



HAL
open science

Contribution aux méthodes d'estimation de l'effort d'interaction pour l'analyse biomécanique du mouvement

Pauline Morin

► **To cite this version:**

Pauline Morin. Contribution aux méthodes d'estimation de l'effort d'interaction pour l'analyse biomécanique du mouvement. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Rennes, 2023. Français. NNT : 2023URENE004 . tel-04406502

HAL Id: tel-04406502

<https://theses.hal.science/tel-04406502v1>

Submitted on 19 Jan 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

COLLEGE

MATHS, TELECOMS

DOCTORAL

INFORMATIQUE, SIGNAL

BRETAGNE

SYSTEMES, ELECTRONIQUE



école
normale
supérieure

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NORMALE
SUPÉRIEURE DE RENNES

ÉCOLE DOCTORALE N° 601
*Mathématiques, télécommunications,
informatique, signal, systèmes, électronique*
Spécialité : *Automatique, Productique et Robotique*

Par

Pauline MORIN

**Contribution aux méthodes d'estimation de l'effort d'interaction
pour l'analyse biomécanique du mouvement**

Thèse présentée et soutenue à Bruz, le 21 juin 2023

Unité de recherche : UMR 6074 Institut de recherche en informatique et systèmes aléatoires

Rapporteurs avant soutenance :

Tony MONNET Professeur des Universités à l'Université de Poitiers
Hélène PILLET Professeure des Universités aux Arts et Métiers ParisTech

Composition du Jury :

Examineurs :	Marie BABEL	Professeure des Universités à l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes
	Frank QUAINÉ	Maître de conférences à l'Université Grenoble Alpes
Dir. de thèse :	Georges DUMONT	Professeur des universités à l'École normale supérieure de Rennes
Co-dir. de thèse :	Charles PONTONNIER	Maître de conférences-HDR à l'École normale supérieure de Rennes
Encadrant de thèse :	Antoine MULLER	Maître de conférences à l'Université Claude Bernard Lyon 1

REMERCIEMENTS

J'ai démarré cette thèse en me promettant d'être indulgente avec moi-même lorsque je repenserai à cette période. Je suis heureuse d'y repenser avec fierté mais aussi avec gratitude envers toutes celles et ceux qui m'ont aidée à atteindre ce sentiment.

Tout d'abord je tiens à remercier mon jury qui a accepté d'évaluer mon travail : Tony Monnet, Hélène Pillet, qui a largement participé à ma formation en tant que responsable dans le master BME et lors de différentes rencontres, Marie Babel et Frank Quaine. L'idée de présenter ses idées et ses travaux face à des experts représente à la fois du stress mais c'est aussi un accomplissement très satisfaisant.

Merci à mes encadrants : Georges, Charles et Antoine. Vous avez encadré ma thèse en me guidant toujours avec le souci de faire les choses bien. C'est à votre contact que j'ai pu me faire une idée honnête de ce qu'est le métier de chercheur.

Merci aux membres de la team CusToM avec qui j'ai travaillé et avec qui on a essayé de faire avancer la science ; je suis heureuse d'avoir pris part à cette aventure qui regroupe désormais plusieurs générations de doctorants. Hasnaa, Salomé, Thomas j'ai essayé de vous aider comme moi-même j'ai pu être aidée par Pierre, Claire et Louise à qui je dois notamment une aide miraculeuse en statistique, en informatique et de fortes inspirations pour tout ce qui est animations powerpoint. Merci à vous tous d'avoir patiemment écouté mon charabia incompréhensible à base de pied, de chaussette, de chaussure, de semelle pour me permettre de trouver des explications que j'espère être un peu plus claires.

Merci à tous mes collègues de l'INRIA et de l'ENS : Hasnaa, Salomé, Thomas, Benjamin, Nils, Théo, Valentin, Benjamin, Sony, Tangui, Frank, Elodie, Katja, Claire, Louise, Alyssia, Ibrahim, Bastien, Damien, Guénoles, Anas, Lucas, Eloan, Aurélien, Corentin, Gervan, Hamid, Roman, Olivier, Martinus, Sébastien, Florence, Anabelle, Régis, Christine, Marielle. Quand je pense à chacun d'entre vous, je souris en pensant à un moment de vie, un échange, ... toutes ces choses qui font d'un lieu de travail un lieu agréable.

Plus particulièrement, je tiens à remercier mes co-bureaux qui m'ont énormément apporté humainement. Hasnaa, je te dois parmi les plus belles discussions que j'ai eues pendant ma thèse. Claire, Louise, les hauts, les bas, vous savez tout de ma thèse parce que je vous ai tout raconté, parce que ça m'aidait, parce que vous me compreniez... merci.

Le bureau de l'humour a su me faire rire mais aussi me remonter le moral quand c'était nécessaire. Ma thèse n'aurait jamais été pareille sans vous. Hassen, Briac, Thibault merci d'avoir toujours été là pour une blague, une parole, un pari pour essayer de remporter des viennoiseries ou un coup de main pour imprimer des trucs.

J'aimerais aussi remercier mes élèves ainsi que Clémence que j'ai encadrée en stage. C'est grâce à vous que j'ai trouvé ce que je crois être aujourd'hui ma vocation : l'enseignement.

Pêle-mêle, parce que ça a compté, un grand merci à : le café, mon vélo, Melted et les personnes que j'ai rencontrées grâce à elle, Ru Paul, ETTY Hillesum, mes maraîchers Bruno et Anne-Laure, mon pays. Merci à la famille Poirret, à la famille Gourtay et à la famille Thenaux- -Vignon. Plus largement merci à tous ceux qui chaque jour s'obstinent à rendre le monde plus beau.

Merci à la famille de Quentin qui m'accueille à bras ouvert. Tout particulièrement merci à Claire pour son conseil de lecture, les discussions sincères qui m'ont profondément marquée. Merci à Isabelle, pour son soutien, son écoute, ses conseils et sa joie de vivre.

Il y a encore quelques années, jamais je n'aurais pensé me lancer dans un doctorat. J'ai eu la chance de pouvoir partager chacune de mes réussites mais aussi mes doutes et mes peines avec des amis sincères qui m'ont poussée à chacune des étapes de ma vie pour en arriver jusque-là. Je me saisis de l'opportunité pour les remercier.

Merci à Ménélik, Clémence, Thibault, Antoine.

Merci au BME, en particulier, à Aude, Elodie, Sacha, Guillaume, Sansan, Gwen, François, Lucas, Déli, Babel, Tartine, j'ai appris à aimer la biomécanique avec vous, avec de la bière, de l'entraide, de la fête et beaucoup d'amitié.

Merci à Marie, avec qui on se comprend et se rejoint dans nos tempéraments tantôt de feu et d'aventurière, tantôt de rêveuse.

Merci à Suzon, avec toi tout est toujours plus simple. Je me suis beaucoup apaisée à ton contact, j'ai appris à être un peu plus rationnelle pour pouvoir apprécier toutes les joies de la vie comme ne serait-ce que prendre le temps de boire un bon café.

Merci à Gabriel, nos conversations m'ont toujours fait grandir et évoluer ; je crois même qu'elles m'ont souvent permis de trouver une forme de sérénité en questionnant qui j'étais pour savoir qui je voulais être.

Merci à mes amies de toujours Camille, Lydie. Camille, tout particulièrement, tu as eu une influence considérable sur moi, je ne sais pas laquelle des deux a refile son tempérament tranché à l'autre mais sans cela je n'aurais certainement pas été au bout de cette thèse,

je ne l'aurais jamais même commencé. Les années passent, nos vies évoluent mais je sais que l'on se retrouve toujours, toutes, autour de valeurs fortes.

Merci à Maeva, Antonin, Nils, je n'ai jamais hésité à vous appeler lorsque j'avais besoin d'un conseil ou de réconfort. J'ai souvent trinqué au bonheur avec vous entre deux aventures loufoques, ne changeons surtout rien à tout ça.

Merci à Aurélie, Chloé, Inès et Cécile, j'ai de la chance de vous avoir comme copines. Copines pour boire le thé, parler de tout de rien, des choses importantes et futiles, pour enflammer le dance floor et surtout pour bruncher. Avec vous je suis prêt(e) à tous les sillages, vers d'autres lieux, d'autres rivages... quelques phrases ne suffiront jamais pour résumer toute l'affection que j'ai pour vous.

Maman, Papa, merci pour votre amour et votre soutien inconditionnel. François, je suis fière que tu sois mon frère.

Quentin, tu rends mon monde plus beau.

SOMMAIRE

Introduction	19
1 Contexte et état de l'art	23
1.1 Analyse quantifiée du mouvement humain par méthode inverse	24
1.1.1 Modélisation biomécanique	24
1.1.2 Méthode de résolution : l'analyse par dynamique inverse	25
1.1.3 Système de mesure de référence	27
1.2 Mesure partielle de l'effort d'interaction	29
1.3 Estimation des efforts d'interaction	31
1.3.1 Approche par modèle analytique	32
1.3.2 Approche par apprentissage statistique	34
1.3.3 Approche par optimisation	36
1.3.4 Synthèse et discussion	38
1.4 Positionnement de la thèse	39
2 Évaluation de données de semelles de pression en vue de leur utilisation pour l'estimation des efforts d'interaction	45
2.1 Contexte	46
2.1.1 La semelle de pression comme nouvelle source de données pour l'analyse du mouvement	46
2.1.2 L'évaluation des données de semelles dans la littérature	46
2.1.3 Objectif de l'étude	48
2.2 Méthode pour l'évaluation des données de semelle par comparaison aux données de plateformes de force	48
2.2.1 Matériel expérimental	48
2.2.2 Vue d'ensemble de la méthode	51
2.2.3 Synchronisation et sélection des périodes de temps	51
2.2.4 Localisation	55
2.2.5 Comparaison	56

2.3	Résultats	58
2.3.1	Estimation de la position du centre de pression : influence du choix de l'essai de calibration	58
2.3.2	Estimation de la position du centre de pression : influence du nombre de cellules de pression impliquées et de l'effort appliqué à la semelle	59
2.3.3	Estimation de la force verticale	60
2.4	Discussion	61
2.4.1	Précision de la semelle de pression	62
2.4.2	Perspectives d'utilisation	63
2.4.3	Limitations et perspectives	65
2.5	Conclusion du chapitre	66
3	Choix de la méthode de détection de contact et réglage de ses paramètres pour l'estimation des efforts d'interaction	69
3.1	Contexte	70
3.1.1	La détection de contact dans la littérature	70
3.1.2	Objectif de l'étude	73
3.2	Méthode	74
3.2.1	Données expérimentales	74
3.2.2	Détection du contact	74
3.2.3	Estimation de l'effort d'interaction	77
3.2.4	Étude paramétrique	79
3.2.5	Comparaison	80
3.3	Résultats	80
3.3.1	Réglage des paramètres de la méthode à seuils cinématiques	80
3.3.2	Réglage des paramètres de la méthode à seuils de pression	82
3.3.3	Comparaison des résultats obtenus selon la méthode de détection de contact utilisée	84
3.4	Discussion	86
3.4.1	Détection du contact	86
3.4.2	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction	89
3.4.3	Perspective d'utilisation	91
3.4.4	Limites et perspectives	93
3.5	Conclusion du chapitre	94

4	Influence de la modélisation du pied sur l'estimation de l'effort d'interaction : comparaison entre un modèle en un segment et en deux segments	95
4.1	Contexte	96
4.1.1	Anatomie du pied et modélisation	96
4.1.2	Objectif de l'étude	98
4.2	Méthode	98
4.2.1	Données expérimentales	98
4.2.2	Traitement des données	98
4.2.3	Comparaison	100
4.3	Résultats	101
4.3.1	Influence sur la cinématique	101
4.3.2	Influence sur l'estimation de l'effort d'interaction	102
4.4	Discussion	104
4.4.1	Précision de la cinématique et de l'estimation de l'effort d'interaction	104
4.4.2	Limites et perspectives	105
4.5	Conclusion du chapitre	106
5	Prise en compte des couples articulaires dans la méthode d'estimation des efforts d'interaction	109
5.1	Contexte	110
5.1.1	Prise en compte des couples articulaires	110
5.1.2	Objectif de l'étude	111
5.2	Méthode	111
5.2.1	Données expérimentales	111
5.2.2	Estimation des efforts extérieurs	113
5.2.3	Traitements des données	116
5.2.4	Comparaison	117
5.3	Résultats	117
5.3.1	Réglage du paramètre de prise en compte des couples articulaires .	117
5.3.2	Influence de la prise en compte des couples articulaires	118
5.4	Discussion	120
5.4.1	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction	120
5.4.2	Limites et perspectives	122

5.5 Conclusion du chapitre	123
Conclusion	125
A Synthèse des références décrivant des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction (Chapitre 1)	129
B Résultats relatifs à la précision de l'estimation de l'effort d'interaction selon les paramètres de détection du contact dans la méthode à seuils cinématiques (Chapitre 3)	131
C Justification de la normalisation du terme relatif aux efforts extérieurs dans la fonction de coût de l'étape de répartition de l'effort global (Chapitre 5)	135
Bibliographie	136

TABLE DES FIGURES

1.1	Représentation des plans construits à partir des axes biomécaniques de référence : le plan sagittal, le plan frontal et le plan transversal (image créée à partir d'une image libre de droit).	24
1.2	Méthodologie générale de l'analyse de mouvement par dynamique inverse.	26
1.3	Photo d'un participant marchant sur des plateformes de force et posant les deux pieds sur la même plateforme.	29
1.4	Points d'application de l'effort lors des phases de double appuis et répartition de l'effort selon la position du <i>zero moment point</i> noté cZMP sur la figure DIJKSTRA et GUTIERREZ-FAREWIK, 2015	33
1.5	Architecture d'un réseau de neurones (LIM et al., 2020). Les entrées sont représentées à gauche de la figure (ici accélération, vitesse, déplacement et le temps). Les sorties sont représentées à droite de la figure (ici la position, vitesse, couple articulaire et l'effort vertical et horizontal du sol sur la jambe d'appui). Les ronds violets correspondent aux neurones.	35
1.6	Méthodologie générale de l'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement basée sur l'approche par optimisation. Les différentes étapes de la méthodes sont encadrées en jaune. Les grandeurs estimées au cours de la méthodes sont indiquées en jaune. Les grandeurs d'entrées (modèles et données expérimentales) sont indiquées en noir.	41
2.1	Schéma de la répartition des capteurs de pression dans une semelle de pression Moticon® (à gauche) et photo du modèle de semelle utilisé, OpenGo.	49
2.2	Positions anatomiques retenues pour le protocole de placement des marqueurs.	50
2.3	Schéma de la méthode utilisée pour évaluer la précision du piCoP. Ce processus utilise les données de capture de mouvement (bleu), les données de semelles de pression (vert) et les données de la plateforme de force (rouge). La localisation utilise le traitement d'un essai de calibration. L'évaluation est basée sur la comparaison entre le fpCoP et le piCoP exprimés dans le système de coordonnées de référence.	52

TABLE DES FIGURES

2.4 Photos d'un essai de marche : lorsque chaque pied du participant était sur une plateforme distincte (a), lorsque le participant était en phase de double appui sur la même plateforme (b). La phase (a) a été sélectionnée pour l'étude. La phase (b) a été rejetée pour l'étude. 53

2.5 Chaussure équipée d'une semelle de pression et de marqueurs dont l'étude de la position permet la synchronisation des données et permettant la construction du référentiel du pied. 54

2.6 Comparaison de la trajectoire du CoP estimée en utilisant la matrice identité comme matrice ${}^fT_{pi}$ (a) et en utilisant la matrice issue de l'étape de calibration ${}^fT_{pi}$ (b) pour un essai de course (pied droit). 57

2.7 RMSE entre le piCoP et le fpCoP selon le MC et le ME : Composante antéro-postérieure (a) et composante médio-latérale (b). La comparaison par paires (Durbin-Conover) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,01$, « * » pour $p < 0,05$ 59

2.8 Composantes antéro-postérieure et médio-latérale de l'erreur absolue de piCoP en fonction de la force verticale mesurée par les semelles de pression. La force verticale a été groupée pour correspondre à des intervalles de force de 100 N. L'erreur absolue moyenne piCoP est représentée pour chaque intervalle de force verticale (jaune). Le nombre moyen de cellules de pression activées est représenté pour chaque intervalle de force (rouge) sur l'axe de droite le nombre de points de données (N) pour chaque intervalle est indiqué en haut de la fenêtre du graphique. 60

2.9 Ensemble des mesures de la force verticale. À gauche, la force verticale mesurée par la plateforme de force est représentée en fonction de la force verticale estimée par la semelle de pression. À droite le tracé de Bland-Altman représente pour chaque instant de mesure, la différence entre piFz et fpFz en fonction de la moyenne entre piFz et fpFz. La couleur des graphiques renseigne la densité de points : du jaune au bleu pour les aires de la figure où il y a de la plus faible densité de points à la plus haute. 61

3.1 Architecture du modèle géométrique utilisé pendant l'étape de cinématique inverse (image créée à partir d'une image libre de droit). 76

3.2	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction lors des essais de course avec changement de direction (bleu), de course (rose) et de marche (jaune) en fonction des seuils cinématiques utilisés : erreur sur la résultante (a) et erreur sur la position du CoP (b). L'abscisse correspond au seuil de position et l'ordonnée au seuil de vitesse.	81
3.3	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction en fonction du seuil de pression utilisé : l'erreur sur la résultante (a) et l'erreur sur la position du CoP (b). . . .	83
3.4	Exemple de détection de contact au cours d'un essai de marche sous le pied gauche du participant avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques (rouge) et à seuil de pression (bleu).	85
3.5	RMSE entre l'effort d'interaction estimé et l'effort d'interaction mesuré par les plateformes de force selon la méthode de détection de contact utilisée pour les essais de course avec changement de direction (a) de course (b) et de marche (c). La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond à la méthode de détection de contact (unis ou à pois). La RMSE selon chaque composante de l'effort d'interaction est représentée : la résultante selon l'axe médio-lateral (ML), selon l'axe antéro-postérieur (AP), selon l'axe vertical (V) et le moment d'axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « ** » pour $p < 0,001$ et « * » pour $p < 0,01$	86
4.1	Dessin de l'ossature du pied (image libre de droit). L'hallux a été colorié en orange et la liaison médio-tarsienne est représentée par une ligne continue orange.	97
4.2	Photo d'une chaussure sur laquelle est représentée la position des marqueurs « RTARI » et « RTAR ». L'axe entre les deux marqueurs correspond à l'axe de la liaison pivot considérée entre les métatarses et les phalanges du pied dans le modèle de pied en deux segments.	99
4.3	Positions anatomiques retenues des marqueurs pour lesquels est étudié l'influence du choix de modélisation de pied sur l'erreur de reconstruction.	101

4.4 RMSE entre la position des marqueurs du modèle et la position des marqueurs expérimentaux, avec un modèle de pied en un segment et avec un modèle de pied en deux segments, pour les essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond au modèle de pied utilisé (unis ou à rayures). Les RMSEs dans les cadres situés à gauche correspondent aux marqueurs positionnés sur les genoux, dans les cadres au milieu aux marqueurs situés sur les chevilles et dans les cadres à droite aux marqueurs situés sur les pieds. La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$ 102

4.5 RMSE entre l’effort d’interaction estimé et l’effort d’interaction mesuré par les plateformes de force selon le modèle de pied utilisé pour les essais de course avec changement de direction (a), de course (b), et de marche (c). La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond au modèle de pied utilisé (unis ou à rayures). La RMSE selon chaque composante de l’effort d’interaction est représentée : la résultante selon l’axe médio-latéral (ML), selon l’axe antéro-postérieur (AP), selon l’axe vertical (V) et le moment d’axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$ 104

5.1 Photo d’un escrimeur réalisant une fente (PONTONNIER et al., 2019). La photo montre l’instant lors duquel l’escrimeur touche la cible : le contact entre le pied droit et le sol se fait par une surface située sur le côté du pied. 112

5.2 Précision de l’estimation de l’effort d’interaction sur la totalité de la durée des essais, sur les phases dynamiques, sur les phases statiques selon le paramètre de prise en compte des couples articulaires w_{ext} . La couleur des boîtes à moustaches correspond aux périodes sur lesquelles la RMSE a été calculée. 118

5.3 Effort estimé avec $w_{ext}=0,9$ et effort mesuré par les plateformes de force pour chaque pied (pied gauche en bleu ; pied droit en rouge ; escrimeur droitier) et selon chaque composante. La phase statique est signalée par la présence d’un bandeau de couleur vert clair, la phase dynamique est signalée par un bandeau de couleur vert foncé. 119

5.4	Effort estimé avec $w_{ext} = 1$ et effort mesuré par les plateformes de force pour chaque pied (pied gauche en bleu ; pied droit en rouge ; escrimeur droitier) et selon chaque composante. La phase statique est signalée par la présence d'un bandeau de couleur vert clair, la phase dynamique est signalée par un bandeau de couleur vert foncé.	120
5.5	RMSE entre l'effort d'interaction estimé et l'effort d'interaction mesuré par la plateforme de force calculé sur la totalité de la durée des essais avec la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext}=0,9$) et sans la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext} = 1$). Le motif dans les boîtes à moustaches diffère selon la prise en compte ou non des efforts intérieurs (unis ou à motif). La RMSE selon chaque composante de l'effort d'interaction est représentée : la résultante selon l'axe médio-latéral (ML), selon l'axe antéro-postérieur (AP), selon l'axe vertical (V) et le moment d'axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$	121
B.1	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de course avec changement de direction.	132
B.2	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de course.	133
B.3	Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de marche.	134

LISTE DES TABLEAUX

3.1	Durée des phases de contact et nombre moyen de points de contact actifs pendant une phase de contact selon la méthode de détection de contact et selon le type de mouvement étudié.	84
3.2	Erreur sur la résultante et erreur sur la position du CoP pour chaque mouvement et chaque méthode de détection de contact. Pour chaque méthode de détection de contact, les paramètres issus de l'étape de réglage des paramètres ont été utilisés.	85
3.3	Tableau comparatif des RMSEs normées par le poids des participants entre les efforts estimées et les efforts mesurées par les plateformes de force selon différentes études.	90
4.1	Pour chaque marqueur posé sur les chevilles et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment \bar{x}_1 et avec un modèle de pied en deux segments \bar{x}_2 a été calculée. La valeur est arrondie au millimètre, une valeur inférieure à 0,5 mm est noté « négligeable ».	103
4.2	Pour chaque marqueur posé sur les pieds et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment \bar{x}_1 et avec un modèle de pied en deux segments \bar{x}_2 a été calculée. La valeur est arrondie au millimètre, une valeur inférieure à 0,5 mm est noté « négligeable ».	103
5.1	Paramètres isométriques pour le mouvement de flexion et d'extension de la hanche, du genou et de la cheville issus de PUCHAUD, 2020.	115
5.2	Couples maximum pour le mouvement d'adduction, d'abduction, de rotation interne et de rotation externe de la hanche, d'inversion et d'éversion de la cheville issus de ROBERT et al., 2013.	115

A.1 Synthèse des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction présentées dans la partie 1.3. Les méthodes sont classées par date de publication. La classification de l'approche a été faite selon la description de la méthode utilisée : approche analytique (A), approche par apprentissage statistique (AA) et approche par optimisation (O).	130
--	-----

INTRODUCTION

Les domaines du sport, de la santé et de l'ergonomie sont des domaines d'application de l'étude du mouvement. Les entraînements sportifs visent à améliorer la performance sportive, en travaillant l'exécution de certains mouvements notamment, tout en prévenant les blessures. L'analyse du mouvement peut faire partie du processus d'établissement d'un diagnostic clinique ou de suivi d'un trouble de la locomotion. L'aménagement d'un poste de travail vise à limiter l'exposition à des facteurs de risques physiques d'apparition de troubles musculo-squelettiques tels que les mouvements répétitifs ou les efforts prolongés.

L'analyse biomécanique du mouvement humain constitue un outil pour l'étude du mouvement. D'après SOUTHGATE et al., 2016, elle permet de comprendre les mouvements à l'origine des performances sportives ou à l'origine de blessures. BAKER, 2006 met en avant cet outil pour comparer la locomotion entre deux instants au cours d'un processus de rééducation, ou entre un patient ou patiente sain et un patient ou patiente présentant un trouble de la locomotion. VIGNAIS et al., 2013 propose une méthode basée sur l'analyse du mouvement pour évaluer la conception d'un poste de travail.

L'analyse biomécanique du mouvement humain consiste à quantifier, au cours d'un mouvement, des grandeurs biomécaniques, comme par exemple les efforts dans les muscles ou les angles articulaires, afin de décrire le mouvement. L'estimation de ces grandeurs biomécaniques ne peut pas se faire par simple mesure. C'est pourquoi, le corps humain est modélisé comme un système biomécanique polyarticulé et actionné par des muscles. Ce modèle est utilisé pour traiter des données expérimentales comme des données de mouvement ou d'effort pour réaliser une analyse biomécanique. Les grandeurs biomécaniques sont quantifiées sur ce modèle.

