiques

Ce projet est soumis aux comités d'éthique de la recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal et de l'École de Technologie Supérieure. Les principes éthiques fondamentaux ainsi que les lignes directrices des trois Conseils seront respectés durant ce projet. Tous les participants recrutés participeront de façon volontaire et pourront se retirer à tout moment. La nature des évaluations, leur déroulement ainsi que les risques relatifs à la participation au projet de recherche seront expliqués aux participants avant la signature du formulaire de consentement.

Tous les renseignements recueillis au cours de ce projet de recherche demeureront confidentiels dans les limites prévues par la loi. Les participants ne seront identifiés que par un numéro de code. La clé du code reliant le nom des participants à leur dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable de ce projet de recherche.

Les données de recherche seront conservées pendant 10 ans par le chercheur responsable de ce projet de recherche.

L'ensemble des données sera identifié comme appartenant à la Banque de données du LIO (projetBD07.001-H20170901). Ils ne seront accessibles à tout autre projet du LIO qui en fera la demande, qu'après que celui-ci ait reçu une approbation des CÉRs de l'ÉTS et du CRCHUM, ainsi que tout autre CÉR applicable

Les résultats généraux du projet seront diffusés par le biais d'articles scientifiques, de conférences et par le biais d'un mémoire de maîtrise. Ils pourront également faire l'objet de discussions scientifiques. En aucun cas il ne sera possible d'identifier les participants à partir de ces publications.

Financement

Ce projet est financé par le Regroupement stratégique INTER (Innovation et Technologie en Réadaptation) du fonds FRQNT RS-203302 concernant le mandat 88 assymétrie en milieu écologique.

ANNEXE II

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT



LIO
laboratoire de recherche
en imagerie et orthopédie

CRCHUM
CENTRE DE RECHERCHE



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Titre du projet de recherche	Développement d'un modèle de prédiction des forces de réaction au sol durant la vie quotidienne chez les personnes valides par l'utilisation de capteurs inertiels
Chercheur Responsable	Rachid Aissaoui, Ing., Ph. D, professeur-Chercheur, Département de génie production automatisée, École de Technologie Supérieure – Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), Centre de Recherche du CHUM (CRCHUM)
Co-Chercheuse	Sylvie Nadeau, professeure en physiothérapie, Université de Montréal – Laboratoire de Pathokinesiologie
Étudiante-chercheuse/ Étudiante responsable :	Sarra Belaid, Étudiante en maîtrise en technologies de la santé, École de Technologie Supérieure, LIO- CRCHUM
Organisme subventionnaire	Regroupement stratégique INTER (Innovation et Technologie en Réadaptation). Fonds FRQNT RS-203302 mandat 88 asymétrie en milieu écologique
No de projet au CHUM	18.355
No de projet à l'ÉTS	H20180504

Préambule

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche parce que vous êtes un(e) adulte capable de marcher sur un tapis roulant. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet et de signer ce formulaire d'information et de consentement, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur responsable du projet ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

Nature et objectifs du projet

La marche peut être définie comme l'ensemble des mouvements permettant la progression du corps humain dans la direction souhaitée. Cette activité si triviale chez la plupart d'entre nous peut s'avérer un défi majeur chez plusieurs personnes atteintes de pathologie handicapante telle que l'hémiplégie. Dans la marche 'dite normale', la personne est souvent peu attentive aux mouvements successifs qu'elle effectue à partir du moment où elle met son pied en contact avec le sol jusqu'au contact suivant de ce même pied. Ce rythme cyclique est constitué de deux phases successives : la phase d'appui et la phase d'envol. Il existe deux invariances qui décrivent bien le caractère normal de la marche : une invariance temporelle et une invariance cinétique. L'invariance temporelle est caractérisée par la durée de la phase d'appui qui vaut 60% de la durée totale du cycle de marche par rapport à 40% pour la phase d'envol. L'invariance cinétique est caractérisée par le fait que la force de réaction au sol dépasse à deux instants particuliers durant la phase d'appui la valeur du poids de la personne pour atteindre 110% du poids du corps à la vitesse confortable.

Dans le cas de la marche pathologique dû à un accident vasculaire cérébral, ces deux concepts d'invariances sont généralement déformés du côté lésé (hémiplégie) par rapport au côté sain dépendamment de la sévérité de la lésion neurologique. On parle alors d'asymétrie à la marche.

L'objectif de cette étude est de développer une méthode ambulatoire pour mesurer les asymétries de mise en charge durant la locomotion en dehors du contexte du laboratoire.

Plusieurs outils ont été développés pour analyser le cycle de la marche, que ce soit en recherche ou en clinique, afin d'identifier et de quantifier toute anomalie et ce, dans un contexte contrôlé de laboratoire. Les systèmes optoélectroniques basés sur des caméras vidéo permettent la mesure de la cinématique 3D du mouvement lors de la locomotion. Les plateformes dynamométriques permettent de mesurer l'aspect cinétique du mouvement i.e. les forces de réaction au sol durant la marche. Ces deux instruments de laboratoire sont très précis, néanmoins une hypothèse de recherche a montré que la marche adoptée ainsi que le comportement des personnes en milieu contrôlé diffèrent de ceux suivis en milieu écologique (i.e. hors laboratoire), et que l'analyse tridimensionnelle de la marche dans ce dernier serait plus pertinente et plus significative simplement parce qu'elle permet de mesurer l'activité d'un individu durant l'activité de la vie quotidienne. Dans ce projet, nous nous intéressons aux forces de réaction au sol qui représentent des mesures importantes dans l'analyse des asymétries de mise en charge durant la locomotion. Actuellement, il n'existe aucun appareillage ambulatoire pratique permettant de mesurer les forces de réactions au sol en dehors du laboratoire. Les capteurs inertiels représenteraient justement une avenue des plus intéressantes à explorer pour pouvoir réaliser cet objectif.

Le but de ce projet de recherche est de développer à partir de capteurs inertiels un modèle prédictif des forces de réaction au sol durant la locomotion lors des activités de la vie quotidienne.

Matériel utilisé durant le projet

- un système VICON (capteurs réfléchissants, plaque, ceinture sacral, caméras infrarouge) : ce système utilise des caméras infrarouges (12 caméras) pour capturer et enregistrer le mouvement en 3D du participant grâce à la détection des trajectoires des marqueurs réfléchissants disposés sur la surface des segments corporels.
- une plateforme de force : c'est un équipement ancré au sol qui permet d'enregistrer les forces de contact lors d'un appui ainsi que leur point d'application.

- un tapis instrumenté à deux voies avec plateformes de force intégrées : il peut fonctionner en mode symétrique (les deux courroies du tapis ont la même vitesse) et asymétrique (vitesse de la courroie droite différente de la vitesse de la courroie gauche) pour le réglage de la vitesse des deux voies.
- des capteurs inertiels : contrairement aux systèmes précédents, les capteurs inertiels mesurent l'orientation 3D et non pas la position 3D des segments auxquels ils sont fixés. Ces capteurs mesurent en temps-réel l'accélération linéaire ainsi que la vitesse angulaire de chaque segment corporel.
- un matériel de sécurité utilisé pour la marche sur le tapis : une barre de sécurité sera utilisée sur laquelle le participant pourra s'appuyer en cas de déséquilibre.

Nombre de participant(e)s et durée de la participation

30 participant(e)s capables de marcher sur un tapis roulant seront convié(e)s à prendre part à l'étude.

La durée totale du projet est estimée à six mois. Votre participation comprendra une seule séance. La durée totale de votre participation sera d'environ deux heures et demie.

Nature de la participation demandée

Si vous acceptez de participer à l'étude, et après avoir signé le présent formulaire d'information et de consentement, votre participation consistera à marcher normalement dans différentes conditions tel que décrit dans la section suivante. Vous devrez vous rendre au Laboratoire de de recherche en imagerie et orthopédie du Centre de Recherche du CHUM pour prendre part aux procédures reliées au projet.