Néanmoins l'acquisition des données expérimentales nécessite la mise en œuvre de capteurs qui constituent un frein à la réalisation de ces études dans tous les domaines applicatifs.

Dans le domaine du sport, l'utilisation de capteurs nécessaires à l'analyse du mouvement affecte la performance et le geste sportif. La quantification des efforts dans les articulations et dans les muscles exige de mesurer les efforts d'interaction entre le sportif ou la sportive et le milieu extérieur (le plus souvent entre les pieds et le sol mais pas

uniquement). Classiquement, cette mesure est réalisée au moyen de plateformes de force qui limitent la surface d'expérimentation à la surface que les plateformes recouvrent. Le sportif ou la sportive ne doit alors pas uniquement se focaliser sur sa performance mais aussi sur des consignes propres à l'expérimentation : rester sur les plateformes de force lors de l'exécution de ses mouvements. Ne pas avoir recours à des plateformes de force pendant la réalisation de la performance sportive permettrait de limiter l'impact du protocole expérimental sur le mouvement du sportif ou de la sportive.

Dans le domaine clinique, les capteurs utilisés pour l'acquisition des données de mouvement et d'interaction sont chers et difficilement déplaçables. Les patients doivent alors se rendre dans des laboratoires spécifiques alors même que ces études s'adressent à des individus pour lesquels la mobilité est une difficulté. L'usage de capteurs transportables est un levier pour permettre de rendre plus accessible l'analyse du mouvement dans le domaine clinique.

Dans le domaine de l'ergonomie, la mise en œuvre des capteurs ainsi que la réalisation des études nécessitent un savoir-faire spécifique au milieu industriel. Les capteurs ne sont pas adaptés à un déploiement en industrie et les postes de travail sont difficilement reproductibles en laboratoire. Les espaces d'expérimentation en laboratoire sont des salles dédiées sans mobilier pour ne pas gêner la mesure du mouvement avec un espace dans le sol prévu pour l'installation de plateformes de force. Dans l'industrie, le poste de travail peut comprendre des machines et outillages ne pouvant pas être apportés dans les laboratoires d'analyse du mouvement. L'installation de capteurs sur ces machines pour mesurer les efforts d'interaction n'est pas toujours possible. Des méthodes d'analyse du mouvement doivent être adaptées à l'impossibilité de mesurer certains efforts d'interaction.

La mesure des efforts d'interaction par l'usage de plateformes de force apparaît comme un frein aux études d'analyse de mouvement. Leur usage doit être en partie remplacé avec des capteurs portables par exemples, ou entièrement par des méthodes d'estimation des efforts d'interactions. Cette thèse propose de contribuer aux méthodes d'estimation des efforts d'interaction pour l'analyse biomécanique du mouvement. Les contributions réalisées abordent les deux axes de travail suivants :

- estimation des informations sur les efforts d'interaction à partir d'un moyen de mesure impactant peu les conditions expérimentales : les semelles de pression ;
- estimation des efforts d'interaction sans capteurs dédiés à cette mesure.

Dans le Chapitre 1, le contexte de l'analyse du mouvement ainsi que les capteurs sur lesquels repose sa mise en œuvre seront détaillés. Les différentes approches permettant

l'estimation de l'effort d'interaction seront présentées. Cet état de l'art permettra de motiver le positionnement scientifique de cette thèse ainsi que ses objectifs.

Dans le Chapitre 2, l'usage de semelles de pression pour l'analyse du mouvement est envisagé. Avant d'utiliser les données issues de ces semelles, il convient d'en évaluer la précision et d'adapter les données mesurées à leur usage dans une méthode d'estimation de l'effort d'interaction.

Dans le Chapitre 3, les données de semelles sont utilisées pour détecter les zones et instants de contact. Cette méthode est comparée, en terme de précision de l'effort d'interaction estimé, à une méthode reposant sur l'exploitation de la cinématique. La comparaison de ces deux méthodes a nécessité le réglage de leur paramètres respectifs. Le réglage de ces paramètres est ensuite utilisé dans les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction présentées dans les chapitres suivants.

Dans le Chapitre 4, le choix du modèle de pied retenu dans le Chapitre 3 est étudié. L'influence sur l'estimation des efforts d'interaction du choix de modèle de pied, là où s'appliquent les efforts d'interaction, est étudié. Deux modèles de pied sont comparés en terme de précision de l'effort d'interaction estimé : un modèle de pied comprenant un segment et un modèle de pied comprenant deux segments.

Dans le Chapitre 5, différentes expressions de la fonction de coût sur laquelle repose la distribution de l'effort global sur les différentes zones de contact sont envisagées. Ce chapitre propose d'inclure un terme relatif aux couples articulaires en plus d'un terme relatif aux efforts extérieurs déjà utilisé dans les chapitres précédents.

Enfin une synthèse des contributions sera présentée avant de présenter des perspectives.

CONTEXTE ET ÉTAT DE L'ART

On distingue classiquement deux méthodes d'analyse musculo-squelettique par :

- la méthode de dynamique directe qui étudie le mouvement à partir de données d'activité musculaire (BUCHANAN et al., 2004) ;
- la méthode de dynamique inverse qui étudie le mouvement à partir de données de mouvement et d'efforts extérieurs (ERDEMIR et al., 2007).

La mesure des données de mouvement et des efforts extérieurs limite le déploiement de ces méthodes en contraignant l'exécution des mouvements étudiés (surface de déplacement réduite, nécessité de porter une tenue vestimentaire spécifique, etc.). Les travaux de cette thèse servent l'objectif de rendre moins contraignantes ces mesures. Les méthodes présentées sont adaptées à l'étude du mouvement humain d'un seul participant à la fois. Ce chapitre présente l'analyse quantifiée du mouvement humain par méthode inverse afin de comprendre les enjeux à l'origine de l'objectif de cette thèse. Les méthodes déjà existantes servant cet objectif seront présentées afin d'identifier la contribution au domaine que représente cette thèse.

1.1 Analyse quantifiée du mouvement humain par méthode inverse

L'analyse du mouvement par méthode inverse consiste à créer un modèle biomécanique du corps pour traiter des données expérimentales. La méthode de dynamique inverse estime des grandeurs biomécaniques, comme les efforts musculaires, à partir des efforts extérieurs et des données de mouvement (ERDEMIR et al., 2007).

1.1.1 Modélisation biomécanique

Afin de pouvoir décrire son comportement mécanique, le corps humain est modélisé par un modèle musculo-squelettique : un ensemble de solides rigides actionnés par des muscles. Afin de décrire la cinématique et la dynamique de ces solides, un modèle ostéo-articulaire est utilisé et afin de décrire l'action des muscles sur les articulations, un modèle musculo-tendineux. Un système anatomique de référence est associé au corps humain, afin par exemple, de décrire les efforts d'interaction selon des composantes associées au corps humain. Ainsi trois plans anatomiques visibles sur la Figure 1.1 sont définis.

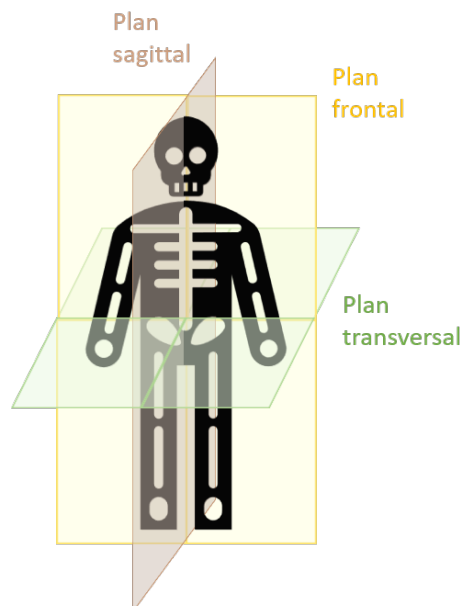


FIGURE 1.1 – Représentation des plans construits à partir des axes biomécaniques de référence : le plan sagittal, le plan frontal et le plan transversal (image créée à partir d'une image libre de droit).

Le modèle ostéo-articulaire peut comprendre un nombre variable de solides, appelés

segments (le pied peut être modélisé comme un unique segment ou comporter jusqu'à autant de segments que le pied possède d'os). Un repère est associé à chaque solide dont la définition communément admise suit les recommandations présentées dans WU et al., 2002 ; WU et al., 2005. Les segments sont liés entre eux par des articulations. Le mouvement des segments est décrit par des coordonnées articulaires q_k . Le nombre de coordonnées articulaires varie selon le nombre de segments et la modélisation de chaque articulation (l'articulation de la hanche est classiquement modélisée par une liaison rotule et admet trois degrés de liberté, l'articulation du coude est classiquement modélisée par une liaison pivot à un degré de liberté). L'ensemble des coordonnées articulaires est regroupé dans un vecteur \mathbf{q} , et ses dérivées par rapport au temps dans les vecteurs $\dot{\mathbf{q}}$ (vitesse articulaire) et $\ddot{\mathbf{q}}$ (accélération articulaire).

Les vecteurs de coordonnées, vitesses et accélérations articulaires vérifient les équations de la dynamique qui s'écrivent généralement sous la forme suivante :

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\lambda} + \mathbf{E} = \mathbf{0}. \quad (1.1)$$

La matrice de masse $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ contient les propriétés inertielles des différents segments dans la configuration articulaire décrite par le vecteur \mathbf{q} . Le vecteur $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$, correspond aux effets relatifs à l'accélération de Coriolis ainsi qu'aux efforts d'entraînement. Le vecteur $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ est le vecteur des efforts gravitationnels. Enfin le vecteur $\boldsymbol{\lambda}$, est le vecteur des efforts internes généralisés (liés aux couples articulaires et aux efforts musculaires) et \mathbf{E} est le vecteur des efforts extérieurs généralisés (liés aux efforts d'interaction).

Le modèle musculo-tendineux repose sur la modélisation des muscles, de leur loi de comportement et de leurs points d'insertion (HILL, 1938).

1.1.2 Méthode de résolution : l'analyse par dynamique inverse

Plusieurs logiciels sont dédiés à l'analyse du mouvement et mettent en œuvre la méthode de dynamique inverse tels que Anybody (DAMSGAARD et al., 2006) ou OpenSim (DELP et al., 2007) qui sont largement utilisés, ou encore CusToM (MULLER et al., 2019), accessible sous la forme d'une librairie Matlab.

La méthode de dynamique inverse, telle que mise en œuvre dans OpenSim ou CusToM, se déroule en trois étapes successives (Figure 1.2) :

- la cinématique inverse ;

- la dynamique inverse ;
- l'estimation des efforts musculaires.

Sur la Figure 1.2, les trois étapes successives sont représentées ainsi que les données d'entrée et les données de sortie pour chaque étape.

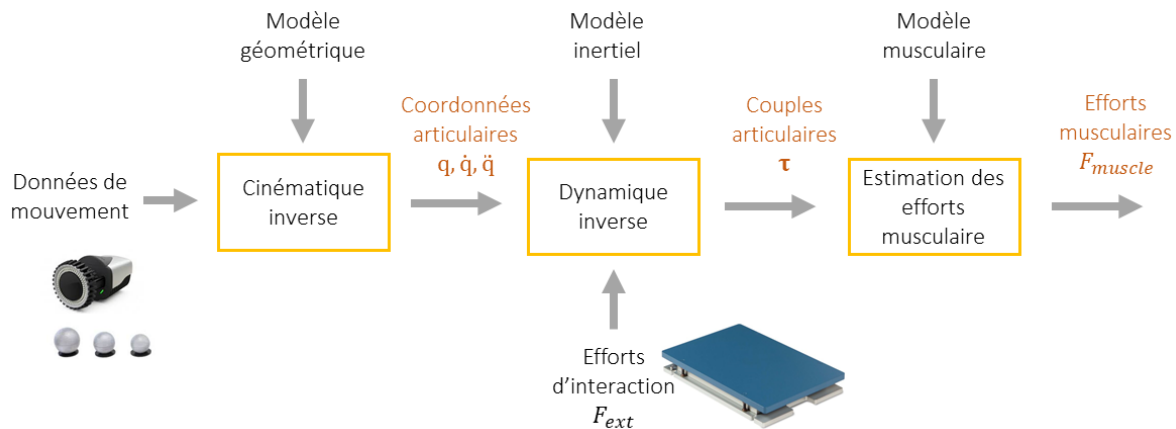


FIGURE 1.2 – Méthodologie générale de l'analyse de mouvement par dynamique inverse.

À partir des données de mouvement et des propriétés géométriques des segments, les coordonnées articulaires \mathbf{q} au cours du temps sont déduites : c'est l'étape de cinématique inverse.

À partir des coordonnées articulaires \mathbf{q} , des efforts extérieurs \mathbf{E} (liés aux efforts d'interaction \mathbf{F}_{ext}) et des propriétés géométriques et inertielles des segments, les efforts articulaires $\boldsymbol{\tau}$ (liés au vecteur des efforts internes $\boldsymbol{\lambda}$) sont déduits : c'est l'étape de dynamique inverse. Les efforts articulaires sont estimés en utilisant un algorithme récursif de Newton-Euler (FEATHERSTONE, 2008) ou grâce à une approche globale (CHAO & RIM, 1973).

L'algorithme récursif de Newton-Euler comprend trois étapes :

- le calcul des vitesses et accélérations des articulations ;
- le calcul du vecteur des quantités d'accélération ;
- le calcul des efforts transmis au niveau de chaque articulation en isolant successivement chaque segment le long de la chaîne cinématique.

Cette méthode permet une résolution rapide comparée à la méthode globale (100 fois plus rapide d'après FEATHERSTONE, 2008) mais admet l'inconvénient de propager des erreurs le long de la chaîne cinématique et de ne traiter que les structures arborescentes ouvertes (par exemple, une modélisation de l'épaule comprenant une boucle cinématique fermée ne peut pas être traitée avec cet algorithme).

L'approche globale considère simultanément l'ensemble des équations de la dynamique. Elle résout un problème d'optimisation afin de déterminer les couples articulaires permettant de reproduire le mouvement observé. Cette méthode ne propage pas d'erreur mais sa complexité engendre un temps de calcul important par rapport à celui engendré par la méthode récursive de Newton-Euler.

À partir des efforts articulaires et du modèle musculo-tendineux les efforts musculaires \mathbf{F}_{muscle} sont déduits : c'est l'étape d'estimation des efforts musculaires.

Chaque étape s'appuie sur un modèle du corps humain : le modèle géométrique, le modèle dynamique et le modèle musculaire. Le modèle géométrique contient les paramètres géométriques des solides (longueur des segments) et les paramètres géométriques des articulations (axes de rotation). Le modèle dynamique contient les paramètres inertiels des solides composant le modèle ostéo-articulaire. Le modèle musculaire contient les caractéristiques des muscles composant le modèle musculo-tendineux (localisation des points d'insertion, raideurs musculaires, angles de pennation, etc.).

Afin d'utiliser des données géométriques, inertielles et musculaires adaptées à chaque participant, les modèles géométriques, inertiels et géométriques sont mis à l'échelle en fonction des caractéristiques générales de l'individu (taille, poids), en fonction d'images (par exemple, radiographie par système EOS) (DUMAS et al., 2007 ; PILLET et al., 2014), ou grâce à une étape de calibration à partir du traitement d'un essai (PUCHAUD et al., 2020 ; REINBOLT et al., 2005).

L'analyse par dynamique inverse est une méthode de résolution qui, à partir des données de mouvement et des efforts extérieurs, permet de déterminer les efforts musculaires. Il convient alors de s'intéresser à l'acquisition des données expérimentales.

1.1.3 Système de mesure de référence

Le système de mesure de référence des données de mouvement est le système opto-électronique (PFISTER et al., 2014). Le système de mesure de référence des efforts de réaction au sol est la plateforme de force.

La position et l'orientation des segments du modèle géométrique sont repérées selon les données de mouvement. Pour reconstruire cette position et cette orientation, les positions de marqueurs fixés sur les membres du participant à des positions anatomiques précises sont repérées. Sur chaque membre associé à un segment, au minimum 3 marqueurs sont positionnés. À partir de la position de ces marqueurs, un repère anatomique du membre peut être construit (WU et al., 2002 ; WU et al., 2005). La position et l'orientation du

membre est suivies en calculant la position et l’orientation du repère anatomique associé. La position de ces marqueurs, réfléchissants, est repérée par un ensemble de caméras infrarouges. La mise en place de marqueurs réfléchissants nécessite que le participant porte une tenue vestimentaire minimaliste (short et brassière) comme illustré par la Figure 1.3. La mise en place des marqueurs dure une vingtaine de minutes : l’expérimentateur palpe le participant afin de repérer la position de l’os sur lequel le point anatomique se situe et y place le marqueur à l’aide d’un adhésif. Pour la mise en place de certains marqueurs différentes postures doivent être reproduites : se pencher en avant, poser le pied sur un support sur-élevé, etc. Lors des expérimentations, certains marqueurs peuvent tomber ; ils doivent alors être replacés. L’utilisation de système opto-électronique pour la mesure du mouvement affecte donc les conditions expérimentales.

La mesure des efforts d’interaction entre le participant et le milieu extérieur, est utilisée lors de l’étape de dynamique inverse. Ces efforts s’exercent au niveau des zones de contact entre le participant et le milieu extérieur. La mesure de l’effort extérieur au cours du temps consiste à connaître le torseur mécanique entre le milieu extérieur (sol, chaise, poignée, etc.) et le membre du participant en contact (main, pied, fessier, etc.). La surface de contact peut être mobile dans le référentiel de capture (DEMESTRE et al., 2022), multiple (ROBERT et al., 2013), etc. Le plus souvent, la surface de contact entre le participant et le milieu extérieur se limite aux pieds sur le sol. Dans ce cas, des plateformes de force sont utilisées pour mesurer l’effort d’interaction sous chaque pied.

Lors d’une expérimentation, chaque pied du participant doit être en contact avec une unique plateforme. La surface d’expérimentation est limitée à la surface des plateformes et le participant doit adapter son mouvement pour ne pas toucher la même plateforme avec ses deux pieds comme sur la Figure 1.3.

L’usage d’un système de mesure du mouvement et l’usage de plateformes de force affecte la réalisation du mouvement du participant. On parle de conditions non-écologiques. Différents travaux visent à améliorer la validité écologique de la mesure du mouvement en la rendant moins invasive : notamment en proposant l’usage d’autres systèmes technologiques tels que les centrales inertielle ou la technologie « *markerless* ». Chaque solution peut être plus ou moins adaptée au cas d’utilisation (KRUK & REIJNE, 2018 ; MURO-DE-LA-HERRAN et al., 2014).

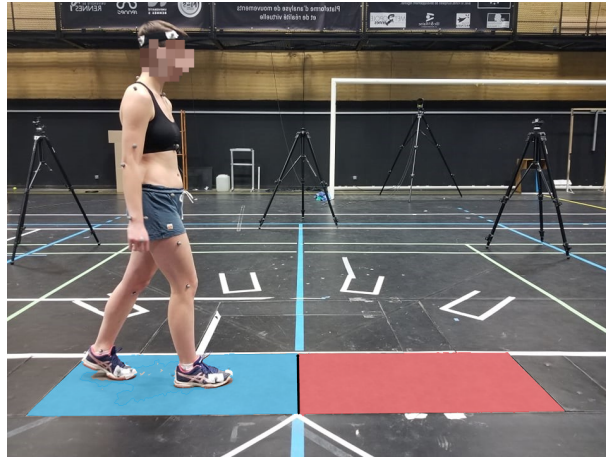


FIGURE 1.3 – Photo d'un participant marchant sur des plateformes de force et posant les deux pieds sur la même plateforme.

1.2 Mesure partielle de l'effort d'interaction

L'estimation de l'effort d'interaction (par la mesure ou à partir de données de mouvement) n'est pas systématiquement nécessaire pour l'analyse quantifiée du mouvement, notamment si l'étape de dynamique inverse n'est pas nécessaire. L'étude de l'effort d'interaction, même partiellement estimé par d'autres moyens technologiques que des plateformes de force, a été le sujet de différentes études dans la littérature. Cette section a pour objectif de présenter les différents moyens technologiques permettant de mesurer des données sur l'effort d'interaction sans admettre les mêmes limitations que les plateformes de force.

Dans MURO-DE-LA-HERRAN et al., 2014, les auteurs proposent un état de l'art des différentes technologies existantes pour analyser le mouvement et les classifient en deux catégories : les technologies portatives et les technologies fixes. Les auteurs soulèvent les limitations liées à l'usage de capteurs portatifs comme les limitations liées à l'usage de batteries, une complexité accrue des algorithmes nécessaires pour traiter les données, le risque d'interférences avec des facteurs extérieurs non contrôlés par les expérimentateurs (présence de champ magnétique qui réduit la portance des dispositifs portatifs) et la limitation du nombre de paramètres pouvant être étudiés (les données étant moins complètes que des données issues de plateformes de force). Cependant l'usage de capteurs portatifs lève les limitations, déjà présentées, liées à l'usage de plateformes de force. Les auteurs listent différentes technologies de capteurs portatifs permettant de mesurer différentes grandeurs liées à l'effort d'interaction dont la catégorisation est en partie reprise ici.

Dans ADACHI et al., 2011 et LIU et al., 2010, les auteurs utilisent des plateformes de force de taille réduite fixées à l’avant et à l’arrière des pieds des participants afin de mesurer au cours du temps les résultantes de l’effort d’interaction et la position du centre de pression. La précision de cette mesure atteint l’ordre de quelques Newton pour les résultantes et quelques millimètres pour l’estimation de la position de centre de pression. Cependant, la mise en œuvre de ces dispositifs affecte la marche en raison de la rigidité du système et de sa hauteur (15 mm dans LIU et al., 2010).

Dans WILLIAMSON et ANDREWS, 2000, les auteurs utilisent les données d’une centrale inertielle attachée à la cheville de participants pour détecter les différentes phases du cycle de marche. La détection du contact est effectuée par un algorithme entraîné selon le principe d’apprentissage statistique supervisé ; les données de référence sont un repérage visuel par un expérimentateur sur des données antérieures. Les centrales inertielles sont des boîtiers qui captent au cours du temps les accélérations, les accélérations angulaires et le champs magnétique. Elle peuvent être fixées sur les membres du participant en les collant à l’aide de support adhésifs ou positionnées sur une combinaison que le participant revêt pour l’expérimentation. Ces données permettent de reconstruire l’orientation de ces boîtiers et donc l’orientation des membres sur lesquels ceux-ci ont été fixés. Ces données ne permettent pas de repérer la position du participant dans l’espace, uniquement une position relative par rapport à une position initiale. Les données issues de centrales inertielles peuvent être utilisées pour détecter le contact et déterminer les phases du cycle de marche.

Les semelles de pression sont des semelles incluant des capteurs de pression (capteur capacitif, piézoélectrique ou piézorésistif selon les modèles). Ces dispositifs mesurent la pression en plusieurs points sous le pied. Ils permettent alors de mesurer l’effort vertical sous le pied, de détecter les phases de contact, de mesurer la position du centre de pression. Faciles à mettre en œuvre, elles sont utilisées dans différentes études du domaine du sport (NAVARRO et al., 2022 ; THOMPSON et al., 2017) et clinique (Z. SONG et al., 2022) pour mesurer la position du centre de pression, déterminer les phases du cycle de marche à partir de l’effort vertical mesuré.

Les capteurs à ultrason comportent un émetteur et un récepteur à ultrason. Connaissant la vitesse de propagation de ces ondes dans l’air, la distance parcourue par l’onde entre l’émetteur et le récepteur peut être calculée. Dans WAHAB et BAKAR, 2011, les auteurs ont placé l’émetteur à côté du récepteur sur la chaussure, les deux orientés vers le sol. L’onde est émise, se réfléchit sur le sol puis atteint le récepteur : la distance entre

le pied et le sol est alors calculée. Dans KERR et al., 2010, le protocole expérimental est similaire mais utilise un signal optique. Ces dispositifs permettent de détecter le contact entre le pied et le sol.

La technologie « *Ultra Wide Band* » permet d'estimer la position d'émetteurs placés sur des objets dont la position veut être connue au cours du temps. L'émetteur envoie des signaux de très courte durée qui sont captés par des récepteurs (minimum trois récepteurs pour une localisation dans l'espace). La comparaison des instants de réception permet d'estimer la position de l'émetteur, par trilatération (cette technologie est comparable à la technologie GPS, à l'échelle d'une pièce). L'erreur sur l'estimation de la position de l'émetteur est de l'ordre de la dizaine de centimètres au moins. Dans DÍEZ et al., 2018 et QI et al., 2013, les auteurs utilisent cette technologie pour estimer la longueur de pas lors de la marche avec une erreur de l'ordre de la dizaine de centimètres. Dans QI et al., 2013, les auteurs démontrent la faisabilité de repérer les phases du cycle de marche.