Déroulement du projet/procédures

Vous trouverez un tableau des visites et procédures à l'étude à la fin du présent formulaire.

Cette étude comportera quatre phases :

- phase de détermination de l'éligibilité;
- marche sur tapis roulant à vitesse fixe en mode symétrique puis asymétrique;
- marche sur tapis roulant à l'arrêt, il agira comme une simple plateforme de force et donc on aura une marche naturelle tout en mesurant les forces de réaction au sol;
- marche sur tapis roulant sur plan incliné à vitesse fixe, en mode symétrique et asymétrique.

Phase de détermination de l'éligibilité (Durée : 35 min)

Avant de commencer, à la suite de la présentation du projet de recherche, à l'explication du formulaire de consentement et à sa signature, le responsable des acquisitions vous posera des questions portant sur votre état de santé. Il s'assurera que vous ne présentez pas de difficulté à la marche afin de confirmer que vous répondez aux critères d'éligibilité pour participer à l'étude. Ensuite, des mesures anthropométriques seront prises telles que la longueur du pied, la distance entre la malléole et le sol, l'âge, le poids, la taille... etc. Cependant, dans le cas où vous ne répondez pas aux critères d'inclusion, il ne vous sera pas possible de participer à l'étude.

Phase de calibrage du matériel (Durée : 20 min)

Si les critères vérifiés au cours de la phase de détermination d'éligibilité démontrent que vous êtes éligible à participer à ce projet, nous vous demanderons dans un premier temps de vous habiller en vêtements de sport (chaussures de sport, short et débardeur).

Le responsable des acquisitions procédera à l'installation des capteurs inertiels sur le fémur droit, fémur gauche, tibia droit, tibia gauche, bassin ainsi qu'au sternum tel qu'illustré à la figure 1. Des plaques de marqueurs réfléchissants seront placées ensuite à proximité de ces endroits sauf pour le sternum et une ceinture sera installée dans le bas de votre dos. Des marqueurs additionnels seront utilisés sur le pied et au niveau du genou (figure 2).

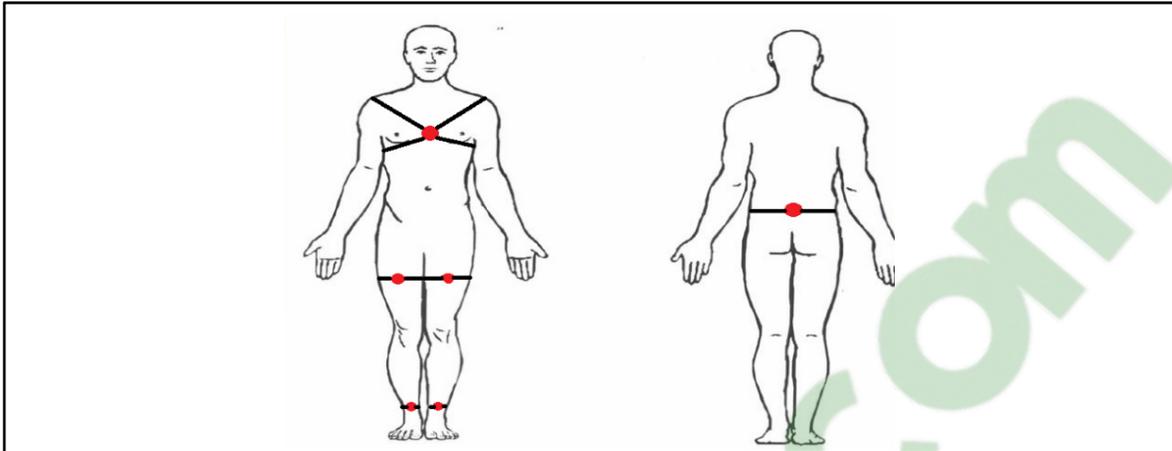


Figure 1 Positions des capteurs inertiels. Plaques de marqueurs réfléchissants à proximité de chaque capteur sauf pour le sternum (pas de marqueurs)



Figure 2 Marqueurs réfléchissants additionnels. A gauche sur le pied : talon, métatarse, malléole interne et externe. A droite : sur le condyle interne et externe

Dans un premier lieu, le calibrage va être fait afin de collecter toutes les informations nécessaires pour la construction d'un modèle personnalisé de votre membre inférieur. Pour cela, il vous sera demandé de monter sur le tapis roulant et d'effectuer les tâches suivantes :

- d'abord, on vous demandera de vous tenir debout sans bouger avec un pied sur chaque bande du tapis. Cette étape nous permettra d'enregistrer les forces au sol et les positions 3D des marqueurs réfléchissants.

- ensuite, il vous sera demandé d'effectuer un mouvement de rotation de la jambe par rapport au bassin : une circumduction. Cette étape permet l'estimation de la position 3D du centre de rotation de la hanche (i.e. le centre de l'acétabulum).
- un mouvement de flexion-extension du genou sera également enregistré. Debout, on vous demandera de d'effectuer une série de mouvements de flexion-extension du genou, passant de l'extension complète vers une flexion d'environ 45 degrés. Cette étape permet de définir de manière personnalisée l'axe moyen de flexion-extension du genou.
- puis, vous devrez effectuer simultanément à gauche et à droite un mouvement d'hyper-extension du genou. Cette étape est celle qui permet de définir de manière personnalisée la posture neutre debout du sujet.
- enfin, on vous demandera de faire une série de cinq accroupissements qui sera suivie d'un enregistrement statique debout de cinq secondes. Cette étape est reliée au calibrage des capteurs inertiels.

Phase de mouvements de marche (Durée : 60 min)

Dans cette partie, vous serez invité(e) à marcher sur le tapis roulant dans différentes conditions.

a) préparation à la marche sur tapis roulant (Durée : 10 min)

Cette partie ne sera pas enregistrée et servira seulement à vous échauffer, à sélectionner une vitesse de marche confortable et à vous y habituer.

b) marche sur tapis en mode symétrique avec variation de la vitesse (Durée : 5 min)

Une séquence de marche de cinq minutes sera enregistrée durant laquelle vous marcherez à une vitesse confortable symétrique suivi de deux variations de vitesse avec des transitions de vitesse confortable entre chaque changement.

c) marche sur tapis en mode asymétrique (Durée : 15 min)

Le mode asymétrique consiste à faire fonctionner les deux voies du tapis droite et gauche à des vitesses différentes.

- sur plan horizontal (cinq minutes) : une séquence de marche en mode asymétrique sera enregistrée avec des transitions d'une minute à vitesse confortable entre chaque marche asymétrique.
- sur plan incliné ascendant avec un degré d'inclinaison de 10% (cinq minutes) : de manière similaire, on enregistrera votre marche en montée avec des asymétries suivies d'une vitesse fixe à chaque fois.
- sur plan incliné descendant avec un degré d'inclinaison de 10% (cinq minutes) : idem au point précédent mais en descente.

d) Marche au sol avec tapis roulant à l'arrêt (Durée : 30 min)

- cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche normale.
- cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche asymétrique de longueur de pas. Dans cette condition d'asymétrie, le participant va simuler une marche pathologique avec le pas droit plus long que le pas gauche ou vice versa.
- cinq passages de marche au sol seront enregistrés avec au moins un pas sur chaque plateforme de force du tapis, en mode arrêt, sous une condition de marche asymétrique de durée de la phase d'appui. Dans cette condition d'asymétrie, le participant va simuler une marche pathologique avec une durée d'appui plus longue du pied droit par rapport au pied gauche ou vice versa.

Phase de répétition du calibrage (Durée : 10 min)

Les étapes de la deuxième phase sont répétées et une courte vérification des données enregistrées sera effectuée.