Les différentes technologies présentées n'impliquent pas les limitations liées à l'usage de plateformes de force : limitation de la surface d'expérimentation principalement. Elles sont portatives et s'emploient aussi en dehors des laboratoires dédiés à l'analyse du mouvement. Néanmoins ces technologies admettent des limites. Les plateformes de force portatives affectent le mouvement et ne peuvent donc pas alors être envisagées comme moyen technologique crédible pour remplacer les plateformes de force fixes. Les méthodes basées sur l'usage de centrales inertielles, l'émission d'un signal se réfléchissant sur le sol et la technologie *Ultra Wide Band* ne permettent de mesurer qu'une donnée limitée en information comparativement à des données de plateformes de force. Les objectifs de l'usage de ces technologies sont réduits à détecter le contact, repérer les différentes phases caractéristiques d'une foulée. Finalement, les semelles de pression apparaissent comme le moyen technologique portatif affectant le moins les conditions expérimentales et permettant la mesure de l'information la plus riche comparativement aux autres technologies.

1.3 Estimation des efforts d'interaction

Cette section a pour objectif de présenter les différentes approches existantes d'estimation des efforts d'interaction. Ces méthodes permettent le déploiement d'analyse du mouvement sans l'utilisation de plateformes de force. Les efforts d'interaction, \mathbf{E} , constituent les inconnues du problème.

Lorsque plusieurs points ou surfaces de contact (une surface sous chaque pied par

exemple) sont considérés, à un même moment, les équations de la dynamique seules, ne permettent pas d’estimer les actions extérieures : une infinité de solutions existe, le problème est indéterminé. Différentes méthodes permettant de lever cette indétermination sont présentes dans la littérature. Trois approches se distinguent et permettent de classer les méthodes en trois groupes :

- l’approche par modèle analytique ;
- l’approche par apprentissage statistique ;
- l’approche par optimisation.

Certaines méthodes estiment les efforts d’interaction à partir de données de mouvement et d’autres à partir de données de semelles de pression. Pour chaque méthode présentée dans cette partie, le nombre de participants recrutés, le type de mouvement étudié, la méthode d’évaluation, le type d’approche et le potentiel usage de semelles de pression ont été reportés dans un tableau en Annexe A.

Après avoir présenté les différentes méthodes d’estimation des efforts d’interaction, celles-ci seront comparées dans une synthèse.

1.3.1 Approche par modèle analytique

L’approche par modèle analytique établit des relations entre les efforts d’interaction s’appliquant sur le participant et les données d’entrées de la méthode : données cinématiques ou données de semelles de pression.

Dans KOOPMAN et al., 1995 la marche est étudiée. Un unique point de contact est défini entre le participant et le milieu extérieur. Lorsque le participant est en contact avec le sol avec un unique pied, une unique solution, \mathbf{E} , vérifie l’équation 1.1. Lorsque le participant est en contact avec le sol avec ses deux pieds, une infinité de solutions vérifient l’équation 1.1. La marche est une alternance de phases de simple appui et de phases de double appuis. Les auteurs explicitent une fonction de répartition de l’effort d’interaction afin de répartir l’effort d’interaction global sous les deux pieds au cours du cycle de marche. Cette fonction assure la continuité de l’effort au point de contact. Ce point est mobile, il se situe sous le pied le long d’une ligne déterminée empiriquement. Cet article est systématiquement cité dans les autres articles d’estimation de l’effort d’interaction à partir de donnée de mouvement admettant une approche par modèle analytique.

Dans DIJKSTRA et GUTIERREZ-FAREWIK, 2015, les auteurs reprennent l’idée de KOOPMAN et al., 1995 pour analyser la marche. L’effort d’interaction est réparti lors des phases de double appuis entre les deux pieds. Les auteurs considèrent comme para-

mètre de répartition la distance du point de contact considéré avec le *zero moment point*. Le *zero moment point* correspond à la position sur le sol à laquelle l'effort d'interaction déplacé en ce point voit s'annuler ses composantes de moment. Le *zero moment point* est confondu avec le centre de pression lorsqu'une unique surface de contact est considérée, lors des phases de simple appuis. Le point de contact considéré est le centre de pression lors des phases de simple appui. Lors des phases de double appuis, les points de contact considérés sont le talon du pied en avant du corps et la pointe du pied en arrière du corps (Figure 1.4).

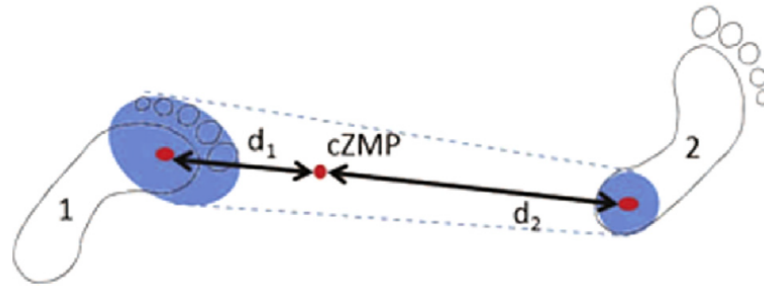


FIGURE 1.4 – Points d'application de l'effort lors des phases de double appuis et répartition de l'effort selon la position du *zero moment point* noté cZMP sur la figure DIJKSTRA et GUTIERREZ-FAREWIK, 2015

Dans JUNG et al., 2016, les auteurs proposent de multiplier les points de contact potentiels sous chaque pied jusqu'à 40 points. La fonction d'estimation de l'effort sur chaque point de contact admet en entrée la vitesse, la position du point et l'effort vertical global calculé à partir de la dynamique inverse. La position et la vitesse de chaque point sont déterminées à partir du mouvement du pied, modélisé par un segment indéformable.

Dans KARATSIDIS et al., 2017, les auteurs présentent une méthodologie utilisant des centrales inertielles. L'effort extérieur global est réparti lors des phases de double appuis sous les pieds selon une fonction de répartition déterminée empiriquement prenant en entrée les données des centrales inertielles.

Dans FORNER-CORDERO et al., 2006, les auteurs proposent une méthode d'estimation de l'effort d'interaction à partir de données de semelles de pression et de données de mouvement. Les auteurs expriment les efforts d'interaction (résultantes et moment) sous chaque pied à partir de la position des centres de pression renseignée par les semelles, les efforts verticaux mesurés par les semelles sous chaque pied et l'effort global d'interaction calculé à partir des données de mouvement par dynamique inverse.

1.3.2 Approche par apprentissage statistique

L’approche par apprentissage statistique consiste à créer une architecture informatique reproduisant un comportement entre des grandeurs d’entrées et des grandeurs de sortie. L’architecture doit être créée puis entraînée : l’étape d’entraînement consiste à déterminer les différents paramètres de l’architecture. Les réseaux de neurones sont généralement le type d’architecture informatique utilisée.

Un réseau de neurones est classiquement composé de couches de neurones, chaque couche est composée de neurones aussi appelés « unités » :

- la couche d’entrée noté « i » sur la Figure 1.5,
- la ou les couches cachées noté « n » sur la Figure 1.5,
- la couche de sortie noté « o » sur la Figure 1.5.

Les unités de la couche d’entrée prennent en entrée les paramètres d’entrée du réseau de neurones. Les unités de la couche de sortie renvoient les grandeurs qu’évalue le réseau, ici les efforts d’interaction. Les données de sortie peuvent donc ici prendre une infinité de valeurs, on parle alors de problème de régression (en opposition à un problème de classification). Entre les couches successives les unités sont reliées par des connexions. Le réseau de neurones est d’abord entraîné à partir d’un jeu de données : les données d’entrée correspondent ici aux données cinématiques ou aux données de semelles de pression ; les données de sortie de référence sont les efforts mesurés par des plateformes de forces. Le réseau modifie les poids associés aux liaisons entre les neurones des couches intermédiaires afin de réduire l’écart entre les sorties estimées par le réseau et les données de référence : on parle d’apprentissage supervisé. Ensuite le réseau est utilisé sur de nouvelles données afin d’estimer les efforts d’interaction à partir de nouvelles données d’entrée.

Le réseau de neurones est caractérisé par le contexte du problème auquel celui-ci doit répondre (type de mouvement, type de population, ...). La capacité d’un réseau entraîné dans un contexte à être appliqué dans un nouveau contexte correspond à du *domain transfer* et reste limitée. Le choix du type de modèle d’apprentissage (par exemple *Recurrent Neural Network*, réseau de neurones convolutif, etc.), le choix des entrées, d’un potentiel pré-traitement appliqué à celles-ci, le choix des sorties ainsi que de leur dimension affectent les capacités d’un réseau.

Une grande importance est apportée au choix des jeux de données utilisés pour l’entraînement du réseau : qualité et quantité des données. En biomécanique un manque de données est récurrent, c’est pourquoi il existe des méthodes pour augmenter artificiellement la quantité de données disponibles : utiliser des données issues d’un contexte diffé-

rent de la problématique traitée, le *domain transfer* ou synthétiser de nouvelles données similaires aux données initiales à partir d'algorithmes.

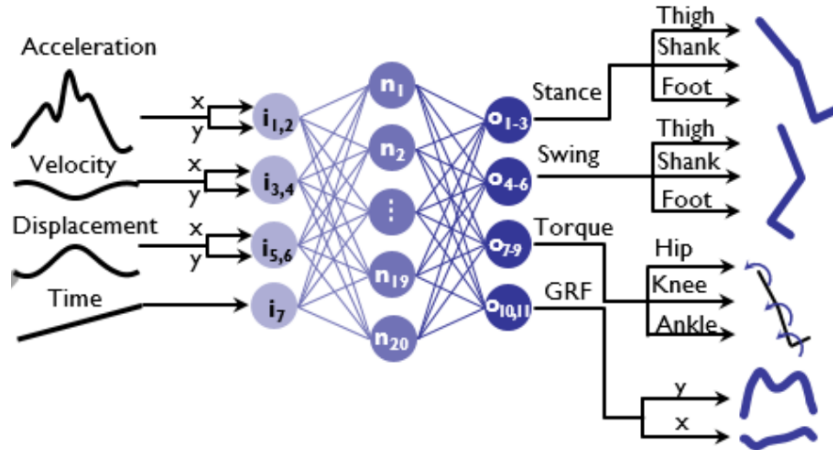


FIGURE 1.5 – Architecture d'un réseau de neurones (LIM et al., 2020). Les entrées sont représentées à gauche de la figure (ici accélération, vitesse, déplacement et le temps). Les sorties sont représentées à droite de la figure (ici la position, vitesse, couple articulaire et l'effort vertical et horizontal du sol sur la jambe d'appui). Les ronds violets correspondent aux neurones.

Dans OH et al., 2013, les auteurs utilisent un réseau de neurones pour estimer les efforts d'interaction lors des phases de double support lors de la marche. Les 14 entrées correspondent à des trajectoires et des accélérations de centre de masse de segments ou de centres articulaires calculés à partir de données de mouvement. Le réseau de neurones est entraîné à partir de 43 essais de marche pendant lesquels les participants évoluent sur des plateformes de force.

Dans l'article LIM et al., 2020, les auteurs mettent en place un réseau de neurones afin d'estimer les résultantes des efforts d'interaction sous les pieds d'un participant marchant à différentes vitesses à partir des données issues d'une centrale inertielle placée près du sacrum. Cette approche se limite à une étude en deux dimensions, dans le plan sagittal (visible sur la Figure 1.1). À partir des données issues de la centrale inertielle plusieurs données d'entrée sont calculées : accélération, vitesse, déplacement du sacrum. Les grandeurs de sortie sont l'angle de la cuisse, du pied et de la cheville, les couples articulaires de la hanche, du genou et de la cheville, ainsi que la résultante de l'effort vertical et horizontal du sol sur la jambe d'appui. Les données d'entraînement sont issues de 6 participants différents.

Le réseau de neurones décrit dans l'article JOHNSON et al., 2019, est entraîné à partir

de données acquises sur 17 années dans différents laboratoires de l’ouest de l’Australie. Le réseau de neurones, a été entraîné sur les données (trajectoires de marqueurs et efforts extérieurs mesurés par des plateformes de force) de 433186 essais. Le type de réseau de neurones utilisé est un réseau de neurones convolutif (cette architecture permet d’associer certains neurones à un sous problème découlant du problème général) et les données d’entrées ont subi un pré-traitement afin d’isoler des cycles complets de mouvement sans perte de trajectoire de marqueur. Les mouvements effectués lors de ces essais sont variables mais l’estimation de l’effort d’interaction a été testée uniquement pour des mouvements de déplacement, notamment des mouvements de course avec changement de direction.

Dans HONERT et al., 2022, les auteurs entraînent un réseau de neurones pour l’estimation de l’effort d’interaction lors de la course à partir de données de semelles de pression. Les participants évoluaient sur un tapis de course incliné et à différentes vitesses. 5 zones sur la surface de la semelle en ont été définies afin d’utiliser 10 grandeurs d’entrée : la pression captée par chaque zone de chaque semelle. Le réseau a été entraîné en comparant l’estimation à des données de tapis de course instrumenté. Le type de réseau de neurones est un réseau de neurones récurrent (permettant la constitution d’un modèle non-linéaire).

1.3.3 Approche par optimisation

L’approche par optimisation est une méthode de résolution de l’équation 1.1. Lorsque plusieurs points ou surfaces de contact sont considérés et que cette équation admet une infinité de solutions, cette approche définit une fonction de coût à minimiser comme, par exemple, l’énergie dépensée pour le mouvement ou la somme quadratique des efforts extérieurs s’appliquant au participant.

Dans FLUIT et al., 2014, le contact entre un pied et le sol est modélisé par 14 points de contact potentiel. Chaque point est considéré en contact ou non avec le sol selon des critères cinématiques (vitesse faible et position du point suffisamment proche du sol). Des actionneurs, auxquels sont associées des fonctions de forces, modélisent chaque point de contact. La force verticale générée à chaque point de contact est limitée à 40% du poids du participant. La fonction de coût dépend des forces musculaires et de la force générée par l’ensemble des actionneurs entre le modèle et le sol. Les efforts à chacun de ces points sont alors déduits ainsi que le centre de pression du pied afin d’y exprimer la somme des efforts des points de contact considérés. La méthode est testée avec les données issues de 9 participants sur des mouvement unidirectionnels : marche, ascension de marches d’escalier, ... Cet article est systématiquement cité dans les articles présentant

des méthodes à approche par optimisation.

Dans SKALS et al., 2017, les auteurs reprennent la méthodologie de FLUIT et al., 2014 en augmentant le nombre de points de contact potentiels jusqu'à 18 et en diversifient les mouvements : course en marche arrière, changement de direction et sauts verticaux. Le modèle de contact, considéré comme parfait dans l'étude précédente, comprend des forces de frottement respectant le modèle de Coulomb.

Dans MULLER et al., 2020a et dans MULLER et al., 2020b, les auteurs adaptent à des tâches de manutention la méthode de FLUIT et al., 2014 et l'appliquent simultanément pour un contact au niveau des pieds, avec 14 points de contact potentiel sous chaque pied, et au niveau des mains, avec 11 points de contact potentiel sur chaque main. Un effort est considéré au niveau de chaque point détecté comme en contact avec la surface extérieure, sol et objet. Les efforts considérés comprennent des forces de frottements en utilisant le modèle de Coulomb. La somme quadratique des efforts d'interaction s'appliquant aux différents points de contact est alors minimisée. La méthode a été testée avec 13 puis 65 participants déplaçant des charges entre deux zones.

Dans PONTONNIER et al., 2019, les auteurs estiment les efforts d'interaction pendant des fentes d'escrime. La fonction de coût utilisée correspond à la somme quadratique des efforts d'interaction considérés. Lors des phases statiques, la méthode admet une précision moindre que lors des phases dynamiques. Les auteurs attribuent ce phénomène au choix de la fonction de coût utilisée qui n'inclut pas de terme relatif au maintien de l'équilibre ou aux stratégies mises en œuvre par le corps humain lors de maintien de postures statiques.

Dans VAN HULLE et al., 2020, les auteurs définissent un unique point de contact, mobile, sous chaque pied : le centre de pression. La position de ce point est calculée sur une droite appartenant au plan sagittal du pied et dans le plan parallèle à celui du sol à partir des données cinématiques relatives à la cheville. La valeur de l'effort extérieur sous chaque pied est ensuite calculée pour en minimiser la somme quadratique et respecter la position du centre de pression du pied ainsi que les lois de la dynamique. L'étude prédit ainsi les efforts d'interaction lors de marche pour six participants.

Dans ROBERT et al., 2013, les auteurs utilisent une fonction de coût basée sur les couples articulaires et les efforts extérieurs pour estimer les efforts d'interaction lorsque le participant s'assoie et se relève d'une chaise en s'aidant d'une poignée. Le mouvement inclut de multiples surfaces de contact. La méthode a été mise en œuvre en intégrant comme entrée dans la méthode différentes composantes de l'effort extérieur sur une des surfaces de contact, par exemple l'effort vertical entre le siège et le postérieur du participant mesuré

à partir d’une plateforme de force.

1.3.4 Synthèse et discussion

L’approche par modèle analytique établit des fonctions analytiques afin de lier les efforts d’interaction à des données cinématiques. Cette approche tente de comprendre comment le corps humain répartit l’effort d’interaction global sur les surfaces de contact (FORNER-CORDERO et al., 2006; JUNG et al., 2016) et entre les différentes surfaces de contact (DIJKSTRA & GUTIERREZ-FAREWIK, 2015; KARATSIDIS et al., 2017; KOOPMAN et al., 1995). Les études se limitent à des contacts entre le sol et les pieds, et à de l’analyse de la marche. Les fonctions déduites sont souvent empiriques et proviennent d’une généralisation des expérimentations. Ces généralisations ne prennent pas en compte le caractère individuel du comportement biomécanique. Ces fonctions résultent d’expérimentations sur un faible nombre de participants et présentant des caractéristiques générales similaires (taille, poids, âge) (JUNG et al., 2016).

L’approche par apprentissage statistique permet d’estimer les efforts d’interaction uniquement pour des mouvements similaires à ceux utilisés pour entraîner le réseau de neurones. Les modèles déterminés sont des modèles moyens et non spécifiques à chaque participant. Les limites du modèle établi restent inconnues et invitent à la prudence quant à l’utilisation d’un même réseau de neurones pour des mouvements variés, des participants variés, etc. (JOHNSON et al., 2019). Ce type de méthode permet de déterminer sans expliciter des modèles liant les efforts d’interaction à des données cinématiques ou des données de semelles. L’approche ne permet a priori pas d’améliorer la compréhension du comportement mécanique du corps humain.

L’approche par optimisation reprend le problème décrit par les équations de la dynamique, l’équation 1.1 et complète le problème en y ajoutant une fonction de coût à minimiser. Cette fonction de coût peut dépendre de l’effort estimé (MULLER et al., 2020a) ou encore des couples articulaires calculés en tenant compte des efforts estimés (ROBERT et al., 2013). Pour ce type d’approches, différentes modélisations du contact ont été utilisées : contact ponctuel (VAN HULLE et al., 2020) ou contact multipoint FLUIT et al., 2014; SKALS et al., 2017, contact parfait ou contact avec frottement. Dans l’ensemble des méthodes présentées, la détection des points en contact est une étape critique. Ce contact est défini à partir de la valeur de paramètres cinématiques tels que la coordonnée verticale du point et la norme de sa vitesse relative à la surface de contact. Ces valeurs de paramètres ont été fixées de manière empirique. De même les méthodes utilisant un

contact multipoint limitent l'effort vertical engendré sous chaque point à 40% du poids du participant conformément à l'étude FLUIT et al., 2014 dans laquelle cette approche est utilisée pour l'estimation d'effort d'interaction pour la première fois.

1.4 Positionnement de la thèse

L'objectif de cette thèse est de contribuer aux méthodes permettant la mise en œuvre de l'analyse du mouvement sans utilisation de plateformes de force. La mise en œuvre de l'étape de dynamique inverse nécessite de connaître les efforts extérieurs s'appliquant sur le participant. Cette thèse se focalise sur l'estimation des efforts d'interaction localisés au niveau des pieds du participant. Les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction sont mises en œuvre dans un contexte de quantification du mouvement humain par méthode inverse. L'ensemble des développements proposés a été développé dans la librairie Matlab (Release R2021a, MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) CusToM dédiée à la simulation musculo-squelettique (MULLER et al., 2019). Les méthodes réalisant les étapes de cinématique inverse et de dynamique inverse ne feront pas l'objet d'étude spécifique et seront issues de CusToM.

Dans le cadre de cette thèse les données de mouvement seront issues du système de mesure de référence : le système opto-électronique. Les efforts d'interaction estimés seront comparés au moyen de mesure de référence : les plateformes de force. L'état de l'art sur les moyens technologiques d'une mesure partielle de l'effort d'interaction et sur l'estimation de l'effort d'interaction (FORNER-CORDERO et al., 2006 ; HONERT et al., 2022) a mis en évidence le potentiel de l'utilisation de données de semelles de pression. Les méthodes d'estimation des efforts d'interaction utilisant des données de semelles de pression adoptent une approche analytique (FORNER-CORDERO et al., 2006) ou une approche par apprentissage statistique (HONERT et al., 2022). Aucune méthode d'estimation des efforts d'interaction à approche par optimisation et incluant des données de semelles n'a été proposée à notre connaissance. Cette thèse envisagera donc les semelles de pression comme moyen de mesure de données d'entrée aux méthodes d'estimation des efforts d'interaction.

L'approche par optimisation semble adaptée à l'estimation des efforts d'interaction pour divers mouvements en tenant compte des spécificités de chaque participant. De plus, cette approche permet d'envisager l'estimation des efforts d'interaction sur plusieurs parties du corps (MULLER et al., 2020a ; ROBERT et al., 2013).

Une précédente étude, DORN et al., 2012, compare des modèles de contact pour une

approche par optimisation et expose la supériorité des modèles de contact multipoints face aux modèles de contact ponctuels. C’est pourquoi cette thèse développe des méthodes d’estimation des efforts d’interaction par optimisation en modélisant le contact entre le membre en contact et la surface extérieure par un contact multipoint. En vue de l’utilisation des données de semelles comme source d’informations sur l’interaction entre le sol et le pied, une correspondance entre les points de contact considérés et les données de semelles doit être étudiée (en terme de nombre et de position des points de contact sur le modèle ostéo-articulaire).

Les méthodes d’estimation des efforts d’interaction à approche par optimisation admettent une méthodologie générale dont une représentation est proposée sur la Figure 1.6. Elles prennent en entrée les données de mouvement, le modèle géométrique et le modèle inertiel spécifique au participant. La méthode comprend quatre étapes :

- l’étape de cinématique inverse ;
- l’étape de détection de contact ;
- l’étape du calcul de l’équilibre dynamique ;
- l’étape de répartition de l’effort global.

L’étape de cinématique inverse permet de calculer au cours du temps les coordonnées articulaires \mathbf{q} , les positions et les vitesses des points de contact potentiels. L’étape de détection de contact permet de déterminer les points de contact actifs, c’est-à-dire sur lesquels un effort d’interaction peut être considéré. L’étape de détection de contact et l’étape du calcul de l’équilibre dynamique peuvent être réalisées en parallèle de manière indépendante. L’étape de calcul de l’équilibre dynamique permet de calculer l’effort global d’interaction. L’étape de répartition de l’effort global détermine l’effort sur chaque point de contact actif. Les chapitres proposant des contributions méthodologiques aux méthodes d’estimation de l’effort d’interaction se focalisent sur une étape de cette méthode générale.

L’utilisation des méthodes d’estimation de l’effort d’interaction à approche par optimisation souffre de l’utilisation de paramètres déterminés empiriquement. Le réglage des paramètres de détection de contact semble être une voie d’amélioration des méthodes existantes. Un réglage de ces paramètres en fonction de la tâche effectuée et du participant semble améliorer la précision de la méthode mais complexifie son utilisation (FRITZ et al., 2019). L’utilisation de semelles de pression comme données permettant de détecter le contact constitue une piste alternative aux méthodes mises en œuvre dans la littérature.