Lorsque toutes les phases seront terminées, l'ensemble du matériel dont vous étiez équipé sera retiré.

Mise en banque des données de recherche collectées à des fins de recherche future (facultatif)

Si vous y consentez, les données biomécaniques issues de votre participation au projet seront mises en banque et pourront être utilisées à des fins de recherche sur le développement d'outils d'analyse morphologique et fonctionnelle du système locomoteur. Il s'agit d'un volet facultatif de cette étude principale. Vous pouvez donc refuser que l'on mette en banque vos données et participer quand même à l'étude principale.

Veillez prendre connaissance du formulaire de consentement distinct relatif à la mise en banque facultative des données biomécaniques concernant les modalités de participation.

Risques et inconvénients

Il n'y a pas de risques particuliers par rapport à votre participation.

En cas de sensation de déséquilibre lors de la marche sur le tapis roulant, vous pourrez utiliser les barres de sécurité pour vous retenir.

Pour prévenir une éventuelle fatigue, des pauses de quelques minutes vous seront accordées selon le besoin entre chaque phase.

Le matériel dont vous serez équipé(e) est léger, ne représente aucun danger et ne devrait pas vous gêner lorsque vous effectuez les différents mouvements. Cependant, les marqueurs réfléchissants étant collés sur la peau, une sensation d'inconfort ou des symptômes d'allergie pourraient apparaître. Si tel est le cas, n'hésitez pas à en avvertir le responsable de l'acquisition qui prendra les mesures nécessaires.

Avantages

Il se peut que vous retiriez un bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche, mais nous ne pouvons vous l'assurer. À tout le moins, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances dans ce domaine.

Confidentialité

Durant votre participation à ce projet de recherche, le chercheur responsable de ce projet ainsi que les membres de son personnel de recherche recueilleront, dans un dossier de recherche, les renseignements vous concernant et nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de ce projet.

Tous les renseignements recueillis demeureront confidentiels dans les limites prévues par la loi. Vous ne serez identifié(e) que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable de ce projet de recherche.

Ces données de recherche seront conservées pendant 10 ans par le chercheur responsable de ce projet de recherche.

Les données de recherche pourront être publiées, ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis et les faire rectifier au besoin.

Communication des résultats généraux

Vous pourrez connaître les résultats généraux de cette étude si vous en faites la demande au chercheur principal à la fin de l'étude. Les résultats vous seront communiqués par le biais de courriel, si vous le désirez.

Possibilité de commercialisation

Votre participation au projet de recherche pourrait mener à la création de produits commerciaux qui pourraient être éventuellement protégés par voie de brevet ou autres droits

de propriété intellectuelle. Cependant, dans un tel cas, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

Financement du projet

Le chercheur responsable du projet et l'établissement ont reçu un financement de l'organisme subventionnaire pour mener à bien ce projet de recherche.

Compensation

En guise de compensation pour les frais encourus en raison de votre participation au projet de recherche, vous recevrez un montant de 20,00\$. Si vous vous retirez du projet (ou s'il est mis fin à votre participation) avant qu'il ne soit complété, la compensation sera proportionnelle à la durée de votre participation.

En cas de préjudice

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit à la suite d'une procédure reliée à l'étude, vous recevrez tous les soins et services requis par votre état de santé.

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits et vous ne libérez pas le chercheur responsable de ce projet de recherche, l'organisme subventionnaire et l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

Participation volontaire et possibilité de retrait

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en informant l'équipe de recherche.

Le chercheur responsable de ce projet de recherche, le comité d'éthique de la recherche, l'organisme subventionnaire peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement. Cela peut se produire si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou encore s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet.

Si vous vous retirez du projet ou êtes retiré(e) du projet, l'information et le matériel déjà recueillis dans le cadre de ce projet seront néanmoins conservés, analysés ou utilisés pour assurer l'intégrité du projet.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait avoir un impact sur votre décision de continuer à participer à ce projet vous sera communiquée rapidement.

Identification des personnes-Ressources

Si vous avez des questions ou éprouvez des problèmes en lien avec le projet de recherche, ou si vous souhaitez vous en retirer, vous pouvez communiquer avec le chercheur responsable, Pr. Rachid AISSAOUI, ou avec une personne de l'équipe de recherche au numéro suivant: 514.890.8000, poste 24643 (du lundi au vendredi, de 9h00 à 17h00).

Pour toute question concernant vos droits en tant que sujet participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler vous pouvez communiquer avec

- la coordonnatrice du Comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure : (514) 396-8800, poste 7807.
- le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services du CHUM : (514) 890-8484.

SIGNATURE

Engagement du (de la) participant(e) à la recherche

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. On m'a expliqué le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement. On a répondu à mes questions et on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision. Après réflexion, je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées.

<i>Nom (en lettres moulées)</i>	<i>Signature du(de la)</i>	<i>Date</i>
	<i>participant(e)</i>	

Engagement de la personne qui obtient le consentement *(si différente du chercheur principal)*

J'ai expliqué au (à la) participant(e) à la recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il (elle) m'a posées.

<i>Nom (en lettres moulées)</i>	<i>Signature de la personne qui</i>	<i>Date</i>
	<i>obtient le consentement</i>	

Engagement du chercheur responsable

Je certifie qu'on a expliqué au (à la) participant(e) à la recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions que le sujet de recherche avait.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée et datée au (à la) participant(e) à la recherche.

<i>Nom (en lettres moulées)</i>	<i>Signature du chercheur</i>	<i>Date</i>
	<i>responsable</i>	

SIGNATURE D'UN TÉMOIN *OUI* *NON*

La signature d'un témoin est requise pour les raisons suivantes :

- Difficulté ou incapacité à lire - La personne (témoin impartial) qui appose sa signature ci-dessous atteste qu'on a lu le formulaire de consentement et qu'on a expliqué précisément le projet au(à la) participant(e), qui semble l'avoir compris.

- Incompréhension de la langue du formulaire de consentement - La personne qui appose sa signature ci-dessous a fait fonction d'interprète pour le(la) participant(e) au cours du processus visant à obtenir le consentement.

Nom (en lettres moulées)

Signature du témoin

Date

VEUILLEZ NOTER

Il faut consigner dans le dossier de recherche du (de la) participant(e), le cas échéant, d'autres renseignements sur l'aide fournie au cours du processus visant à obtenir le consentement.

Approbation par le comité d'éthique de la recherche

Les comités d'éthique de la recherche du CHUM et de l'ÉTS ont approuvé le projet et en assureront le suivi.

Annexe

Tableau récapitulatif des différentes étapes de la participation et de leur durée. Le lieu de réalisation est le même pour toutes les phases et aura lieu au laboratoire de biomécanique du Centre de Recherche du CHUM.

Tableau-A I-1 Résumé des expérimentations passées

Étape	Nom de l'étape	Temps estimé
1.	<ul style="list-style-type: none"> • détermination de l'éligibilité • recueil des mesures anthropométriques • installation des capteurs inertiels dans les positions requises • installation des marqueurs Vicon sur les sites anatomiques requis 	35 min
2.	<p>Calibrage</p> <ul style="list-style-type: none"> • essai statique • mouvement de circumduction de la hanche • mouvement de flexion-extension du genou • mouvement d'hyperextension • mouvements d'accroupissement (cinq fois) 	20 min
3.	<p>Mouvements de marche</p> <ul style="list-style-type: none"> • échauffement avec sélection d'une vitesse confortable • marche vitesse confortable symétrique et variations de vitesse • marche asymétrique sur plan horizontal • marche asymétrique sur plan incliné ascendant • marche asymétrique sur plan incliné descendant • marche au sol avec tapis en mode arrêt, condition de marche normale (5 passages) • marche au sol avec tapis en mode arrêt, condition de marche asymétrique de longueur (5 passages) 	60 min