D’autres paramètres comme par exemple la limitation de l’effort vertical sous chaque point de contact à 40% du poids du participant peuvent être étudiés. Les méthodes pré-

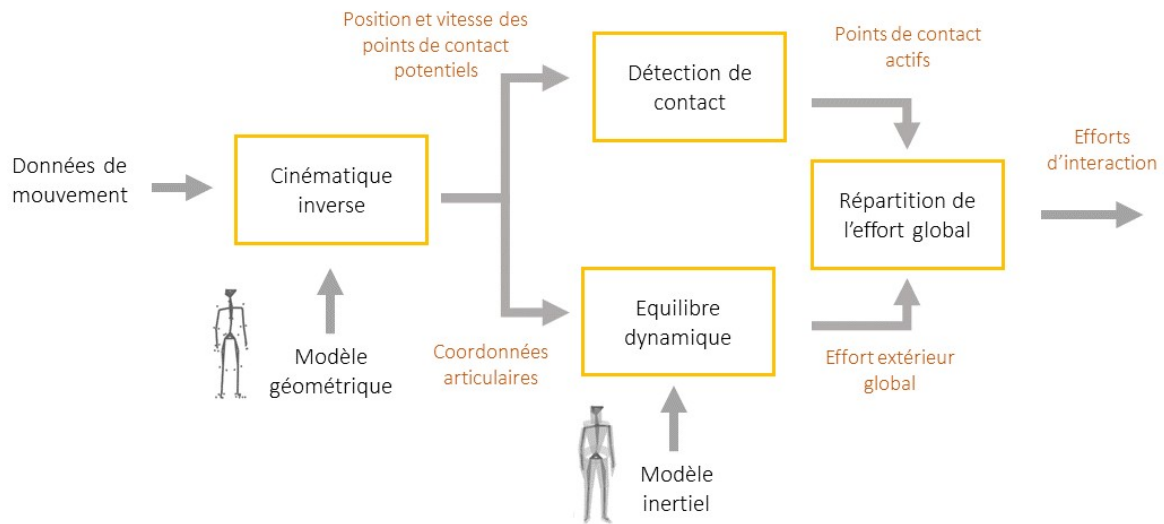


FIGURE 1.6 – Méthodologie générale de l'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement basée sur l'approche par optimisation. Les différentes étapes de la méthode sont encadrées en jaune. Les grandeurs estimées au cours de la méthode sont indiquées en jaune. Les grandeurs d'entrées (modèles et données expérimentales) sont indiquées en noir.

sentées dans la littérature utilisant ces paramètres empiriques présentent des résultats prometteurs. Mais ces études ont des limites qui ne permettent pas de généraliser ces méthodes, avec ces valeurs de paramètres, à des mouvements pas encore étudiés ou pour des participants présentant des pathologies.

L'étude PONTONNIER et al., 2019 met en évidence le manque d'un terme dans la fonction de coût issue de MULLER et al., 2020a (somme quadratique des efforts d'interaction), permettant de traduire les stratégies mises en œuvre lors du maintien de postures statiques. Dans l'étude ROBERT et al., 2013, les auteurs estiment l'effort d'interaction pour des mouvements relativement lents, s'asseoir et se lever d'une chaise. La fonction de coût retenue fait intervenir les couples articulaires. Cette thèse propose d'explorer la prise en compte des couples articulaires dans l'estimation des efforts d'interaction pour en améliorer la précision.

La présentation des objectifs de cette thèse, permet désormais de présenter le plan détaillé de celle-ci.

Les semelles de pression sont envisagées dans cette thèse comme une source de données sur les efforts d'interaction. Avant d'utiliser les données issues des semelles de pression, celles-ci doivent être évaluées. La localisation des données dans le référentiel d'estimation des efforts d'interaction apparaît comme une étape nécessaire avant toute exploitation de

celles-ci. Ces objectifs seront le sujet du Chapitre 2.

L'étape de détection du contact et l'étape de répartition de l'effort global sont abordées dans cette thèse. L'étape de répartition de l'effort global s'appuie sur les résultats issus de l'étape de détection de contact. L'étape de détection de contact est donc abordée avant l'étape de répartition de l'effort global dans le cheminement de cette thèse. Une méthode de détection de contact basée sur l'exploitation des données de semelles de pression apparaît comme une alternative à la méthode utilisée dans la littérature qui souffre de l'utilisation de paramètres réglés empiriquement. La comparaison de la méthode de détection de contact de référence avec une méthode de détection de contact basée sur les données issues des semelles de pression constitue l'objectif du Chapitre 3.

La méthode de détection de contact issue de la littérature s'appuie sur la cinématique du pied. Le choix du modèle de pied a une influence sur l'estimation de l'effort d'interaction, lors de l'étape de cinématique inverse et dans l'ensemble des autres étapes se basant sur la cinématique. Le niveau de détail du modèle de pied a été augmenté dans le Chapitre 3 en vue d'améliorer l'estimation des efforts d'interaction : modéliser le pied en deux segments plutôt qu'en un. Cette hypothèse peut toutefois être formulée pour l'ensemble du modèle ostéo-articulaire. Or l'augmentation du niveau de complexité du modèle ostéo-articulaire pourrait avoir des conséquences néfastes notamment en terme de temps de calcul (critère non étudié ici). C'est pourquoi il convient d'estimer la plus value de l'ajout d'un degré de liberté dans le pied dans un contexte d'estimation des efforts d'interaction. Cette problématique est traitée dans le Chapitre 4.

L'étude de la littérature a mis en lumière une potentielle amélioration de l'estimation de l'effort d'interaction par la prise en compte des couples articulaires dans l'étape de la répartition de l'effort global sur les points de contact actifs. Cette étape de répartition s'appuie sur les résultats issus des autres étapes notamment issus de l'étape de détection de contact et s'appuie sur les résultats issus du choix de modèle ostéo-articulaire. Cette idée est abordée dans le Chapitre 5.

Les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction décrites dans ce manuscrit ont été évaluées en terme de précision des efforts d'interaction estimés en supposant que l'amélioration à l'échelle d'une étape de la méthode améliorerait l'estimation de l'effort d'interaction. Or l'ensemble des étapes qui composent les méthodes d'estimation des efforts d'interaction à approche par optimisation sont inter-dépendantes : l'amélioration d'une étape de la méthode n'implique pas une amélioration de l'estimation de l'effort d'interaction. Des limitations sur les méthodes mises en œuvre dans une des étapes entraînent des

limites dans l'ensemble des études présentées. Il convient donc de faire état de l'ensemble des limitations qu'admettent ce travail de thèse à l'échelle de chaque contribution mais aussi sous le prisme de l'inter-dépendance des différentes étapes qui constituent la méthode d'estimation des efforts d'interaction par approche par optimisation. Une synthèse des contributions présentées dans cette thèse et des perspectives seront présentées.

ÉVALUATION DE DONNÉES DE SEMELLES DE PRESSION EN VUE DE LEUR UTILISATION POUR L'ESTIMATION DES EFFORTS D'INTERACTION

Les plateformes de force, en limitant la zone de mesure et en étant disponibles principalement en laboratoire, peuvent modifier les conditions expérimentales. Supprimer leur usage en analyse du mouvement revient à supprimer une des entrées de la méthode inverse : la mesure des efforts d'interaction. Afin de compenser cette perte d'information, l'ajout d'une autre source de mesure est envisagé : la semelle de pression. Ce capteur permet de collecter des informations sur l'interaction entre le pied et le sol sans impliquer les contraintes expérimentales liées à l'usage de plateformes de forces (limitation de la surface de mouvement principalement). Avant d'utiliser les données de semelles dans les méthodes d'estimation des efforts d'interaction, il convient de les évaluer et d'effectuer les pré-traitements nécessaires à leur usage dans les méthodes.

2.1 Contexte

2.1.1 La semelle de pression comme nouvelle source de données pour l'analyse du mouvement

Les semelles de pression se placent dans les chaussures des participants. Souples et de différentes tailles, elles s'adaptent à différents modèles de chaussures. Les modèles actuels fonctionnent sans fil. L'énergie nécessaire à leur fonctionnement est fournie par des batteries. Les données peuvent être transmises à un poste de travail fixe via une liaison de type Bluetooth ou stockées temporairement sur une mémoire embarquée. Le port des semelles de pression ne nécessite donc pas le port de chaussures spécifiques et ne limite pas la surface d'expérimentation. Les semelles de pression apparaissent comme un dispositif de mesure de l'interaction entre le participant et le milieu extérieur affectant moins les conditions expérimentales que l'usage de plateformes de force.

Les différents capteurs présents dans la semelle, capteurs de pression (de 16 à 99 selon les modèles utilisés dans les méthodes étudiées) et centrale inertielle, permettent de mesurer au cours du temps :

- la pression enregistrée par chaque capteur de pression ;
- l'accélération de la semelle.

Les semelles de pression sont vendues avec des logiciels dont les méthodes ne sont pas toujours explicitées dans les documents techniques (calibration de la semelle, compensation du phénomène d'hystérésis). Ces logiciels fournissent au cours du temps :

- la position du centre de pression (CoP) dans le référentiel de la semelle ;
- la force verticale totale appliquée sur la semelle.

2.1.2 L'évaluation des données de semelles dans la littérature

Différents travaux proposent une évaluation des données estimées par différents modèles de semelles de pression. L'évaluation des données consiste à comparer l'estimation de la position du CoP et l'estimation de la force verticale s'appliquant sur le pied avec la mesure de ces grandeurs par le moyen de mesure de référence, des plateformes de force.

Le modèle de semelles de pression de référence est le modèle Pedar[®] (Novel, Munich, DEU) (DEBBI et al., 2012 ; FRADET et al., 2009 ; HONERT et al., 2022 ; JÖNSSON et al., 2019 ; STÖGGL & MARTINER, 2017). Dans BARRATT et al., 2021, les auteurs comparent les données issues de semelles Pedar[®] avec les données issues de semelles Moticon[®] en

terme de validité et de fiabilité. Chaque participant a effectué une distance de 500 m sur un rameur, quatre fois : deux fois équipé de semelles Pedar[®] et deux fois équipé de semelles Moticon[®] dans un ordre aléatoire et différent pour chaque participant. Les données fournies par le modèle Pedar[®] ont démontré une plus grande fiabilité en terme de précision des données estimées que celles fournies par le modèle Moticon[®]. Le modèle Moticon[®] est plus facile d'utilisation (le logiciel permet une visualisation immédiate des données) et moins cher ; il semble être plus facilement déployable en dehors du laboratoire (BARRATT et al., 2021).

Plusieurs études évaluent les données estimées par les semelles de pression sur de la marche (CHESNIN et al., 2000 ; DEBBI et al., 2012 ; FRADET et al., 2009) ou sur des tâches où les pieds sont fixés sur un support que les participants poussent (rameur (BARRATT et al., 2021), exercice de presse à cuisses (JÖNSSON et al., 2019)). L'erreur d'estimation des semelles de pression est de l'ordre de quelques centimètres. Les résultats obtenus sont spécifiques aux mouvements étudiés ; les études n'incluaient pas de mouvements dynamiques caractérisés par des efforts significativement supérieurs au poids du participant tels que de la course ni de mouvements à composantes medio-latérales tels que les courses avec changement de direction. Les études CHESNIN et al., 2000 ; DEBBI et al., 2012 ; FRADET et al., 2009 comparent la trajectoire du CoP estimée par des semelles de pression à la trajectoire du CoP mesurée par des plateformes de force. Chaque étude se distingue par sa méthode de localisation des données de semelles par rapport au référentiel dans lequel la mesure des plateformes de force est exprimée. Dans FRADET et al., 2009, la position de la semelle est repérée dans un repère associé à la chaussure. Le repère de la chaussure est ensuite repéré par système opto-électronique. La matrice de transformation entre la chaussure et la semelle est déterminée une fois pour chaque chaussure et est donc la même pour plusieurs essais. Dans CHESNIN et al., 2000, la position de la semelle par rapport à la plateforme de force est repérée à l'aide de l'empreinte laissée sur la plateforme par une chaussette humide recouvrant le pied. Dans DEBBI et al., 2012, les auteurs appliquent aux données de semelles, pour chaque essai, la matrice de transformation minimisant la différence entre la trajectoire estimée et la trajectoire mesurée par les plateformes. La méthode de localisation des données de semelles doit permettre l'utilisation des semelles en dehors de la surface de plateformes de force pour envisager leur utilisation dans les méthodes d'analyse quantifiée du mouvement.

Dans l'étude JÖNSSON et al., 2019, les auteurs ont montré une dépendance de la précision de la position du CoP, estimée par les semelles, à la force verticale appliquée à

la semelle (la précision augmente avec l'effort vertical). Les exercices de presse à cuisse pour lesquels cette dépendance a été démontrée ne permettent pas de conclure quant à une potentielle dépendance entre l'erreur de l'estimation de la position du CoP estimée par les semelles et la force verticale pour des mouvements dynamiques tels que la course.

2.1.3 Objectif de l'étude

Dans ce chapitre, nous proposons d'évaluer la précision de la position du CoP estimée par les semelles et de la force verticale estimées par des semelles de pression Moticon® pendant des essais de course avec changement de direction, de course et de marche en vue de l'utilisation de ces données dans une méthode d'estimation de l'effort d'interaction. La position du CoP estimée par les semelles et la force verticale ont été comparées avec la position du CoP et la force verticale mesurées par les plateformes de force. Un essai de calibrage effectué sur les plateformes de force a été utilisé pour localiser les semelles dans le système de coordonnées de référence. La précision de la position du CoP estimée par les semelles a été étudiée comme une variable dépendante du type de mouvement effectué pendant l'essai de calibration, de la force verticale estimée par les semelles de pression et du nombre de cellules de pression impliquées dans le calcul de la position du CoP. La corrélation entre la force verticale estimée par les semelles de pression et la force verticale mesurée par les plateformes de force a été étudiée.

Dans ce chapitre, une méthode pour localiser dans le temps et l'espace les données issues de semelles de pression est proposée. Les données de semelles de pression pourront alors être réinvesties dans des méthodes d'estimation des efforts d'interaction.

2.2 Méthode pour l'évaluation des données de semelle par comparaison aux données de plateformes de force

2.2.1 Matériel expérimental

Dans le cadre de cette thèse, deux paires de semelles OpenGo Moticon® ont été utilisées : une paire de semelles de taille 42/43 et une paire de taille 38/39. Ces semelles comprennent 16 capteurs de pression recouvrant 64% (pour les semelles de taille 38/39) et 65% (pour les semelles de taille 42/43) de la surface de la semelle. Chaque capteur

peut mesurer une pression de 0 N.cm^{-2} à 50 N.cm^{-2} avec une résolution de $0,25 \text{ N.cm}^{-2}$. Chaque semelle comprend une centrale inertielle située au milieu de la semelle. La répartition des capteurs et le positionnement de la centrale à inertie sont visibles sur la Figure 2.1.

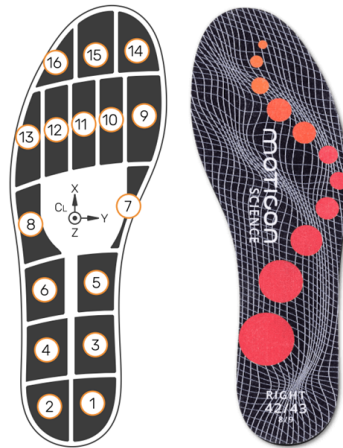


FIGURE 2.1 – Schéma de la répartition des capteurs de pression dans une semelle de pression Moticon® (à gauche) et photo du modèle de semelle utilisé, OpenGo.

Afin d'évaluer les données estimées par les semelles de pression, nous avons mené une campagne de mesure.

Quatre femmes et dix hommes (âge : 29 ± 2 ans, taille : $1,8 \pm 0,1$ m, masse : 70 ± 10 kg) ont réalisé différentes tâches de déplacement. L'unique critère d'inclusion était de chausser du 38, 39, 42 ou 43 afin de pouvoir être équipé avec les semelles de pression dont nous disposions. Ce critère a représenté une contrainte pour le recrutement des participants bien que ces pointures incluent la pointure moyenne femme et la pointure moyenne homme de la population française. Chaque participant a signé un formulaire de consentement éclairé et le protocole incluait une phase de pseudonymisation des données en vue de leur enregistrement. Le protocole expérimental a été approuvé par le Comité Opérationnel d'Évaluation des Risques Légaux et Éthiques, 2021-06, 02/22/2021.

Le mouvement du corps entier a été capturé en plaçant 45 marqueurs réfléchissants sur des points de repère anatomiques standardisés, dont la position est illustrée par la Figure 2.2, conformément aux recommandations de la Société internationale de biomécanique (WU et al., 2002 ; WU et al., 2005). Les positions de ces marqueurs ont été enregistrées avec un système de capture de mouvement optoélectronique Qualisys (22 caméras « 12 Mpixels OQUS 7+ ») et échantillonné à 200 Hz.

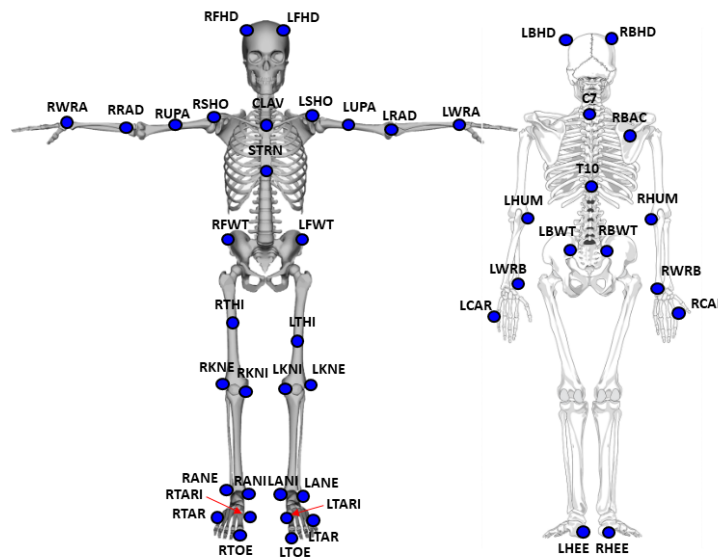


FIGURE 2.2 – Positions anatomiques retenues pour le protocole de placement des marqueurs.

Les efforts au sol ont été mesurés au moyen de deux plateformes de force AMTI et échantillonnées à 2000 Hz (précision sur l'estimation de la position du CoP : 0,5 mm ; précision sur la mesure de l'effort : 0,5% de l'effort mesuré). Sous chaque pied, la pression, la position du CoP, la force verticale et l'accélération du pied ont été mesurées avec les semelles de pression précédemment présentées (Moticon® OpenGo). Les données provenant des semelles ont été interpolées linéairement de 100 Hz à 200 Hz pour correspondre à la fréquence d'acquisition du système Qualisys. Les semelles sans fil ont été insérées dans les chaussures de sport personnelles des participants. Avant la collecte des données, les semelles de pression ont été réinitialisées et calibrées conformément aux recommandations du fabricant.

Chaque participant a réalisé 15 essais de course avec changement de direction, 15 essais de course et 15 essais de marche. Le nombre d'essais réalisés a été choisi pour permettre de mener une analyse statistique des résultats (FORRESTER, 2015). Les courses avec changement de direction ont toujours été effectuées en utilisant le pied droit comme pied d'appui. Les participants avaient pour consigne de moduler leurs foulées de manière à ne pas toucher les deux plateformes simultanément avec le même pied afin de mesurer indépendamment les efforts sous chaque pied.

L'étude de la marche a permis une comparaison avec les résultats issus de la littérature (CHESNIN et al., 2000 ; DEBBI et al., 2012 ; FRADET et al., 2009). Contrairement aux

mouvements en ligne droite, les courses avec changement de direction sont caractérisées par un déplacement significatif du CoP le long de l'axe médio-latéral (plus de 0,02 m en moyenne (SANKEY et al., 2020)). L'étude des essais de course et des essais de course avec changement de direction ont permis d'obtenir des résultats pour des mouvements dynamiques.

L'étude de ce chapitre porte sur une partie des essais réalisés : 5 essais de course avec changement de direction, 5 essais de course et 5 essais de marche par participant (nombre d'essais suffisant pour un traitement statistique (FORRESTER, 2015) avec notre nombre de participants). Parmi ces 210 essais, 10 essais ont été retirés de l'étude pour cause de dysfonctionnement des semelles de pression.

2.2.2 Vue d'ensemble de la méthode

La méthode de comparaison des données de semelles avec les données de plateformes comprend trois étapes présentées sur la Figure 2.3 :

- Synchronisation et sélection des périodes de temps utilisées pour la comparaison : les données de mouvement, des semelles de pression et des plateformes de force ont été synchronisées, et les instants lors desquels une comparaison entre les données étaient possibles ont été sélectionnés (la comparaison est possible lorsqu'un pied est en contact avec une plateforme) ;
- Localisation : la position du CoP estimée par les semelles (piCoP) et la position du CoP estimée par les plateformes de force (fpCoP) ont été exprimées dans le même système de coordonnées de référence ;
- Comparaison : le piCoP a été comparé au fpCoP et la force verticale estimée par les semelles de pression (piFz) a été comparée à la force verticale estimée par les plateformes de force (fpFz).

2.2.3 Synchronisation et sélection des périodes de temps

Les données de mouvement et les données des plateformes de force ont été synchronisées et enregistrées sur le même fichier. Les données de semelles de pression admettent une autre base de temps. Avant l'utilisation conjointes de ces différentes données, celles-ci ont été synchronisées. La comparaison entre les données estimées par les semelles de pression et les données estimées par les plateformes de force ne peut être envisagée que lorsque les semelles de pression sont en contact avec la plateforme de force : les données concernant

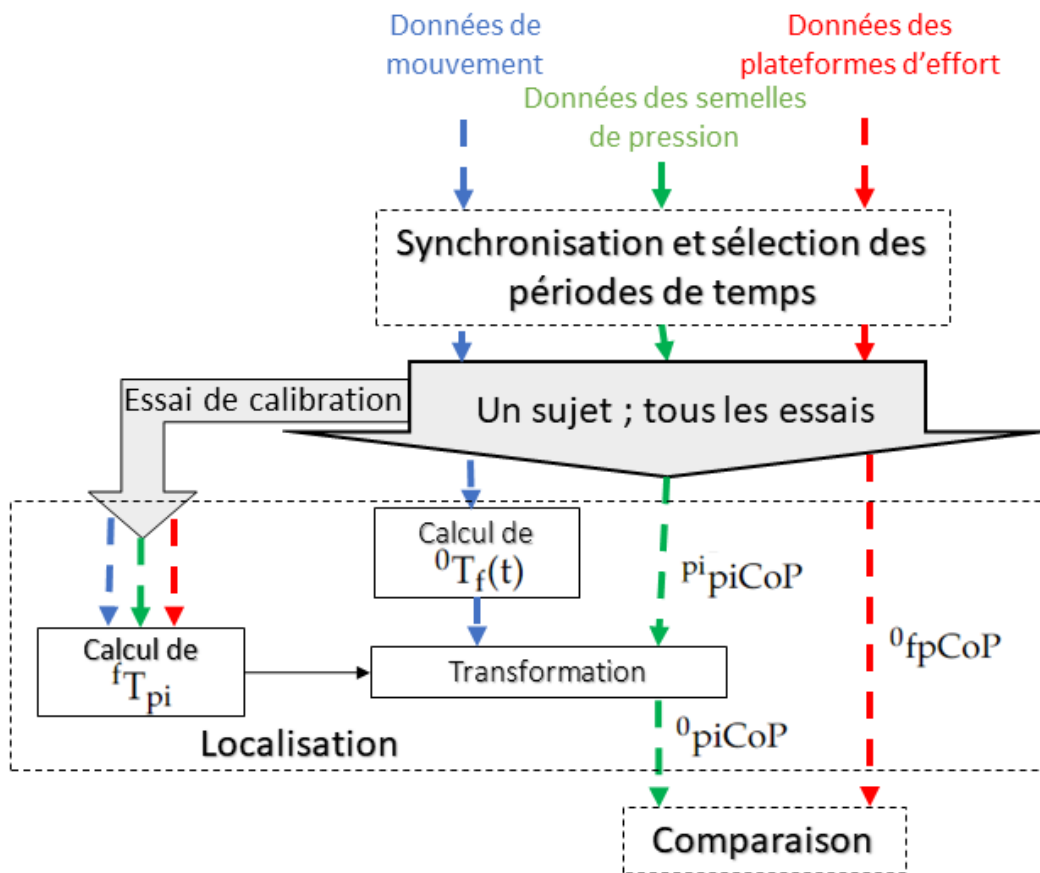


FIGURE 2.3 – Schéma de la méthode utilisée pour évaluer la précision du piCoP. Ce processus utilise les données de capture de mouvement (bleu), les données de semelles de pression (vert) et les données de la plateforme de force (rouge). La localisation utilise le traitement d'un essai de calibration. L'évaluation est basée sur la comparaison entre le fpCoP et le piCoP exprimés dans le système de coordonnées de référence.

ces périodes de temps ont été repérées dans l'ensemble des données.

Pour chaque essai et par identification visuelle sur les données de mouvement (par visualisation des trajectoire des marqueurs), les périodes de temps où les données de semelles et de plateformes étaient disponibles pour la comparaison ont été manuellement sélectionnées par un opérateur. Cette sélection est illustrée par la Figure 2.4 : l'opérateur retient les instants lors desquels chaque pied n'est en contact qu'avec une plateforme, comme le montre la Figure 2.4a ; l'opérateur ne retient pas les instants lors desquels les deux pieds sont sur la même plateforme, comme le montre la Figure 2.4b.

Pour sélectionner les périodes de temps correspondantes dans les données de semelles,

2.2. Méthode pour l'évaluation des données de semelle par comparaison aux données de plateformes de force

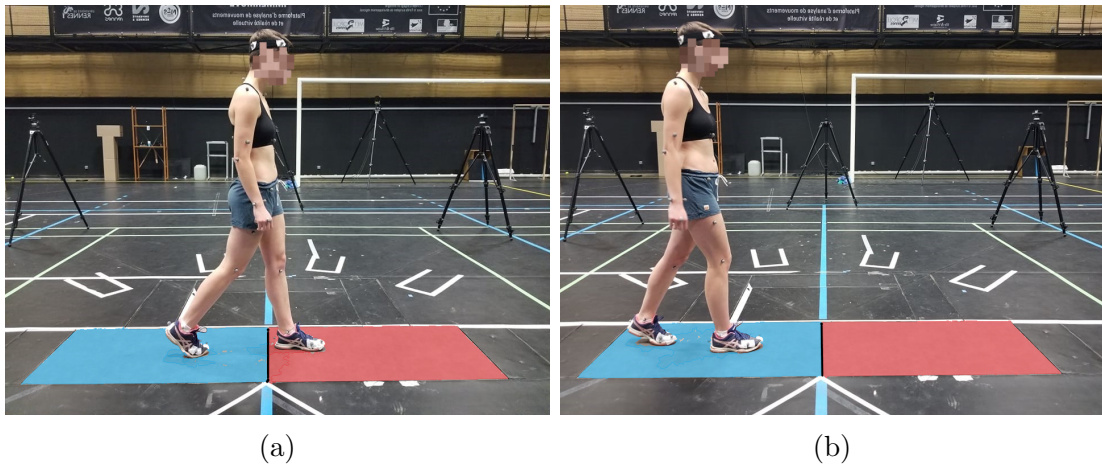


FIGURE 2.4 – Photos d'un essai de marche : lorsque chaque pied du participant était sur une plateforme distincte (a), lorsque le participant était en phase de double appui sur la même plateforme (b). La phase (a) a été sélectionnée pour l'étude. La phase (b) a été rejetée pour l'étude.

l'accélération du pied, calculée à partir des données de capture de mouvement (accélération du barycentre des marqueurs placés sur la chaussure dont les positions sont représentées sur la Figure 2.5) et l'accélération fournie par les données de la centrale inertielle de la semelle ont été comparées. Le décalage permettant d'obtenir la plus grande corrélation entre les deux signaux a été déterminée. Cette synchronisation entre les deux accélérations a permis de détecter la foulée exécutée sur les plateformes de force dans les données de semelle. Pour améliorer cette synchronisation initiale entre les données de semelles et de capture du mouvement, la foulée sélectionnée dans les données de capture du mouvement et la foulée sélectionnée dans les données de la semelle ont été synchronisées en comparant les forces verticales de réaction du sol mesurées à partir des plateformes de force et mesurées par les semelles de pression. Le décalage permettant d'obtenir la plus grande corrélation entre les deux signaux a été déterminée.

Pour comparer le piCoP avec le fpCoP, les périodes de temps pendant lesquelles le pied est en contact avec le sol, ont été sélectionnées pour chaque pied et pour chaque essai. Ces périodes ont été sélectionnées à partir des données synchronisées et réduites à la foulée exécutée sur les plateformes de force. Un contact entre le pied et le sol a été considéré lorsqu'un contact a été détecté simultanément par la semelle de pression et par la plateforme de force. Le contact sur la semelle de pression est considéré comme actif lorsqu'au moins deux cellules de pression sont activées. Une cellule de pression est considérée comme active lorsque la pression mesurée est supérieure à $1,5 \text{ N.cm}^{-2}$, à l'ex-



FIGURE 2.5 – Chaussure équipée d'une semelle de pression et de marqueurs dont l'étude de la position permet la synchronisation des données et permettant la construction du référentiel du pied.

clusion des pics de pression de faible intensité (correspondant au bruit de la mesure de la pression, défini empiriquement comme des pics d'intensité inférieure à 2 N.cm^{-2} et de durée inférieure à $0,03 \text{ s}$). Le contact entre le pied et la plateforme de force est considéré comme actif lorsque la plateforme de force mesure une force moyenne supérieure à 75 N (valeur empirique). Ce protocole a été déterminé empiriquement afin que la séquence ne comporte que des instants lors desquels le pied est, avec certitude, en contact avec le sol et lors desquels l'estimation du CoP a du sens.

Pour comparer le piFz et le fpFz , de nouvelles périodes de temps ont été sélectionnées à partir des données synchronisées afin d'évaluer la capacité des semelles de pression à mesurer la force verticale et à mesurer une valeur d'effort vertical nulle lorsque celui-ci est effectivement nulle. Pour chaque pied, les périodes de temps sélectionnées sont les périodes lors desquelles la force verticale mesurée par la plateforme de force est supérieure à 40 N . Les 5 instants précédant la séquence et les 10 instants suivant la séquence ont été ajoutés à ces périodes de temps. Ce protocole a été déterminé empiriquement afin que la séquence comporte l'ensemble des instants lors desquels le participant pose puis décolle le pied du sol.

2.2.4 Localisation

Cette étape de localisation des données de semelles dans le référentiel des données de plateformes de force ne concerne que la méthode de comparaison du piCoP avec le fpCoP.

Le repère associé au système de capture optoélectronique a été choisi comme repère de référence (R_0). Les données de plateforme sont exprimées dans R_0 . L'expression de la position du fpCoP dans R_0 est appelé ${}^0\text{fpCoP}$. Les données de semelles de pression sont exprimées dans le repère de la semelle. L'expression de la position du piCoP dans le système de coordonnées de la semelle est appelé ${}^{\text{pi}}\text{piCoP}$. Pour comparer piCoP avec fpCoP, ${}^{\text{pi}}\text{piCoP}$ a dû être exprimé dans (R_0). L'expression de la position du piCoP dans R_0 est appelé ${}^0\text{piCoP}$. La matrice de transformation depuis le repère de la semelle de pression vers R_0 , ${}^0T_{\text{pi}}(t)$ a été décomposée en deux matrices de transformation successives :

- la matrice de transformation du repère de la semelle de pression vers le repère du pied ${}^{\text{f}}T_{\text{pi}}$;
- la matrice de transformation du repère du pied vers R_0 : ${}^0T_{\text{f}}(t)$.

La matrice ${}^0T_{\text{f}}(t)$ a été construite à partir de la position des marqueurs collés sur la chaussure du participant et le repère du pied visible sur la Figure 2.5. L'origine du repère correspond au barycentre des quatre marqueurs. L'axe \vec{y} est défini par le vecteur unitaire entre le marqueur placé au niveau de l'hallux (gros orteil) et le marqueur placé sur le talon de la chaussure. L'axe \vec{x} est défini par le vecteur unitaire orthogonal au plan défini par l'axe \vec{y} et l'axe entre le marqueur placé au niveau de l'articulation entre les métatarses et les phalanges proximales (un sur le côté extérieur et l'autre sur le côté intérieur du pied). L'axe \vec{z} est défini par le vecteur unitaire perpendiculaire à l'axe \vec{x} et l'axe \vec{y} permettant de définir une base directe.

La matrice ${}^{\text{f}}T_{\text{pi}}$ a été supposée constante dans le temps : les potentiels déplacements entre la semelle, le pied et les marqueurs collés sur la chaussure ont été négligés. Pour chaque pied, ${}^{\text{f}}T_{\text{pi}}$ a été estimé en comparant les positions successives de ${}^0\text{fpCoP}$ et les positions successives de ${}^0\text{piCoP}$ lors d'une séquence où le pied était en contact avec le sol. La séquence utilisée pour la comparaison a été sélectionnée dans l'essai de calibration. ${}^{\text{f}}T_{\text{pi}}$ est la matrice de transformation minimisant la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre ${}^0\text{piCoP}$ et ${}^0\text{fpCoP}$ (Figure 2.6) (CHESNIN et al., 2000 ; DEBBI et al., 2012).

La RMSE entre une donnée estimée u_1 et une donnée mesurée u_2 est calculée pour un signal de T instants d'après l'expression suivante :

$$RMSE = \frac{1}{T} \sum_{t=0}^T \sqrt{(u_1(t) - u_2(t))^2} \quad (2.1)$$

Pendant la séquence de contact, ${}^0T_f(t)$ a été approximée comme étant constante. Les positions successives du CoP sont contenues dans les surfaces successives de contact entre le pied et la plateforme de force. Ces surfaces de contact résultent de la déformation de la chaussure sur le sol (on suppose le contact sans frottement). L'union de l'ensemble de ces surfaces correspond à la surface de contact entre le pied et la plateforme lorsque le pied est à plat sur la plateforme à l'instant $t=t_f$ telle l'empreinte du pied laissée sur le sol (CHESNIN et al., 2000). Les repères associés aux surfaces de contact successives ont été approximés par le repère du pied lorsque celui-ci était à plat sur le sol, ${}^0T_f(t_f)$. Pour chaque pied, ${}^0T_f(t_f)$ a été repérée en calculant ${}^0T_f(t)$ à l'instant où le maximum de cellules de pression étaient actives, à l'instant $t = t_f$.

2.2.5 Comparaison

La vitesse de déplacement moyenne a été déterminée en calculant la vitesse moyenne de déplacement du pelvis pour chaque essai.

La précision du piCoP a été évaluée en calculant la RMSE entre ${}^0\text{piCoP}$ et ${}^0\text{fpCoP}$ le long des axes antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) dans R_0 . L'axe AP a été assimilé à l'axe principal de déplacement dans R_0 . L'axe ML a été assimilé à l'axe perpendiculaire à l'axe AP et parallèle au plan du sol. Pour chaque essai, les RMSEs ont été calculées en utilisant successivement chaque essai effectué par le même participant en tant qu'essai de calibration (15x15 RMSEs ont été calculées pour chaque participant).

L'influence, sur la précision du piCoP, du type de mouvement exécuté pendant l'essai de calibration a été étudié. Le mouvement exécuté pendant l'essai étudié a été nommé le mouvement d'étude (ME) (course avec changement de direction, course ou marche) et le mouvement exécuté pendant l'essai de calibration a été nommé le mouvement de calibration (MC). Le MC a été testé comme variable significative de la RMSE (composante AP et ML). Pour ce test, les RMSEs obtenues en utilisant comme essai de calibration, l'essai d'étude ont été ignorées. Pour chaque paire de valeurs (ME; MC), le caractère normal de la distribution des RMSEs a été testé avec un test de Shapiro-Wilk (tests 3x3). Pour chaque paire de valeurs (ME; MC), les différents résultats ont été considérés comme des mesures répétées. Pour chaque ME, l'influence du MC a été testée avec un

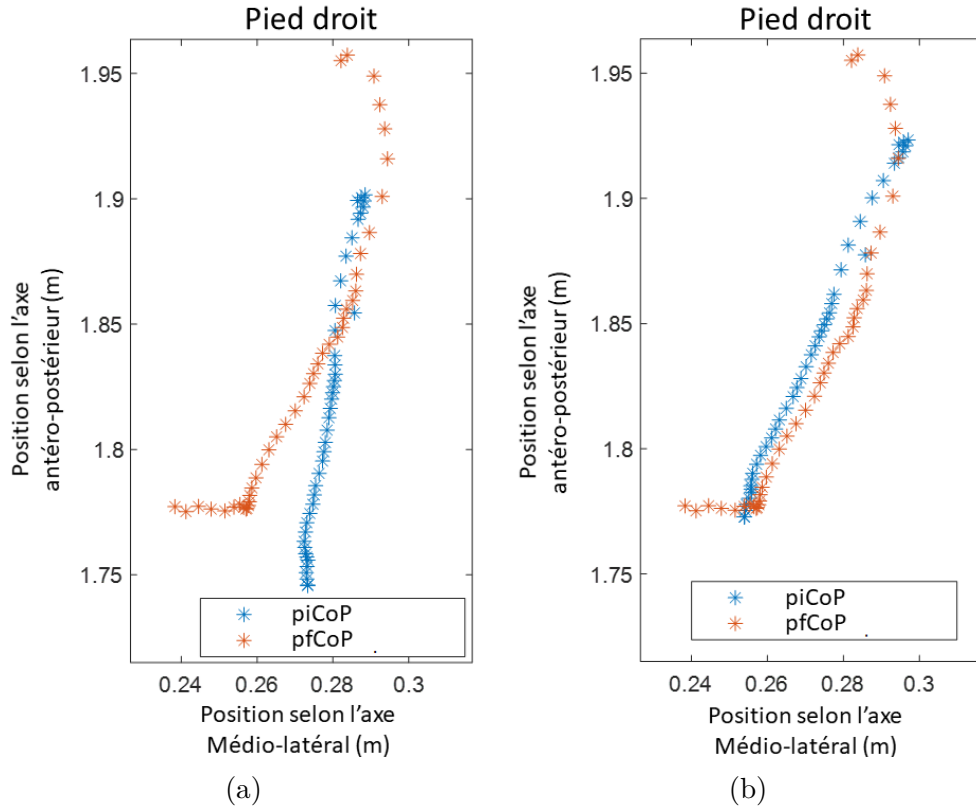


FIGURE 2.6 – Comparaison de la trajectoire du CoP estimée en utilisant la matrice identité comme matrice ${}^fT_{pi}$ (a) et en utilisant la matrice issue de l'étape de calibration ${}^fT_{pi}$ (b) pour un essai de course (pied droit).

test de Friedman. La comparaison par paires a complété l'étude statistique avec un test de Durbin-Conover.

L'influence de l'intensité de la force verticale et l'influence du nombre de cellules de pression activées sur la précision du piCoP ont été étudiés. À chaque instant, l'erreur absolue du piCoP, le piFz et le nombre de cellules activées ont été enregistrés. La dépendance entre l'erreur absolue de la piCoP et le piFz ou le nombre de cellules activées a été étudiée. Pour cette étude, seuls les résultats obtenus en utilisant l'essai étudié comme essai de calibration ont été utilisés.

Les valeurs de piFz ont été regroupées pour correspondre à des intervalles de force de 100 N. Les erreurs absolues de piCoP ont été tracées en fonction des intervalles de force verticale de 100 N. La dépendance entre l'erreur absolue du piCoP et le piFz a été testée avec un test de Friedman. La dépendance entre l'erreur absolue du piCoP et le nombre de cellules activées a été testée avec un test de Friedman.

La corrélation entre piFz et fpFz a été testée avec un test de corrélation de Pearson et un tracé de Bland-Altman (représentation de la différence entre la mesure par plateforme et par semelle selon la moyenne de ces deux mesures). L'erreur moyenne a été calculée. L'intervalle d'erreur excluant les 2,5% d'erreurs les plus négatives et les 2,5% d'erreurs les plus haute a été déterminée (intervalle de confiance à 95% pour une répartition non normale).

Pour chaque séquence de contact, la position minimale et maximale sur l'axe AP et sur l'axe ML du piCoP ont été repérées afin de déterminer l'amplitude de déplacement du CoP selon ces axes.

2.3 Résultats

2.3.1 Estimation de la position du centre de pression : influence du choix de l'essai de calibration

La vitesse de déplacement moyenne était de $3,3 \pm 0,4$ m.s⁻¹ pendant les essais de course avec changement de direction, de $3,9 \pm 0,4$ m.s⁻¹ pendant les essais de course et de $1,6 \pm 0,2$ m.s⁻¹ pendant les essais de marche. L'amplitude du déplacement du piCoP a été évaluée en moyenne à 137 mm le long de l'axe AP et à 50,7 mm le long de l'axe ML pour les essais de course avec changement de direction, à 150 mm le long de l'axe AP et à 24,4 mm le long de l'axe ML pour les essais de course et à 176 mm le long de l'axe AP et à 39,5 mm le long de l'axe ML pour les essais de marche.

Indépendamment de l'erreur quadratique moyenne obtenue en utilisant l'essai étudié comme essai de calibration, la distribution de l'erreur quadratique moyenne est présentée sur la Figure 2.7 pour chaque valeur (ME; MC). Par exemple, pour les essais de course avec changement de direction, la distribution des RMSEs est représentée sur la partie gauche de la Figure 2.7a (RMSE le long de l'axe AP) et dans la Figure 2.7b (RMSE le long de l'axe ML). La couleur des boîtes à moustache correspond au MC.

En considérant toutes les calibrations, la RMSE était de 15 ± 4 mm le long de l'axe AP et de $8,5 \pm 3$ mm le long de l'axe ML pour les essais de course avec changement de direction, de 18 ± 5 mm le long de l'axe AP et de $7,3 \pm 4$ mm le long de l'axe ML pour les essais de course et de 15 ± 6 mm le long de l'axe AP et de $6,6 \pm 3$ mm le long de l'axe ML pour les essais de marche.

Selon un test de Friedman, la différence entre la distribution des RMSEs selon le MC

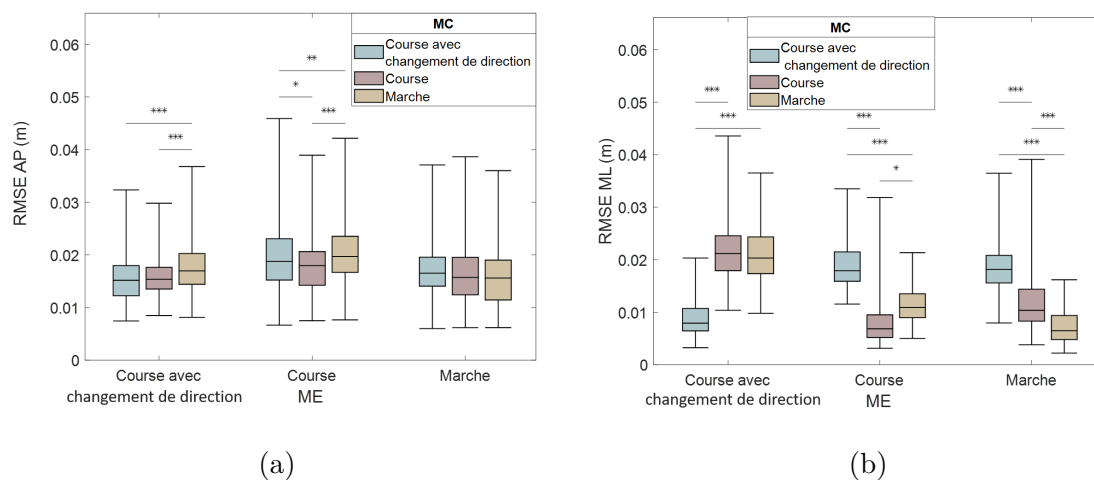


FIGURE 2.7 – RMSE entre le piCoP et le fpCoP selon le MC et le ME : Composante antéro-postérieure (a) et composante médio-latérale (b). La comparaison par paires (Durbin-Conover) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,01$, « * » pour $p < 0,05$.

était statistiquement significative ($p < 0,001$) pour chaque valeur de ME, sauf le long de l'axe AP pour les essais de marche (sur la partie droite de la Figure 2.7a). Le long de l'axe ML, les RMSEs moyennes étaient systématiquement plus faibles lorsque le MC et le ME étaient identiques. Ces comparaisons par paire sont statistiquement significatives selon le test de Durbin-Conover.

2.3.2 Estimation de la position du centre de pression : influence du nombre de cellules de pression impliquées et de l'effort appliqué à la semelle

Pour cette section, seuls les résultats obtenus en utilisant l'essai étudié comme essai de calibration ont été utilisés. La RMSE moyenne de l'estimation de la position du centre de pression par les semelles de pression était de 13 ± 4 mm le long de l'axe AP (9,5% du déplacement moyen de la piCoP le long de l'axe AP) et de $7,4 \pm 3$ mm le long de l'axe ML (14% du déplacement moyen de la piCoP le long de l'axe ML) pour les essais de course avec changement de direction, de 16 ± 5 mm le long de l'axe AP (11%) le long de l'axe AP et de $5,3 \pm 2$ mm (21%) le long de l'axe ML pour les essais de course et 12 ± 3 mm (6,8%) le long de l'axe AP et $4,2 \pm 1$ mm (13%) le long de l'axe ML pour les essais de marche. À chaque instant, l'erreur absolue du piCoP est représentée sur la Figure 2.8 en fonction de piFz (groupée en intervalles de 100 N). Pour chaque intervalle de force, le nombre

moyen de cellules de pression activées est tracé. Le nombre moyen de cellules actives était compris entre 2 (le critère de détection du contact était de détecter au moins 2 cellules actives) et 16 (nombre de cellules sur chaque semelle). Il y a des instants lors desquels toutes les cellules de pression étaient actives. Selon un test de Friedman, la distribution des erreurs absolues du piCoP dépend de manière statistiquement significative du nombre de cellules actives ($p < 0,001$) pour l'axe AP et pour l'axe ML. La précision du piCoP augmente avec le nombre de cellules actives et avec piFz.

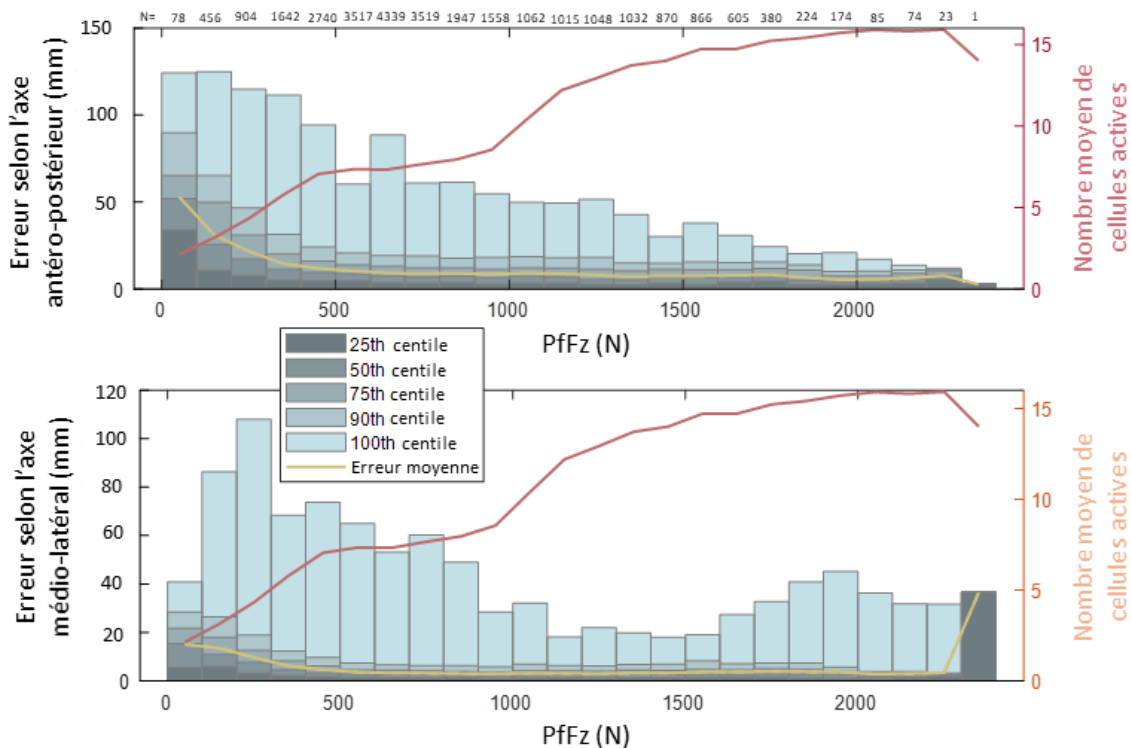


FIGURE 2.8 – Composantes antéro-postérieure et médio-latérale de l'erreur absolue de piCoP en fonction de la force verticale mesurée par les semelles de pression. La force verticale a été groupée pour correspondre à des intervalles de force de 100 N. L'erreur absolue moyenne piCoP est représentée pour chaque intervalle de force verticale (jaune). Le nombre moyen de cellules de pression activées est représenté pour chaque intervalle de force (rouge) sur l'axe de droite le nombre de points de données (N) pour chaque intervalle est indiqué en haut de la fenêtre du graphique.

2.3.3 Estimation de la force verticale

L'estimation de la force verticale par les semelles de pression ne nécessite pas de localisation de la semelle dans l'espace, c'est pourquoi la notion de matrice de calibration

n'intervient pas dans cette section. La méthode mise en œuvre a permis de comparer à 89330 instants piFz et fpFz. Les valeurs de piFz sont comprises entre 0 N et 2330 N. L'erreur moyenne entre piFz et fpFz est de 29 N et l'écart-type est de 151 N.