Tableau-A I-1 Résumé des expérimentations passées (suite)

Étape	Nom de l'étape	Temps estimé
	<ul style="list-style-type: none">• marche au sol avec tapis en mode arrêt, condition de marche asymétrique de durée (5 passages)	10 min
4.	Répétition du calibrage, vérification des données de manière globale, retrait de l'équipement	10 min

CONTRIBUTIONS

- Belaid, Sarra; Nadeau, Sylvie; Aissaoui, Rachid (2019). Prédiction des forces de réaction au sol durant la marche avec des capteurs inertiels. Revue de littérature. Présentation d'une affiche au 3^{ème} congrès québécois de recherche en adaptation-réadaptation.
- Belaid, Sarra; Nadeau, Sylvie; Aissaoui, Rachid (2019). Prédiction des forces de réaction au sol durant la marche avec des capteurs inertiels. Présentation orale (ma thèse en 180 secondes) lors du congrès annuel du LIO (CRCHUM).
- Belaid, Sarra; Nadeau, Sylvie; Aissaoui, Rachid (2019). Prédiction des forces de réaction au sol durant la marche avec des capteurs inertiels. Présentation orale (ma thèse en 180 secondes) lors du congrès des étudiants-chercheurs de l'école de technologie supérieure.
- Aissaoui, Rachid; Belaid, Sarra; Duclos, Noémie; Nadeau, Sylvie (2019). Estimation des forces de réaction durant la marche chez la personne hémiparétique dans le milieu écologique - développement méthodologique. Présentation orale lors du 26^{ème} congrès de la société francophone posture équilibre locomotion (SOFPEL).
- Belaid, Sarra; Nadeau, Sylvie; Aissaoui, Rachid (2020). Prédiction des forces de réaction au sol durant la marche avec des capteurs inertiels. Soumission et acceptation d'un résumé pour présentation d'un poster lors de la Journée Scientifique de INTER-REPAR.
- Belaid, Sarra; Nadeau, Sylvie; Aissaoui, Rachid (2020). Prédiction des forces de réaction au sol durant la marche avec des capteurs inertiels. Soumission d'un résumé pour le 21^{ème} congrès biannuel de la Société Canadienne de Biomécanique.

BIBLIOGRAPHIE

- Brownjohn, J. M. W., Chen, J., Bocian, M., Racic, V., & Shahabpoor, E. (2018). Using inertial measurement units to identify medio-lateral ground reaction forces due to walking and swaying. *Journal of Sound and Vibration*, 426, 90-110.
- Choi, A., Lee, J.-M., & Mun, J. H. (2013). Ground reaction forces predicted by using artificial neural network during asymmetric movements. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 14(3), 475-483.
- de Guise, J., Mezghani, N., Aissaoui, R., & Hagemester, N. (2000). 6. New comprehensive methods for the biomechanical analysis of knee osteoarthritis. *Understanding Osteoarthritis from Bench to Bedside*, 85.
- Fluit, R., Andersen, M. S., Kolk, S., Verdonschot, N., & Koopman, H. F. (2014). Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of biomechanics*, 47(10), 2321-2329.
- Guo, Y., Storm, F., Zhao, Y., Billings, S. A., Pavic, A., Mazzà, C., & Guo, L.-Z. (2017). A new proxy measurement algorithm with application to the estimation of vertical ground reaction forces using wearable sensors. *Sensors*, 17(10), 2181.
- Karatsidis, A., Bellusci, G., Schepers, H. M., de Zee, M., Andersen, M. S., & Veltink, P. H. (2016). Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. *Sensors*, 17(1), 75.
- Karatsidis, A., Jung, M., Schepers, H. M., Bellusci, G., de Zee, M., Veltink, P. H., & Andersen, M. S. (2018). Predicting kinetics using musculoskeletal modeling and inertial motion capture. *arXiv preprint arXiv:1801.01668*.
- Leporace, G., Batista, L. A., Metsavaht, L., & Nadal, J. (2015). Residual analysis of ground reaction forces simulation during gait using neural networks with different configurations. Dans *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2812-2815). IEEE.
- Lugrís, U., Carlín, J., Pàmies Vila, R., & Cuadrado, J. (2011). Comparison of methods to determinate ground reactions during the double support phase of gait. Dans *4th International Symposium on Multibody System and Mechatronics* (pp. 129-141).
- Meyer, U., Ernst, D., Schott, S., Riera, C., Hattendorf, J., Romkes, J., . . . Kriemler, S. (2015). Validation of two accelerometers to determine mechanical loading of physical activities in children. *Journal of sports sciences*, 33(16), 1702-1709.

- Nadeau, S., Betschart, M., & Bethoux, F. (2013). Gait analysis for poststroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 24(2), 265-276.
- Neugebauer, J. M., Collins, K. H., & Hawkins, D. A. (2014). Ground reaction force estimates from ActiGraph GT3X+ hip accelerations. *PloS one*, 9(6), e99023.
- Neugebauer, J. M., Hawkins, D. A., & Beckett, L. (2012). Estimating youth locomotion ground reaction forces using an accelerometer-based activity monitor. *PloS one*, 7(10), e48182.
- Oh, S. E., Choi, A., & Mun, J. H. (2013). Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model. *Journal of biomechanics*, 46(14), 2372-2380.
- Ohtaki, Y., Sagawa, K., & Inooka, H. (2001). A method for gait analysis in a daily living environment by body-mounted instruments. *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 44(4), 1125-1132.
- Ostertag, E. (2004). Systemes et asservissements continus. *Modélisation, analyse, synthese des lois de commande. Ellipses, Technosup*.
- Ren, L., Jones, R. K., & Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of biomechanics*, 41(12), 2750-2759.
- Sebastian, A., Kumar, P., Schoen, M. P., Urfer, A., Creelman, J., & Naidu, D. S. (2010). Analysis of emg-force relation using system identification and hammerstein-wiener models. Dans *ASME 2010 Dynamic Systems and Control Conference* (pp. 381-388). American Society of Mechanical Engineers Digital Collection.
- Shahabpoor, E., & Pavic, A. (2018). Estimation of tri-axial walking ground reaction forces of left and right foot from total forces in real-life environments.
- Shahabpoor, E., & Pavic, A. (2018). Estimation of vertical walking ground reaction force in real-life environments using single IMU sensor. *Journal of biomechanics*, 79, 181-190.
- Shahabpoor, E., Pavic, A., Brownjohn, J. M., Billings, S. A., Guo, L.-z., & Bocian, M. (2018). Real-life Measurement of Tri-axial Walking Ground Reaction Forces using Optimal Network of Wearable Inertial Measurement Units. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(6), 1243-1253.
- Skals, S., Jung, M. K., Damsgaard, M., & Andersen, M. S. (2017). Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody system dynamics*, 39(3), 175-195.

- Sommer, L. F., & Forner-Cordero, A. (2018). Elbow joint angle estimation from surface electromyography using hammerstein-wiener models. *7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)* (pp. 1044-1049). IEEE.
- Villegier, D., Costes, A., Watier, B., & Moretto, P. (2014). An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait. *Medical engineering & physics*, *36*(11), 1530-1535.
- Whittle, M. W. (2007). An introduction to gait analysis. *Butterworth-Heinemann*.
- Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of biomechanics*, *41*(12), 2776-2780.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Yang, E. C.-Y., & Mao, M.-H. (2014). Analytical model for estimating intersegmental forces exerted on human lower limbs during walking motion. *Measurement*, *56*, 30-36.
- Yang, E. C.-Y., & Mao, M.-H. (2015). 3D analysis system for estimating intersegmental forces and moments exerted on human lower limbs during walking motion. *Measurement*, *73*, 171-179.