Le tracé de Bland-Altman, représenté sur la Figure 2.9, compare la mesure issue des deux moyens de mesure (plateforme et semelle de pression). Le taux de corrélation entre piFz et fpFz est de $r^2=0,92$. 95% des valeurs de la différence entre piFz et fpFz est comprise entre -358 N et 268 N.

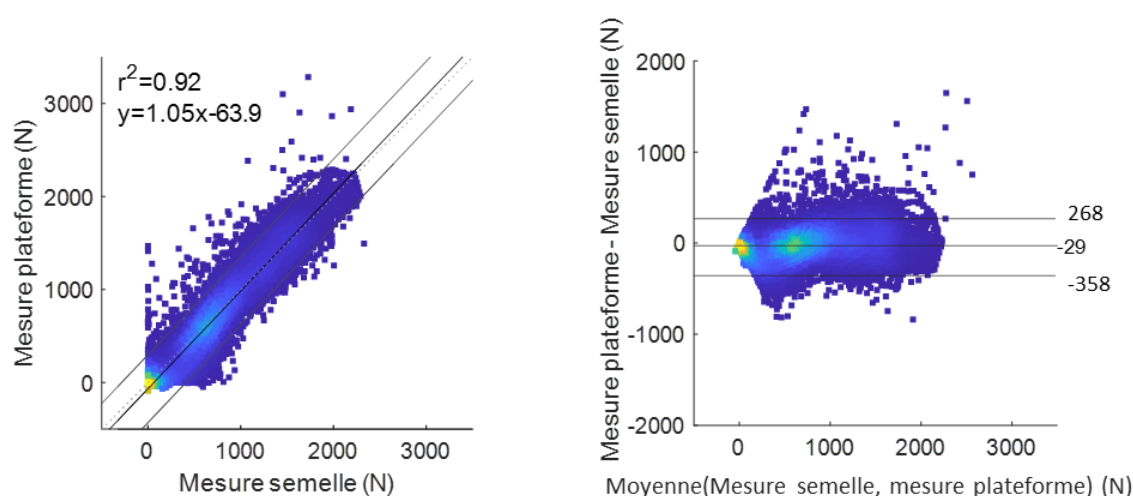


FIGURE 2.9 – Ensemble des mesures de la force verticale. À gauche, la force verticale mesurée par la plateforme de force est représentée en fonction de la force verticale estimée par la semelle de pression. À droite le tracé de Bland-Altman représente pour chaque instant de mesure, la différence entre piFz et fpFz en fonction de la moyenne entre piFz et fpFz. La couleur des graphiques renseigne la densité de points : du jaune au bleu pour les aires de la figure où il y a de la plus faible densité de points à la plus haute.

2.4 Discussion

Les positions du CoP et la force verticale estimées par les semelles de pression Moticon® ont été évaluées lors d'essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La précision des positions du COP dépendait de la force verticale appliquée à la semelle et du nombre de cellules de pression activées ainsi que du choix du mouvement effectué lors de l'essai de calibration. La précision de la force verticale ne dépendait pas de l'effort appliqué sur la semelle.

2.4.1 Précision de la semelle de pression

Le RMSE de l'évaluation du piCoP était comparable à celle de la littérature. En considérant les résultats des essais de marche obtenus en utilisant l'essai étudié comme essai de calibration, la précision de la méthode était similaire à celle d'autres études (CORDERO et al., 2004; DEBBI et al., 2012). Une étude similaire a évalué la RMSE sur la marche à 43 ± 13 mm le long de l'axe AP et à $6,3 \pm 3$ mm le long de l'axe ML (DEBBI et al., 2012). L'étude JÖNSSON et al., 2019 a évalué la RMSE à 12 mm le long de l'axe AP et à 3,9 mm le long de l'axe ML pour des exercices de squat et à 12 mm le long de l'axe AP et à 4,5 mm le long de l'axe ML pour des exercices de presse à cuisse. Les différences des mouvements effectués par les participants et de modèle de semelles (Pedar-X® dans JÖNSSON et al., 2019) peuvent expliquer des résultats plus précis que dans la présente étude, les semelles Moticon® ayant montré une validité plus faible que les semelles Pedar-X® (BARRATT et al., 2021).

Le MC a eu une influence sur la précision de l'estimation du piCoP (Figure 2.7). Les mouvements étudiés présentaient des efforts d'interaction entre le participant et le sol admettant des caractéristiques différentes en termes d'amplitude, d'amplitude de déplacement du CoP selon l'axe AP et selon l'axe ML. L'étude confirme que les déplacements du CoP le long de l'axe ML lors des essais de course avec changement de direction admettent une plus grande amplitude que lors des essais de course et de marche (SANKEY et al., 2020) : 50,7 mm pour les essais de course avec changement de direction, 24,4 mm pour les essais de course et 39,5 mm pour les essais de marche. Les essais de course et de course avec changement de direction étaient plus dynamiques et admettaient une plus grande gamme de valeurs de forces verticales que lors des essais de marche. Par conséquent, il est recommandé dans les protocoles expérimentaux, que le MC et le ME soient similaires afin de maximiser la précision de l'estimation du CoP.

La précision de l'estimation du piCoP augmentait avec le nombre de cellules activées et avec la force verticale appliquée sur la semelle (Figure 2.8). Plus la force verticale appliquée sur la semelle était importante, moins le bruit de la mesure de pression avait d'influence sur l'estimation. Pour des valeurs élevées de la force verticale appliquée sur la semelle, la précision moyenne de l'estimation du piCoP le long de l'axe ML, a augmenté. L'erreur maximale de l'estimation du piCoP le long de l'axe ML est plus élevée sur les intervalles correspondant à un effort vertical supérieur à 1600 N que sur les intervalles correspondant à un effort vertical compris entre 1200 N et 1600 N. Ces valeurs élevées de la force verticale sont apparues pendant les phases d'impact des mouvements dynamiques

(lorsque le pied touche le sol pendant les essais de course avec changement de direction et les essais de course). Ces erreurs peuvent s'expliquer par une déformation importante de la chaussure et de la semelle ou par le fait que le pied glisse à l'intérieur de la chaussure le long de l'axe ML, notamment lors des courses avec changement de direction.

Les mouvements étudiés (course avec changement de direction, course et marche) et la diversité des participants en terme de masse ont entraîné une plus grande gamme de valeurs de force verticale par rapport à une étude précédente (JÖNSSON et al., 2019). Les valeurs les plus élevées dans la présente étude ont été obtenues pendant les mouvements dynamiques (course avec changement de direction et course) par les participants les plus lourds. Cette étude précédente a démontré que la précision du piCoP dépendait de la force verticale appliquée aux semelles. La présente étude étend ce résultat à une plus grande gamme de force verticale (0 N à 2500 N) et aux mouvements étudiés.

La précision de l'estimation de la force verticale a été étudiée pour des valeurs de force verticale comprises entre 0 N et 2330 N. La précision de l'estimation de la force verticale ne dépend pas de la valeur de la force verticale estimée. La corrélation entre le piFz et le fpFz montre que l'information donné par la semelle est bien une image de la force verticale mesurée par la plateforme. En cohérence avec de précédentes études (BARRATT et al., 2021 ; JÖNSSON et al., 2019), les semelles de pression surestimaient la force verticale, ici en moyenne de 29 N.

2.4.2 Perspectives d'utilisation

L'étude a évalué la position du CoP estimée à partir de semelles Moticon[®]. Les valeurs de RMSE obtenues en utilisant l'essai étudié comme essai de calibration peuvent être considérées comme la précision des semelles de pression pour estimer la position du CoP dans le repère de la semelle de pression. Les semelles de pression Moticon[®] peuvent être utilisées pour étudier un déplacement du CoP avec une précision sur ce déplacement de l'ordre de deux centimètres. La précision de l'estimation du piCoP dépend du nombre de cellules de pression actives et de la force verticale appliquée à la semelle. Selon l'application, un nombre de cellules de pression actives ou un seuil de force verticale peuvent être utilisés pour ne pas prendre en compte des données avec une précision plus faible.

Les semelles de pression peuvent être utilisées avec un système optoélectronique pour localiser la position du CoP dans le repère de référence. La méthode de localisation influence les conditions expérimentales et la précision de l'estimation de la position du CoP dans le référentiel global (CHESNIN et al., 2000 ; DEBBI et al., 2012 ; FRADET et al., 2009).

En utilisant un essai de calibration différent de celui étudié, un protocole expérimental en deux phases peut être proposé : une étape de calibration réalisée sur une plateforme de force suivie d'essais réalisés sans limitation à la zone de la plateforme de force. Des études antérieures ont proposé le protocole expérimental suivant : pendant l'étalonnage, la semelle de pression était posée sur les plateformes de force et un opérateur appuyait sur chaque cellule de pression avec un bâton (FRADET et al., 2009) pour localiser la semelle de pression dans le référentiel du pied (ou de la chaussure). Cette méthode ne tenait pas compte des éventuelles déformations de la chaussure liées à la présence du pied dans celle-ci. La précision de cette méthode peut diminuer avec des chaussures souples.

Les RMSEs ont admis des valeurs similaires pour tous les ME. La précision de l'estimation du piCoP ne dépend pas du ME. La semelle de pression Moticon® peut être utilisée pour étudier des essais de course avec changement de direction, de course et de marche avec la même précision ou tout déplacement comprenant ces mouvements.

Les RMSEs relatives au piCoP étaient plus faibles le long de l'axe ML que le long de l'axe AP. Cette étude confirme que l'estimation du piCoP est plus précise le long de l'axe AP (STÖGGL & MARTINER, 2017). L'estimation du piCoP normalisée par le déplacement moyen le long de l'axe AP et le déplacement le long de l'axe ML de la trajectoire du piCoP est plus précise le long de l'axe ML. L'interprétation de la précision des semelles de pression dépend de la perspective d'utilisation. Dans l'optique d'une utilisation pour la visualisation du mouvement du CoP (ELVITIGALA et al., 2019), l'erreur d'estimation du piCoP le long de l'axe ML a plus d'influence que l'erreur d'estimation du piCoP le long de l'axe AP car l'erreur normée par la longueur de la trajectoire du CoP le long de l'axe est plus grande. Dans le cas d'une méthode considérant la position du CoP comme une quantité intermédiaire pour estimer les efforts d'interaction (VAN HULLE et al., 2020), l'erreur d'estimation du piCoP le long de l'axe ML a moins d'influence que l'erreur d'estimation du piCoP le long de l'axe AP car l'erreur absolue est plus faible.

La faible précision de l'estimation de la force verticale ne permet pas d'envisager les semelles de pression comme moyen de mesure de la force verticale à un instant donné. La forte corrélation entre piFz et fpFz invite à utiliser les semelles de pression comme moyen de mesure dégradé de la force verticale : détecter le contact à partir des données de semelles peut être envisagé.

La précision de l'estimation de la position du CoP des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction pourra être comparée à la précision de l'estimation de la position du CoP par des semelles de pression. Cette comparaison permettra d'évaluer l'intérêt d'utiliser la

position estimée du CoP par les semelles de pression comme donnée intermédiaire dans les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction.

2.4.3 Limitations et perspectives

L'influence de la synchronisation doit être pris en compte. Une solution matérielle pour la synchronisation entre les données de mouvement et les données des semelles de pression doit être mise en œuvre pour ne plus constituer une étape de traitement des données.

Les résultats pour les valeurs de forces verticales élevées étaient limités. L'intervalle de force verticale 2300-2400 N ne comportait qu'une seule valeur (Figure 2.8). Dans ce cas, le traitement statistique ne peut être considéré comme représentatif. Une gamme plus large de valeurs de force verticale doit être capturée pour tester les semelles de pression sur toute leur gamme de fonctionnement. Cette plage plus large peut être obtenue lors de mouvements plus dynamiques, tels que des sprints ou des sauts.

Les résultats concernant l'axe ML étaient limités. Les déplacements étudiés ont admis l'axe AP comme direction principale de déplacement. L'amplitude du déplacement du piCoP le long de l'axe AP était plus grande que l'amplitude du déplacement du piCoP le long de l'axe ML pour n'importe quel mouvement. Aucun des déplacements étudiés n'a admis l'axe ML comme direction principale de déplacement.

Cette étude a montré une précision de l'estimation du CoP moindre lorsqu'un petit nombre de cellules étaient activées et lorsqu'une faible force verticale était appliquée. Les instants lors desquels un petit nombre de cellules était activé coïncidaient avec les instants lors desquels la force verticale était faible. D'autres études devraient étudier si la précision de l'estimation du piCoP dépend des phases temporelles des tâches sélectionnées (la précision varie-t-elle lors de la phase d'impact, de décollement du talon, etc.). D'autres expériences devraient inclure des mouvements spécifiques afin d'étudier de manière indépendante l'influence du nombre de cellules activées et de la force verticale appliquée à la semelle de pression sur la précision du piCoP (par exemple, avec un mouvement d'arabesque sur la plante du pied pour étudier les effets sur la précision de valeurs élevées de la force verticale et d'un faible nombre de cellules activées, ou assis avec les pieds à plat sur le sol pour étudier comment de faibles valeurs de la force verticale et un nombre élevé de cellules activées affectent la précision).

La précision du piCoP dépend de la précision de la mesure des semelles et de la précision de la localisation de celle-ci dans le référentiel de référence. L'erreur liée à la localisation des semelles est minimisée en utilisant comme essai de calibration l'essai

étudié, mais elle n'est pas totalement compensée. Les marqueurs placés sur le participant mesurent le mouvement de la chaussure plutôt que le mouvement du pied. Pendant le déroulé du pied sur le sol, la semelle de pression et la chaussure se déforment. La matrice de transformation entre le pied et la semelle a été supposée constante dans le temps et n'a pas pris en compte cette source d'erreur. Une autre source d'erreur provenait du modèle de pied, considéré comme un seul solide rigide. Un modèle de pied à deux solides et l'utilisation de deux matrices de transformation entre le pied et le référentiel de référence devraient être envisagés pour réduire l'erreur de localisation du pied (BRUENING et al., 2012).

Bien que relativement facile à mettre en œuvre, l'utilisation de semelles de pression a nécessité une adaptation du protocole expérimental. Une calibration des semelles a dû être mise en œuvre. L'emploi de celles-ci a introduit un critère d'inclusion à l'étude pour le recrutement des participants (chausser du 38, 39, 42 ou 43). Certains participants ont exprimé une gêne relative au port des semelles à l'issue des expérimentations.

2.5 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a évalué la précision et la pertinence de l'emploi de données estimées au moyen des semelles de pression Moticon[®] lors d'essais de course avec changement de direction, de course et de marche. Les semelles de pression peuvent remplacer les plateformes de force pour mesurer les positions du CoP avec une précision d'environ 15 mm le long de l'axe AP et d'environ 8 mm le long de l'axe ML. Cette précision augmente avec la force verticale appliquée à la semelle de pression et avec le nombre de cellules de pression impliquées. Les semelles de pression ne permettent pas de mesurer précisément la force verticale mais leur usage peut être envisagé pour détecter le contact par exemple.

L'erreur sur l'estimation de la position du CoP dans le référentiel global est issue de l'erreur d'estimation de la position du CoP par la semelle de pression dans son référentiel et l'erreur sur la matrice de transformation entre le référentiel de la semelle vers le référentiel global. Cette étude a évalué une limite supérieure de la précision des semelles de pression dans le référentiel associé aux semelles de pression. La précision de l'estimation de la position du CoP dans un repère de référence dépend de l'essai de calibration utilisé pour la localisation des semelles. Les résultats les plus précis ont été obtenus lorsque le mouvement effectué pendant l'essai de calibration était similaire au mouvement étudié.

Ce chapitre et l'étude qui en est le sujet a suscité un questionnement autour du choix de la modélisation du pied. La position et l'orientation du pied ont été repérées par un unique référentiel. Or la précision du suivi de la position et de l'orientation du pied était un enjeu. Une modélisation en plusieurs solides pourrait être envisagée pour suivre plus précisément la cinématique du pied.

L'évaluation des données de semelles a nécessité de déterminer les instants lors desquels les données de semelles peuvent être comparées aux données issues des plateformes de forces c'est-à-dire lorsque le pied est en contact avec le sol.

CHOIX DE LA MÉTHODE DE DÉTECTION DE CONTACT ET RÉGLAGE DE SES PARAMÈTRES POUR L'ESTIMATION DES EFFORTS D'INTERACTION

Après avoir évalué la précision des données estimées par les semelles de pression, leur intégration dans la méthode d'estimation des efforts d'interaction est envisagée. Une étape de l'estimation des efforts d'interaction consiste à repérer la ou les surfaces de contact du corps avec l'environnement extérieur. La détection de contact permet de détecter où considérer une liaison mécanique et un effort d'interaction. Cette liaison mécanique implique une vitesse relative nulle entre le support et le pied. Cette détection est traditionnellement basée sur la cinématique. Les données estimées avec les semelles de pression donnent des informations sur le contact en 16 points sous chaque pied. Ce chapitre propose donc une méthode de détection du contact basée sur la cinématique et une méthode basée sur les données de semelles. La précision de l'estimation des efforts d'interaction est comparée selon la méthode de détection de contact mise en œuvre.

3.1 Contexte

3.1.1 La détection de contact dans la littérature

Dans le cadre de l'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement, l'étape de détection de contact permet de repérer, à chaque instant, les surfaces de contact du corps avec l'environnement extérieur. Pour déterminer si une surface est en contact on peut :

- tester, à chaque instant, une condition qui, si elle est vérifiée, signifie que la surface est en contact ;
- repérer dans l'ensemble du mouvement des événements qui signalent le début et la fin d'une période lors de laquelle la surface considérée est en contact.

Dans les méthodes d'estimation des efforts d'interaction FLUIT et al., 2014 ; JUNG et al., 2016 ; MULLER et al., 2020a, les surfaces de contact sont discrétisées en un ensemble de points repérés sous les pieds et dont le nombre varie selon l'étude (de 12 à 40 points sous chaque pied). Un point est considéré actif, c'est-à-dire en contact avec le sol, si une condition est vérifiée. La détection de contact est réalisée indépendamment à chaque instant et pour chaque point considéré. Cette approche permet de rendre la méthode indépendante du type de mouvement étudié (les paramètres de la méthode peuvent néanmoins nécessiter un réglage spécifique au mouvement étudié). Ainsi les auteurs évaluent leur méthode d'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement sur divers mouvements du quotidien, des mouvements sportifs et des tâches de manutention. Chacune de leur méthode considère qu'un point, situé sous le pied, est en contact avec le sol dès lors que celui-ci est suffisamment proche du sol et admet une faible vitesse de déplacement. Un point de contact potentiel est considéré comme actif, si sa position verticale est inférieure au seuil de position z_0 (de 0,02 m à 0,04 m selon l'étude) et si la norme de sa vitesse est inférieure au seuil de vitesse v_0 (de 0,8 m.s⁻¹ à 1,3 m.s⁻¹ selon l'étude). Les seuils de position et de vitesse seront par la suite regroupés sous le terme de seuils cinématiques.

Dans FLUIT et al., 2014, les seuils cinématiques ($z_0=0,03$ m et $v_0=0,8$ m.s⁻¹) ont été choisis à l'aide d'une étude préliminaire. Cette étude préliminaire est complétée par une étude de sensibilité sur les essais de marche. Les résultats obtenus en utilisant comme seuil 70%, 100% et 130% de la valeur initiale ont été comparés. Les seuils cinématiques initiaux ont permis d'obtenir les meilleurs estimations d'effort d'interaction en terme de RMSE entre l'effort estimé et l'effort mesuré par des plateformes de force. Dans JUNG et al., 2016 ;

MULLER et al., 2020a, les valeurs des seuils cinématiques ont été définies empiriquement. Les valeurs des seuils sont identiques pour tous les points de contact potentiels alors que la cinématique de chaque point est distincte ; cela constitue une potentielle limite de la méthode. L'utilisation de ces seuils cinématiques n'est envisageable que pour un mouvement effectué sur un sol de niveau constant. Dans DEMESTRE et al., 2022, nous proposons une adaptation de la méthode de détection de contact à des supports mobiles mais cette adaptation nécessite un suivi de trajectoire de la surface de contact : la surface d'expérimentation est alors limitée à la surface dont le mouvement est enregistré. Cette étude ne lève pas la limitation liée à l'usage de seuils.

Le réglage des valeurs des seuils cinématiques utilisés dans ces différentes méthodes peut prendre du temps et nécessite des connaissances en analyse du mouvement (ordre de grandeur des vitesses propres au mouvement, erreurs sur l'estimation des positions selon les données de mouvement), c'est pourquoi les valeurs présentées sont largement utilisées sans individualisation ou adaptation selon la tâche exécutée. Par ailleurs, les méthodes présentées considèrent un modèle de pied en un solide. Un modèle de pied en deux solides permettrait a priori un suivi de la cinématique plus précis et donc une meilleure détection du contact via l'utilisation de seuils cinématiques.

Le repérage d'un événement de début et de fin de contact est adapté à l'étude de déplacements cycliques tels que la marche (GHOUSSAYNI et al., 2004) et la course (MO & CHOW, 2018). La méthode de référence pour repérer ces événements utilise les données de plateformes : pour le contact initial, le premier instant lors duquel l'effort vertical est supérieur à une valeur seuil est repéré et pour la fin du contact, le dernier instant lors duquel l'effort vertical est supérieur à une valeur seuil est repéré (identique ou non à la précédente valeur seuil évoquée). Dans GHOUSSAYNI et al., 2004 et CATALFAMO et al., 2008, les auteurs utilisent comme valeur seuil d'effort vertical 10 N pour l'étude la marche, MO et CHOW, 2018 utilisent la valeur de 25 N pour la course. La valeur du seuil dépend de la précision des plateformes de force utilisées (plus la précision est grande plus le seuil d'effort vertical peut être bas, ce qui limite le nombre de faux positifs, instant lors desquelles ma méthode détecte un contact alors qu'il n'y en a pas).

Le repérage du début et de la fin de contact peut être basé sur la détection d'un motif répété dans différentes données. Dans HANSEN et al., 2002 ; VEEN et al., 2018, les auteurs repèrent un motif répété dans la trajectoire du centre de pression. Dans O'CONNOR et al., 2007 et WILLIAMSON et ANDREWS, 2000, les auteurs repèrent un motif répété dans l'accélération du pied pour déterminer les phases de contact et les événements du cycle

de la marche. Ils estiment l'accélération du pied soit à partir de données de mouvement (O'CONNOR et al., 2007), soit à partir de données de centrales inertielles (WILLIAMSON & ANDREWS, 2000). Dans SALIS et al., 2021, les auteurs repèrent les événements de début et de fin de contact à partir de l'effort estimé par des semelles de pression. Ces différentes méthodes permettent de repérer les séquences de contact mais les méthodes ne sont appliquées qu'à de la marche.

Une méthode de détection de contact basée sur le traitement de données de semelles permet d'envisager des expérimentations hors du laboratoire. Dans CATALFAMO et al., 2008, les auteurs utilisent des données de semelles et proposent d'utiliser comme variable d'intérêt la surface de semelle de pression captant de la pression. Cette étude rappelle que le contact sous le pied peut être considéré non pas comme une grandeur binaire (pied en contact ou non avec le sol) mais comme une variable pouvant admettre plusieurs valeurs. Par exemple, plusieurs points ou zones sous le pied peuvent être considérées et le contact peut être détecté pour chaque point ou surface (les instants de décollement du talon, de pose des orteils par exemple sont caractérisés par un contact partiel du pied avec le sol). La méthode dans CATALFAMO et al., 2008 est caractérisée par une valeur seuil de surface de la semelle de pression mesurant de la pression. La valeur de ce seuil a été déterminée empiriquement et reste donc spécifique au mouvement étudié et au modèle de semelles de pression utilisées : la marche. Les semelles de pression permettent de mesurer l'effort vertical sous le pied et d'envisager des études en dehors du laboratoire.

La détection de contact basée sur la mesure d'un effort extérieur, tel que l'effort vertical sous le pied du participant, permet d'envisager une méthode pour laquelle la valeur du seuil utilisé ne dépend pas du mouvement réalisé, seulement de la précision du moyen de mesure.

Une approche par apprentissage statistique permet d'entraîner un réseau de neurones, par exemple, à estimer les événements correspondant à un début et à une fin de contact. Dans MULLER et al., 2020b, les auteurs détectent un début et une fin de contact entre les mains du participant et une caisse instrumentée. Le réseau de neurones est entraîné à partir de données d'entrée calculées à partir de la position au cours du temps de deux marqueurs placés sur les mains (distance entre ces marqueurs, vitesse et accélération des marqueurs) et d'un repérage manuel sur vidéo de l'instant de prise et de pose de l'objet. Dans OSIS et al., 2016, les auteurs détectent le début et la fin de contact du pied sur le sol lors d'essais de marche et d'essais de course. Les données d'entrée du modèle entraîné sont des données réduites par analyse en composantes principales issues de la cinématique. La

précision de la méthode est évaluée grâce à des données de plateformes en considérant un contact lorsque l'effort vertical mesuré est supérieur à 10 N.

La diversité des méthodes de détection de contact permet de s'adapter au contexte des études dans lesquelles elles sont mises en œuvre, notamment aux données disponibles (une méthode de détection de contact basée sur des données de semelles de pression dans une étude dont les données expérimentales ne comprennent pas de données de semelles de pression est inutile). Les méthodes basées sur une approche statistique nécessitent une phase d'entraînement propre au contexte de l'étude dans laquelle elles sont mises en œuvre. Les méthodes basées sur des seuils souffrent de la nécessité de régler ces seuils selon le contexte de l'étude. Dans un contexte d'estimation de l'effort d'interaction, l'évaluation de la méthode doit être basée sur un critère de précision sur l'effort d'interaction estimé.

3.1.2 Objectif de l'étude

Dans ce chapitre nous proposons de comparer deux méthodes d'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement et de semelles de pression différant par leur méthode de détection de contact. Les performances des méthodes seront évaluées en termes de précision de l'estimation de l'effort d'interaction par comparaison à des données de plateformes de force. Cette étude suppose que l'amélioration de la méthode de détection du contact permet d'améliorer la méthode d'estimation de l'effort d'interaction. La première méthode de détection de contact, est la méthode présentée dans l'étude FLUIT et al., 2014. Cette méthode repose sur l'utilisation de seuils cinématiques : un point sous le pied est considéré en contact avec le sol à partir de critères sur sa cinématique (position et vitesse). La seconde méthode de détection de contact repose sur l'utilisation de semelles de pression : un point est considéré en contact à partir d'un critère sur des données captées par des semelles de pression (pression mesurée par les semelles).

Chaque méthode repose sur l'utilisation de seuils. La méthode à seuils cinématiques utilise un seuil de position et un seuil de vitesse. La méthode basée sur l'usage de semelles de pression, la méthode à seuil de pression, utilise un seuil de pression. Une étude paramétrique a été menée afin de régler les seuils de chacune des deux méthodes de détection de contact puis les deux méthodes ont été comparées.

3.2 Méthode

3.2.1 Données expérimentales

Les données expérimentales utilisées pour cette étude, ainsi que leur pré-traitement, ont été présentés dans la section 2.2.1. Parmi les 630 essais recueillis, 521 essais ont été étudiés : l'ensemble des 45 essais relatifs à un participant qui nécessitaient un pré-traitement supplémentaire dû à un dysfonctionnement des semelles ont été écartés (le dysfonctionnement ne semblait pas concerner les essais utilisés pour le Chapitre 2 mais, le dysfonctionnement étant difficile à repérer, l'ensemble des essais ont ainsi été retiré de la cohorte) ainsi que 64 essais autres pour des causes multiples (occultation de marqueurs, dysfonctionnement ponctuel des semelles de pression, données de plateformes inexploitable du fait du non respect des consignes expérimentales).

3.2.2 Détection du contact

Lors des différentes tâches de déplacement étudiées (course avec changement de direction, course et marche), les efforts d'interaction sont localisés sous les pieds des participants. La surface sous chaque pied est discrétisée en un ensemble de 16 points. Les points sont repérés sur le modèle de pied selon les coordonnées des centres de chaque cellule de pression d'une semelle de pression Moticon[®] : à partir de la documentation du constructeur, la position de chaque centre de cellule de pression a été repérée dans le repère de la semelle et la position des centres des cellules a été exprimée dans le repère du modèle de pied. Pour ce faire, une matrice de transformation entre le repère de la semelle et le repère du pied déterminée dans le Chapitre 2 a été utilisée (pour tous les participants la matrice utilisée est la matrice déterminée sur un essai de course choisi aléatoirement pour le participant admettant la plus grande taille afin d'espérer un placement le plus précis possible des points de contact par rapport au pied). Les points sont situés sous le pied, les participant portaient des chaussures de type « running » (avec des épaisseurs de semelles allant de 0,01 m à 0,03 m. C'est pourquoi la position verticale des points n'atteint jamais de valeur nulle.

Deux méthodes de détection de contact ont été mises en œuvre pour déterminer à chaque instant et pour chaque point de contact si celui-ci est actif, c'est-à-dire en contact avec le sol.

La première méthode de détection de contact est la détection à seuils cinématiques

basée sur la méthode présentée dans FLUIT et al., 2014. Un contact induit une vitesse relative nulle entre le pied et le sol (on suppose qu'il n'y a pas de glissement entre le pied et le sol défini comme un plan), ce qui implique une distance constante et qui peut alors être déterminée (distance minimale entre le point et le sol). Un point est considéré actif si sa distance vis à vis du sol (correspondant à sa position verticale si le sol est horizontal et sa normale donnée par la direction de l'accélération de la pesanteur) est sous une valeur seuil z_0 et si la norme de sa vitesse est sous une valeur seuil v_0 . Afin de régler la valeur de ces seuils cinématiques, une étude paramétrique a été réalisée en comparant les résultats obtenus avec différentes valeurs seuils de position et de vitesse :

- seuil de position z_0 (en m) : 0,01, 0,02, 0,05, 0,1, 0,2 et 1 ;
- seuil de vitesse v_0 (en m.s^{-1}) : 0,5, 0,8, 3, 5 et 10.

On retrouve dans les valeurs seuils utilisées les valeurs proposées par FLUIT et al., 2014 de $z_0=0,05$ m et $v_0=0,8$ m.s^{-1} . La valeur minimale $z_0=0,01$ m pour le seuil de position a été choisie comme valeur correspondant à l'épaisseur minimale des semelles de chaussure. La valeur minimale $v_0=0,5$ m.s^{-1} pour le seuil de vitesse ont été choisies empiriquement comme valeur contraignant fortement la détection du contact. Les valeurs maximales ($z_0=1$ m pour le seuil de position et $v_0=10$ m.s^{-1} pour le seuil de vitesse) ont été choisies pour que la condition d'y être inférieur soit toujours respectée et induise une détection de contact basée sur un seul seuil.

Les positions et les vitesses des points de contact sont calculées à partir des trajectoires des marqueurs et d'un modèle ostéo-articulaire, au cours d'une étape de cinématique inverse. Le corps humain est modélisé par un modèle géométrique représenté sur la Figure 3.1. Il est composé de 19 solides indéformables reliés par 17 articulations correspondant à 43 degrés de libertés. Le choix d'une modélisation du pied en deux parties a été retenu afin d'obtenir un meilleur suivi de la cinématique du pied. Le modèle géométrique est calibré d'après la méthode présentée dans MULLER et al., 2017. La longueur des segments composant le modèle ostéo-articulaire (ou modèle géométrique) est modifiée par rapport à un modèle de référence afin de minimiser l'erreur sur la position des marqueurs reconstruits qui traduit la distance entre la position des marqueurs expérimentaux et la position des marqueurs positionnés sur le modèle. Cette optimisation est réalisé sur un nombre restreint d'instant de capture d'un essai de course choisi aléatoirement pour chaque participant parmi les essais réalisés.

L'étape de cinématique inverse permet de traiter les données de mouvement. La position et l'orientation des segments composant le modèle ostéo-articulaire sont estimés par

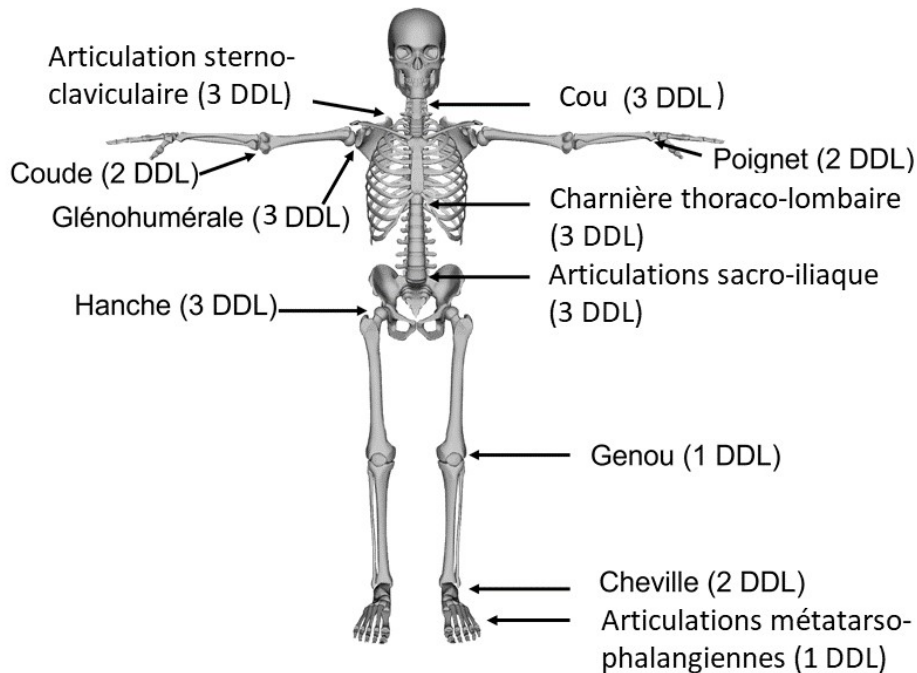


FIGURE 3.1 – Architecture du modèle géométrique utilisé pendant l'étape de cinématique inverse (image créée à partir d'une image libre de droit).

la mise en œuvre d'une optimisation multi-corps (DUMAS et al., 2016 ; LU & O'CONNOR, 1999). À chaque instant, les coordonnées articulaires sont déterminées afin de minimiser au sens des moindres carrés la distance entre la position des marqueurs expérimentaux et la position des marqueurs positionnés sur le modèle. La minimisation a été réalisée à l'aide de l'algorithme de Levenberg-Marquardt (LU & O'CONNOR, 1999). Le choix de l'algorithme a été motivé par un compromis entre la précision et le temps de calcul (LIVET et al., 2022). La position des marqueurs et les coordonnées articulaires sont filtrées avec un filtre passe-bas de Butterworth sans déphasage de phase et à des fréquences de coupure respectives de 10 Hz et 5 Hz. Le choix de la fréquence de coupure est basée sur l'étude SKOGSTAD et al., 2013 qui préconise des valeurs de fréquence de coupure comprises entre 5 Hz et 20 Hz pour l'étude de mouvements humains et sur l'étude MULLER et al., 2020a. À partir des coordonnées articulaires obtenues, la position des points de contact potentiels est calculée à l'aide d'un modèle géométrique direct et leur vitesse est obtenue par dérivée numérique de la position.

La seconde méthode de détection de contact est la détection à seuil de pression. Un effort implique un contact. Un point est donc considéré en contact si la pression captée

en ce point par des semelles de pression Moticon[®] est supérieure à une valeur seuil p_0 . Différentes valeurs de seuils de pression ont été utilisées (en N.cm^{-2}) : 0, 0,25, 1,5, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 11 et 13. Une condition de contact permanent a été aussi considérée pour considérer un effort sans condition de contact. La valeur de $p_0 = 0 \text{ N.cm}^{-2}$ a été choisie pour que la condition soit vérifiée dès qu'une pression non nulle est captée par la semelle, donc dès que la semelle détecte, selon ses critères, un contact. La valeur de $p_0=0,25 \text{ N.cm}^{-2}$ a été choisie car elle correspond à la résolution de la mesure de la semelle.

3.2.3 Estimation de l'effort d'interaction

Pour étudier l'impact du choix de méthode de détection de contact, une méthode d'estimation des efforts d'interaction à approche par optimisation a été développée. Cette méthode se base sur la méthode présentée dans MULLER et al., 2020a (dont la Figure 1.6 schématise la méthodologie générale). La méthode utilise en entrée les données de mouvement, le modèle géométrique et le modèle inertiel spécifiques au participant. Le modèle inertiel est établi à partir de tables anthropométriques issues de DUMAS et al., 2007.

L'étape de cinématique inverse et l'étape de détection de contact ont été détaillées dans le paragraphe précédent.

L'étape de calcul de l'équilibre dynamique permet de déterminer la contrainte exprimant l'équilibre dynamique du participant. Les équations de l'équilibre dynamique sont exprimées au pelvis en utilisant l'algorithme récursif de Newton-Euler.

L'étape de répartition de l'effort global estime l'effort \mathbf{F}_i (vecteur 3×1) sur chaque point de contact actif parmi les $N=32$ points de contact potentiels. Le vecteur d'effort extérieur \mathbf{F} (vecteur $3N \times 1$) correspond à la concaténation des vecteurs \mathbf{F}_i . Dès qu'au moins trois points de contact sont déterminés actifs, une infinité de solutions existe (6 équation, 9 inconnues) ; cette étape permet de choisir une solution, en minimisant une fonction de coût. À chaque instant, une méthode de programmation quadratique séquentielle détermine $\mathbf{F}_i = (F_i^x \ F_i^y \ F_i^z)^\top$ en résolvant le problème de minimisation suivant :

$$\min_{\mathbf{F}} \sum_{i=1}^N \|\mathbf{F}_i\|^2 \quad (3.1)$$

$$\text{tel que } \begin{cases} \text{Équilibre dynamique du corps entier,} \\ \forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, F_i^x < F_{i\max}^x, F_i^y < F_{i\max}^y \text{ et } F_i^z < F_{i\max}^z. \end{cases}$$

Le problème est contraint par l'équilibre dynamique et par l'effort maximal $\mathbf{F}_{i_{\max}} = (F_{i_{\max}}^x \ F_{i_{\max}}^y \ F_{i_{\max}}^z)^\top$ défini comme admissible à chaque point de contact potentiel i . Le vecteur \mathbf{F}_i correspond à l'effort maximal admissible multiplié par un coefficient d'activation α_i , β_i et γ_i (un coefficient pour chaque direction de l'espace) :

$$\mathbf{F}_i = \begin{pmatrix} \alpha_i & 0 & 0 \\ 0 & \beta_i & 0 \\ 0 & 0 & \gamma_i \end{pmatrix} \mathbf{F}_{i_{\max}} \quad (3.2)$$

tel que $\gamma_i \in [0, 1]$ et $(\alpha_i, \beta_i) \in [-1, 1]^2$.

$\mathbf{F}_{i_{\max}}$ est proportionnel au poids du participant (BW). Comme dans l'étude SKALS et al., 2017, un cône de frottement a été considéré. Les coefficients d'activation respectent une approximation de la loi de Coulomb avec un coefficient de frottement $\mu=0,5$. Cette approximation permet de linéariser la contrainte. Avec \mathbf{z} comme normale à la surface de contact, on a :

$$\mathbf{F}_{i_{\max}} = k_i \times \begin{pmatrix} \mu \\ \mu \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (3.3)$$

La valeur de k_i dépend de la détection de contact. Dans la méthode MULLER et al., 2020a :

$$k_i = \begin{cases} 0,4 \times \text{BW} & \text{si le point est actif,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \quad (3.4)$$

Le coefficient 0,4 a été déterminé empiriquement dans l'étude FLUIT et al., 2014 et repris dans MULLER et al., 2020a. La méthode initiale considère une réserve d'effort disponible de 0,4 BW sur les points de contact actifs. Le nombre de point de contact actifs N_{actif} varie en fonction du temps. Un coefficient relatif au nombre de point de contact a été ajouté afin d'avoir une réserve d'effort totale constante au cours d'un essai. Ainsi, on a :

$$k_i = \begin{cases} 0,4 \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times \text{BW} & \text{si le point est actif,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \quad (3.5)$$

Chaque composante de l'effort estimé est filtrée avec le même filtre que celui utilisé pour filtrer les coordonnées articulaires (filtre passe-bas de Butterworth sans déphasage de phase et à une fréquence de coupure de 5 Hz) pour prévenir l'apparition d'artefacts de filtrage (EDWARDS et al., 2017). Les méthodes ont été implémentées sous CusToM (MULLER et al., 2019).

3.2.4 Étude paramétrique

L'effort d'interaction estimé a été comparé à l'effort extérieur mesuré par les plateformes de force. La comparaison de ces données ne peut être envisagée que lorsque le participant évolue sur les plateformes de force avec au maximum un pied en contact sur chaque plateforme. Cette sélection a été réalisée par contrôle visuel comme expliqué dans la section 2.2.3.

À chaque instant et pour chaque pied, l'erreur sur la résultante est définie comme la norme de la différence entre la résultante de l'effort issu de l'estimation \mathbf{F}_{pred} et la résultante de l'effort mesuré par la plateforme de force \mathbf{F}_{pf} :

$$\text{Erreur}_{\text{résultante}} = \|\mathbf{F}_{\text{pf}} - \mathbf{F}_{\text{pred}}\|. \quad (3.6)$$

L'étude de la position du CoP ne peut être envisagée pour chaque pied que lorsque celui-ci est en contact avec la plateforme de force. Un contact entre le pied et la plateforme de force est considéré lorsque la plateforme mesure un effort vertical supérieur à 10 N (CATALFAMO et al., 2008; GHOUSSAYNI et al., 2004; JUNG et al., 2016) (la plateforme de force admet une précision de 0,5% de l'effort mesuré) et que l'effort estimé est supérieur à 10 N. À chaque instant de contact et pour chaque pied, l'erreur sur la position du CoP (d'altitude nulle) est définie comme la distance entre la position du CoP ($CoP_{\text{estimé}}^x, CoP_{\text{estimé}}^y$) estimée et la position du CoP mesurée par la plateforme de force ($CoP_{\text{pf}}^x, CoP_{\text{pf}}^y$) :

$$\text{Erreur}_{\text{CoP}} = \|(CoP_{\text{estimé}}^x, CoP_{\text{estimé}}^y) - (CoP_{\text{pf}}^x, CoP_{\text{pf}}^y)\|. \quad (3.7)$$

Les RMSEs de ces erreurs sont calculées pour chaque essai afin de quantifier l'écart entre les données estimées et les données mesurées par la plateforme de force (REN et al.,

2008). Les RMSEs moyennes sur la résultante et sur la position du CoP sont comparées pour chaque type de mouvement étudié en fonction des valeurs des paramètres de détection de contact utilisés.

Pour les deux méthodes de détection de contact les valeurs des paramètres permettant d'obtenir l'estimation de l'effort extérieur la plus précise sont repérées. Pour chaque type de mouvement étudié et pour chaque type d'erreur, la valeur de RMSE moyenne minimale $RMSE_{min}$ est repérée. Cette valeur est multipliée par un coefficient $k_{seuil} > 1$ et les résultats de RMSEs plus faibles que $k_{seuil} * RMSE_{min}$ sont retenus. La valeur de k_{seuil} est augmentée (de 0,01 en 0,01) jusqu'à ce qu'un jeu de seuils de détection soit commun à chaque type de mouvement et chaque type d'erreur.

3.2.5 Comparaison

Les deux méthodes de détection de contact sont comparées en terme de précision de l'estimation de l'effort d'interaction obtenue avec les paramètres optimaux pour chaque méthode. Pour chaque méthode de détection de contact, la durée moyenne des séquences de contact (durée pendant laquelle au moins un point appartenant au pied est considéré en contact avec le sol) et le nombre moyen de points de contact actifs par phase de contact est calculé. La durée moyenne des séquences lors desquelles les plateformes de force mesurent un effort supérieur à 10 N est calculée.

Le caractère significatif des différences de précision de l'estimation de l'effort d'interaction est testée à l'aide de tests statistiques. La répartition des RMSEs obtenues avec chaque méthode de détection est comparée à l'aide d'un test de Wilcoxon après le rejet de l'hypothèse de répartition normale par un test de Shapiro-Wilk.

3.3 Résultats

3.3.1 Réglage des paramètres de la méthode à seuils cinématiques

Pour chaque type de mouvement et pour chaque jeu de seuils cinématiques la RMSE moyenne obtenue à partir de l'erreur sur la résultante et l'erreur sur la position du CoP est représentée sur la Figure 3.2. La RMSE moyenne est représentée par des cercles dont le rayon est proportionnel à la valeur de RMSE. Les cercles sont positionnés dans une grille : chaque case correspond à un jeu de seuils cinématiques dont l'abscisse correspond

au seuil de position et l'ordonnée au seuil de vitesse. Chaque couleur correspond à un type de mouvement. Une autre représentation plus détaillée des résultats est proposée en Annexe B.

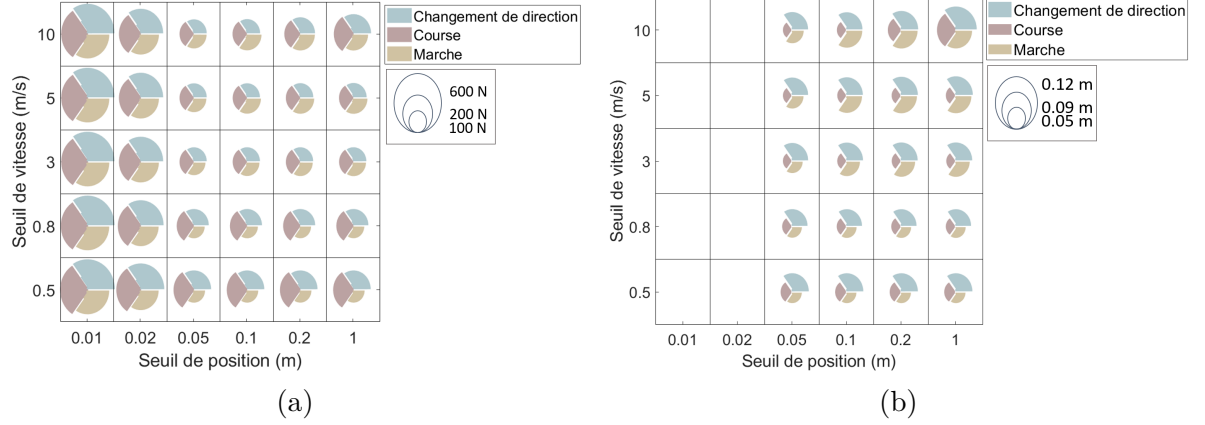


FIGURE 3.2 – Précision de l'estimation de l'effort d'interaction lors des essais de course avec changement de direction (bleu), de course (rose) et de marche (jaune) en fonction des seuils cinématiques utilisés : erreur sur la résultante (a) et erreur sur la position du CoP (b). L'abscisse correspond au seuil de position et l'ordonnée au seuil de vitesse.

Les valeurs de RMSEs moyennes obtenues sur l'ensemble des essais varient selon le jeu de seuils cinématiques retenu. Les valeurs de seuils de position $z_0=0,01$ m et $z_0=0,02$ m entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la résultante systématiquement plus élevées que pour les autres valeurs de seuils, pour l'ensemble des mouvements étudiés (entre 435 N et 642 N pour les essais de course avec changement de direction ; entre 359 N et 584 N pour les essais de course ; entre 273 N et 403 N pour les essais de marche). Pour chaque type de mouvement, l'utilisation des valeurs de seuils de position $z_0=0,01$ m et $z_0=0,02$ m n'a permis de détecter aucun point de contact actif lors d'au moins un essai traité. Les valeurs moyennes de RMSEs sur la position du CoP ne sont donc pas représentées pour ces valeurs de seuils. La valeur de seuil de vitesse $v_0=0,5$ m.s⁻¹ entraîne des valeurs moyennes de RMSEs sur la résultante systématiquement plus élevées que pour toutes les autres valeurs de seuils pour les essais de course (entre 311 N et 584 N). La suite de la présentation des résultats exclut les résultats issus de l'utilisation de chacune de ces valeurs seuils ($z_0=0,01$ m et $z_0=0,02$ m pour l'ensemble des mouvement et $v_0=0,5$ m.s⁻¹ pour les essais de course).

La valeur de seuil de position $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse $v_0=3$ m.s⁻¹ entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la résultante systématiquement plus faibles

que pour les autres valeurs de seuils pour les essais de course avec changement de direction (entre 139 N et 251 N avec $z_0=0,05$ m et 140 N avec $v_0=3$ m.s⁻¹) et de course (entre 147 N et 217 N avec $z_0=0,05$ m et 148 N avec $v_0 = 3$ m.s⁻¹). La valeur de seuil de position $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse $v_0=0,8$ m.s⁻¹ entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la résultante systématiquement plus faibles que pour les autres valeurs de seuils pour les essais de marche (entre 98 N et 136 N avec $z_0=0,05$ m et entre 97 N et 98 N avec $v_0=0,8$ m.s⁻¹).

La valeur de seuil de position $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse $v_0=0,8$ m.s⁻¹ entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la position du CoP systématiquement plus faibles que pour les autres valeurs seuils pour les essais de course avec changement de direction (entre 0,090 m et 0,098 m avec $z_0=0,05$ m et 0,090 m avec $v_0=0,8$ m.s⁻¹). La valeur de seuil de position $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse $v_0=3$ m.s⁻¹ entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la position du CoP systématiquement plus faibles que pour les autres valeurs de seuils pour les essais de course (entre 0,048 m et 0,052 m avec $z_0=0,05$ m et entre 0,048 m et 0,049 m avec $v_0=3$ m.s⁻¹). La valeur de seuil de position $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse $v_0=0,5$ m.s⁻¹ entraînent des valeurs moyennes de RMSEs sur la position du CoP systématiquement plus faibles que pour les autres valeurs de seuils pour les essais de marche (entre 0,057 m et 0,067 m avec $z_0=0,05$ m et 0,057 m avec $v_0=0,5$ m.s⁻¹).

La valeur de $RMSE_{min}$ dépend du type d'essai (course avec changement de direction, course et marche) et du type d'erreur (erreur sur la résultante et erreur sur la position du CoP). À partir de ces résultats la valeur de seuil de position optimale retenue est $z_0=0,05$ m et la valeur de seuil de vitesse optimale est $v_0=3$ m.s⁻¹ avec $k_{seuil}=1,17$.

3.3.2 Réglage des paramètres de la méthode à seuils de pression

Pour chaque type de mouvement et pour chaque seuil de pression la RMSE moyenne obtenue à partir de l'erreur sur la résultante et sur la position du CoP est représentée sur la Figure 3.3. Chaque couleur correspond à un type de mouvement.

L'évolution des RMSEs moyennes obtenues à partir des essais de course avec changement de direction et des RMSEs moyennes obtenues à partir des essais de course admettent les mêmes tendances et des valeurs proches : la RMSE moyenne sur la résultante évolue entre 147 N et 165 N pour un seuil de pression entre $p_0=0$ N.cm⁻² et $p_0=11$ N.cm⁻² ; la RMSE moyenne sur la position du CoP évolue entre 0,032 m et 0,058 m pour un seuil de pression entre $p_0=0$ N.cm⁻² et $p_0=13$ N.cm⁻². Les valeurs moyennes les plus hautes

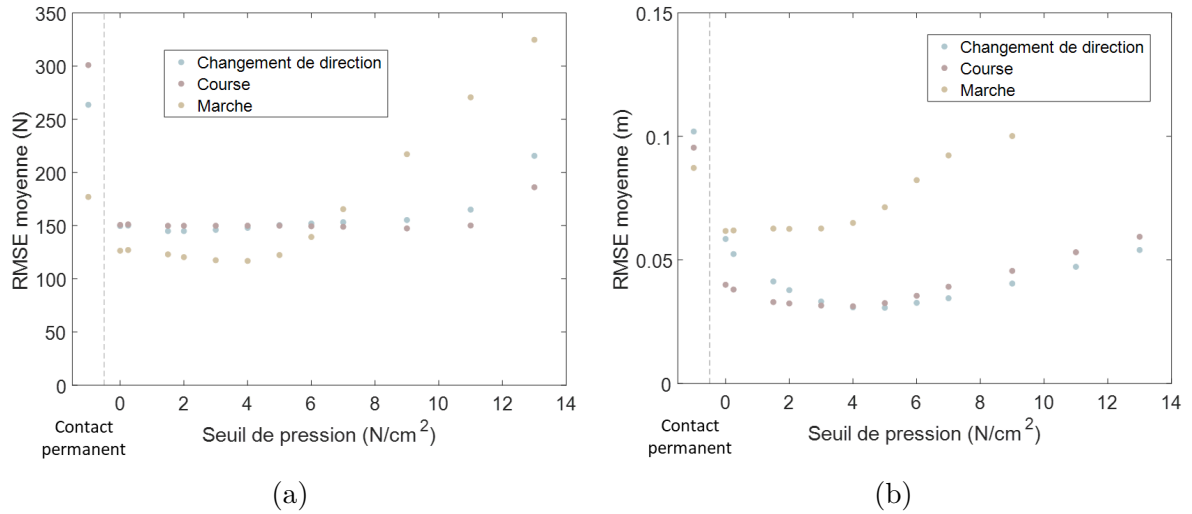


FIGURE 3.3 – Précision de l’estimation de l’effort d’interaction en fonction du seuil de pression utilisé : l’erreur sur la résultante (a) et l’erreur sur la position du CoP (b).

de RMSEs sont obtenues en autorisant un effort sans condition de détection de contact (ou en considérant un contact permanent) (264 N et 0,102 m pour les essais de course avec changement de direction, 264 N et 0,095 m pour les essais de course). Les valeurs moyennes les plus faibles de RMSEs sur les résultantes sont obtenues pour un seuil de pression de $p_0=2 N.cm^{-2}$ pour les essais de course avec changement de direction (145 N) et $p_0=9 N.cm^{-2}$ pour les essais de course (147 N). Les valeurs moyennes les plus faibles de RMSEs sur la position du CoP sont obtenues pour un seuil de pression de $p_0=5 N.cm^{-2}$ pour les essais de course avec changement de direction (0,031 m) et $p_0=4 N.cm^{-2}$ pour les essais de course (0,031 m).

Les valeurs moyennes de RMSEs obtenues sur l’ensemble des essais varient selon le seuil de pression retenu. La RMSE moyenne sur la résultante obtenues à partir des essais de marche évolue faiblement (entre 117 N et 127 N) pour un seuil de pression entre $p_0=0 N/cm^2$ et $p_0=5 N/cm^2$; la RMSE moyenne sur la position du CoP évolue entre 0,062 m et 0,065 m pour un seuil de pression entre $p_0=0 N/cm^2$ et $p_0=4 N/cm^2$. Pour des valeurs de seuil de pression supérieures, les valeurs moyennes de RMSEs croissent avec la valeur du seuil de pression. La RMSE moyenne sur la position du CoP n’est pas représentée pour les seuils de pression $p_0=11 N/cm^2$ et $p_0=13 N/cm^2$ car lors du traitement de certains essais, ces seuils n’ont pas permis de détecter au moins un point de contact actif au cours de l’essai. Les valeurs de RMSEs moyennes les plus faibles (117 N et 0,061 m) sont obtenues pour un seuil de pression de $p_0=4 N/cm^2$ (résultante)

et $p_0=0$ N/cm² (position du CoP).

À partir de ces résultats la valeur seuil de pression optimale retenu est $p_0=4$ N.cm⁻² avec $k_{seuil}=1,06$.

3.3.3 Comparaison des résultats obtenus selon la méthode de détection de contact utilisée

Les durées moyennes de contact et le nombre moyen de points de contact actifs lors d'un contact sont répertoriés dans le Tableau 3.1 en fonction du type de mouvement. La durée de contact varie selon le type de mouvement étudié et selon la méthode de détection de contact utilisée. La durée moyenne de contact pour l'étude de la marche est plus longue que pour l'étude de la course avec changement de direction et de la course. Le nombre moyen de points de contact actifs lors d'une phase de contact est plus élevé avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques qu'avec la méthode à seuil de pression.

TABLEAU 3.1 – Durée des phases de contact et nombre moyen de points de contact actifs pendant une phase de contact selon la méthode de détection de contact et selon le type de mouvement étudié.

	Durée de contact (s)			Nombre moyen de point de contact actif	
	Seuil cinématiques	Seuil de pression	Plateforme	Seuil cinématiques	Seuil de pression
Changement de direction	0,28 ± 0,04	0,27 ± 0,04	0,28 ± 0,04	10,6 ± 1	8,1 ± 0,7
Course	0,25 ± 0,03	0,24 ± 0,03	0,24 ± 0,03	10,8 ± 1	8,5 ± 0,8
Marche	0,50 ± 0,06	0,48 ± 0,01	0,43 ± 0,03	11,4 ± 1	5,0 ± 0,7

Le nombre de points de contact actifs au cours d'un essai de marche est représenté sur la Figure 3.4. En rouge est représenté le nombre de points de contact détectés actifs par la méthode à seuils cinématiques et en bleu par la méthode à seuil de pression.

L'erreur sur la résultante et l'erreur sur la position du CoP obtenue pour chaque mouvement et avec chaque méthode de détection de contact est résumée dans le Tableau 3.2.

L'effort d'interaction a été estimé pour chaque essai en utilisant chaque méthode de détection de contact avec les valeurs optimales de paramètres. Composante par composante, l'effort estimé a été comparé à l'effort mesuré par les plateformes de force pour permettre une comparaison à la littérature. Les RMSEs entre l'effort estimé et l'effort

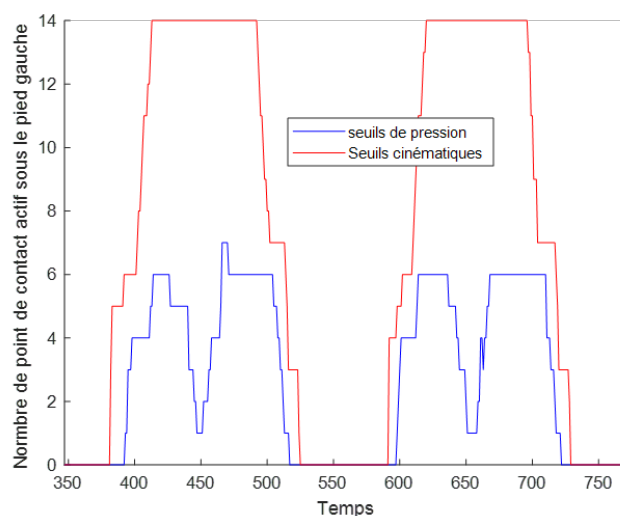


FIGURE 3.4 – Exemple de détection de contact au cours d’un essai de marche sous le pied gauche du participant avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques (rouge) et à seuil de pression (bleu).

TABLEAU 3.2 – Erreur sur la résultante et erreur sur la position du CoP pour chaque mouvement et chaque méthode de détection de contact. Pour chaque méthode de détection de contact, les paramètres issus de l’étape de réglage des paramètres ont été utilisés.

Méthode de détection	Changement de direction		Course		Marche	
Seuils cinématiques ($z_0=0,05$ m et $v_0=3$ m.s ⁻¹)	0,094 m	147 N	0,048 m	144 N	0,062 m	113 N
Seuils de pression ($p_0=4$ N.cm ⁻²)	0,031 m	148 N	0,031 m	150 N	0,065 m	117 N

mesuré par les plateformes de force sont représentées sur la Figure 3.5 (les moments sont exprimés à l’origine des plateformes). Selon un test de Wilcoxon, la différence entre la distribution des RMSEs obtenues selon la méthode de détection de contact utilisée était statistiquement significative sauf pour la composante verticale de l’effort d’interaction avec des essais de course. Les RMSEs selon l’axe medio-latéral sont plus faibles en utilisant la méthode à seuil de pression pour tous les mouvements étudiés. Les RMSEs selon l’axe antero-postérieur sont plus faibles en utilisant la méthode à seuils cinématiques pour tous les mouvements étudiés.

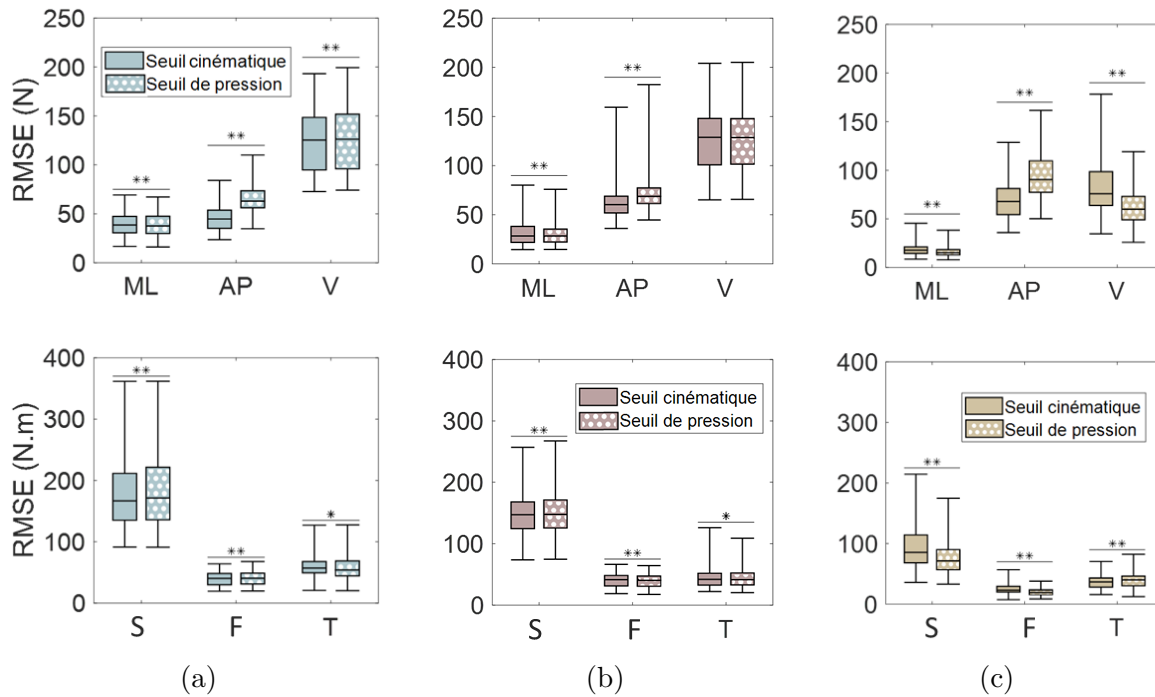


FIGURE 3.5 – RMSE entre l’effort d’interaction estimé et l’effort d’interaction mesuré par les plateformes de force selon la méthode de détection de contact utilisée pour les essais de course avec changement de direction (a) de course (b) et de marche (c). La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond à la méthode de détection de contact (unis ou à pois). La RMSE selon chaque composante de l’effort d’interaction est représentée : la résultante selon l’axe médio-lateral (ML), selon l’axe antéro-postérieur (AP), selon l’axe vertical (V) et le moment d’axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « ** » pour $p < 0,001$ et « * » pour $p < 0,01$.

3.4 Discussion

La méthode de détection de contact à seuils cinématiques et la méthode de détection de contact à seuil de pression ont été comparées sur des essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La précision de l’estimation de l’effort d’interaction dépend du choix de la méthode de détection de contact et du choix du ou des seuils associés à cette méthode.

3.4.1 Détection du contact

Les valeurs optimales de seuils pour détecter le contact avec la méthode à seuils cinématiques lors d’essais de marche sont en accord avec la littérature. Dans JUNG et al., 2016,

les auteurs proposent comme valeurs de seuils cinématiques $z_0=0,05$ m et $v_0=1$ m.s⁻¹ (la valeur utilisée dans notre étude la plus proche de cette valeur est $v_0=0,8$ m.s⁻¹). Dans l'étude FLUIT et al., 2014, les auteurs proposent comme valeurs de seuils cinématiques $z_0=0,05$ m et $v_0=0,8$ m.s⁻¹. Ces valeurs seuils entraînent des valeurs de RMSEs moyennes sur la résultante systématiquement plus faibles que pour les autres valeurs de seuils cinématiques sur les essais de marche. Dans FLUIT et al., 2014, les auteurs utilisent ce jeu de paramètres pour un ensemble de mouvements liés au sport. Dans JUNG et al., 2016, les auteurs utilisent ces valeurs pour des essais de marche et de course. Les valeurs optimales de seuils cinématiques déterminés dans l'étude pour détecter le contact lors d'essais de course avec changement de direction, de course et de marche diffèrent des valeurs utilisées dans FLUIT et al., 2014 et JUNG et al., 2016 : $z_0=0,05$ m et $v_0=3$ m.s⁻¹. Les mouvements de course avec changement de direction et de course sont plus dynamiques que la marche (la norme de la résultante de l'effort d'interaction est significativement plus importante que la norme de la résultante de l'effort correspondant à l'action de la pesanteur) ; la valeur optimale du seuil de vitesse pour ces mouvements est plus élevée que la valeur optimale du seuil de vitesse pour la marche.

Pour les mouvements de course avec changement de direction et de course, et pour chaque méthode de détection de contact, le nombre moyen de points de contact actifs pendant une phase de contact est compris entre 0 et 16 points (Tableau 3.1). Lors de ces mouvements, le participant n'a jamais plus qu'un pied (au maximum 16 points) en contact avec le sol.

La durée moyenne de contact pour la marche est inférieure à certains résultats de la littérature. Dans GHOUSSAYNI et al., 2004, les auteurs estiment des durées de contact pendant des essais de marche effectués lentement ou rapidement et avec ou sans chaussures. Nous comparons nos résultats obtenus avec les résultats obtenus dans GHOUSSAYNI et al., 2004 avec des participants portant des chaussures et avec une méthode de détection de contact reposant sur un seuil d'effort vertical mesuré par des plateformes de force. Dans GHOUSSAYNI et al., 2004, les auteurs estiment la durée des cycles de marche entre 65 et 76 instants de captures (avec une fréquence d'acquisition de 60 Hz). Seulement entre 64% et 79% de ces cycles sont des phases de contact (somme des phases entre plusieurs événements : depuis la pose du talon jusqu'à la pose des orteils, depuis la pose des orteils jusqu'au décollement du talon et depuis le décollement du talon jusqu'au décollement des orteils). La durée des phases de contact est alors estimée entre 0,69 s et 1,00 s. Notre étude estime la durée des phases de contact pour la marche à 0,5 s. La différence de du-

rée de contact s'explique par la différence de vitesse de déplacement entre $1,39 \text{ m.s}^{-1}$ et $1,05 \text{ m.s}^{-1}$ dans GHOUSSAYNI et al., 2004 et en moyenne de $1,6 \text{ m.s}^{-1}$ dans notre étude (Chapitre 2). Dans notre étude nous avons découpé nos essais pour enlever la phase de double appuis à la fin et/ou au début du cycle de marche si celle-ci était réalisée avec les deux pieds sur la même plateforme. La durée de certaines phases de contact ne correspond donc pas à des phases de contact complètes et ne peuvent pas être interprétées comme telles mais uniquement comparées selon la méthode de détection de contact. Dans GHOUSSAYNI et al., 2004, les auteurs étudient des cycles complets de marche. La durée moyenne de contact pour la course ($0,25 \text{ s}$ avec la détection à seuils cinématiques et $0,24 \text{ s}$ avec la détection à seuil de pression) est comparable aux durées estimées dans MO et CHOW, 2018 : les auteurs estiment la durée moyenne des phases de contact lors de l'étude d'essais de course à $0,25 \text{ s}$ à l'aide d'une méthode de détection de contact à seuil sur l'effort vertical mesuré par une plateforme de force.

La course avec changement de direction et la course sont des mouvements plus rapides en terme de vitesse de déplacement que la marche, les durées de contact sont plus faibles.

Dans CATALFAMO et al., 2008, les auteurs décrivent une différence significative entre leurs résultats obtenus à partir de données de semelles et à partir de l'utilisation de seuils cinématiques pour le repérage d'événements lors d'essais de marche (contact initial et décollement du pied). Dans nos résultats la durée moyenne de contact ne diffère pas significativement selon le mode de détection de contact. Cette différence de résultats peut s'expliquer par la différence de traitement des données de semelles : dans CATALFAMO et al., 2008, les auteurs exploitent le nombre de cellules de pression actives dans la semelle de pression pour détecter le contact.

Avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques le nombre moyen de points de contact actifs est plus important pour les essais de marche que pour les essais de course avec changement de direction et de course (Tableau 3.2.2). La tendance est inverse avec la méthode de détection à seuil de pression. La marche est caractérisée par un déroulé du pied sur le sol que la méthode de détection à seuils cinématiques ne permet pas de repérer comparativement à la méthode à seuil de pression qui mesure un nombre variable de points de contact au cours du mouvement. Les méthodes de détection de contact permettent de repérer les mêmes instants de contact mais la méthode à seuils cinématiques repère le contact sur l'ensemble du pied, de manière plus globale que la méthode à seuil de pression qui repère le contact de manière plus locale au niveau de chaque point de contact. Ce phénomène est visible sur la Figure 3.4 où l'on observe pour

la méthode de détection de contact à seuils cinématiques une alternance de deux phases : une phase avec zéro point de contact détecté actif, et une phase où l'ensemble des points sous le pied sont détectés actifs. Pour la méthode de détection de contact à seuil de pression, une phase avec zéro point de contact et une phase avec un nombre fluctuant de points de contact détectés actifs sont observées.

3.4.2 Précision de l'estimation de l'effort d'interaction

Le choix des paramètres dans les deux méthodes de détection de contact a eu un impact sur la précision de l'estimation de l'effort d'interaction. La précision de l'estimation de l'effort d'interaction est dégradée lorsque les seuils de détection implique de ne pas détecter certains instants de contact (Figure 3.2), par exemple avec $z_0=0,01$ m et $v_0=0,5$ m.s⁻¹. L'absence de détection du contact entraîne l'estimation d'un effort d'interaction nul et donc une erreur lorsqu'en réalité le pied est en contact avec le sol et qu'un effort s'y exerce. La précision de l'estimation de l'effort d'interaction est dégradée lorsque les seuils de détection permettent une détection permanente du contact (Figure 3.3). Le calcul de l'effort global admet une erreur, des résidus dynamiques, due à des erreurs dans le calcul des quantités d'accélération à l'étape de dynamique inverse. Le respect de l'équilibre dynamique nécessite alors de considérer un effort d'interaction égal à l'opposé de cette erreur ramenée au pelvis où est exprimé cet équilibre. Si un contact est détecté, les résidus dynamiques sont donc à l'origine d'un effort estimé non nul sous les pieds alors qu'en réalité cet effort est nul. Améliorer la détection du contact améliore la précision de la méthode d'estimation de l'effort d'interaction.

En considérant uniquement les résultats obtenus en utilisant les valeurs optimales de seuils pour chaque méthode de détection, nos résultats sont comparables aux résultats issus d'études similaires (FLUIT et al., 2014; JUNG et al., 2016; MULLER et al., 2020a). Les RMSEs obtenues ont été normées par la masse des participants afin d'être comparées à la littérature dans le Tableau 3.3. Les RMSEs sur les résultantes obtenues avec notre étude sont plus élevées que dans MULLER et al., 2020a. Cette différence peut être liée à la différence de mouvement étudié : les mouvements de notre étude sont plus dynamiques que les mouvements dans MULLER et al., 2020a, des tâches de manutention. Dans JUNG et al., 2016, les auteurs étudient des déplacements à plusieurs vitesses, nous avons comparé nos résultats obtenus lors des essais de courses avec ceux dans JUNG et al., 2016 obtenus pour des déplacements à une vitesse de 3 m.s⁻¹ ; nous avons comparé nos résultats lors des essais de marche avec ceux obtenus pour un déplacement à 1,4 m.s⁻¹. Pour les essais de course,

TABLEAU 3.3 – Tableau comparatif des RMSEs normées par le poids des participants entre les efforts estimées et les efforts mesurées par les plateformes de force selon différentes études.

Référence	Mouvement	V (N/kg)	AP (N/kg)	ML (N/kg)
Étude présentée Seuils cinématiques	Changement de direction	1,79	0,67	0,57
	Course	1,82	0,88	0,46
	Marche	1,15	0,98	0,26
Étude présentée Seuil de pression	Changement de direction	1,80	0,94	0,55
	Course	1,81	1,02	0,44
	Marche	0,88	1,34	0,23
FLUIT et al., 2014	Marche	0,68	0,30	0,19
	Squat et monté de marche	0,70	0,24	0,29
JUNG et al., 2016	Marche	0,94	0,42	0,17
	Course	2,45	0,69	0,19
MULLER et al., 2020a	Tache de manutention	0,51	0,22	0,19

les RMSEs moyennes obtenues lors de notre étude selon la composante verticale (avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques et celle à seuil de pression) sont inférieures à la RMSE moyenne présentée dans JUNG et al., 2016 selon cette composante. Les RMSEs obtenues dans notre étude selon les autres composantes sont supérieures aux résultats dans JUNG et al., 2016. Pour la marche, la RMSE moyenne obtenue selon la composante verticale avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques est supérieure à la RMSE analogue présentée dans JUNG et al., 2016 ; la RMSE moyenne obtenue avec la méthode à seuil de pression est inférieure. Dans JUNG et al., 2016 l'erreur entre la position du CoP estimé et la position du CoP mesurée par les plateformes de force est étudiée : pour les essais de course, les auteurs estiment la RMSE moyenne à 0,025 m selon l'axe antéro-postérieur et à 0,009 m selon l'axe médio-latéral ; pour les essais de marche, les auteurs estiment la RMSE moyenne à 0,023 m selon l'axe antéro-postérieur et à 0,009 m selon l'axe médio-latéral. Les RMSEs sur l'erreur de la position du CoP sont supérieures aux valeurs présentées dans JUNG et al., 2016 : pour les essais de course 0,048 m avec la méthode de détection de contact à seuils cinématiques et 0,032 m avec celle à seuil de pression ; pour les essais de marche 0,061 m avec la méthode à seuils cinématiques et 0,063 m avec celle à seuil de pression. Cette différence de résultats peut s'expliquer par des conditions expérimentales différentes : dans l'étude JUNG et al., 2016 les participants se déplaçaient sur un tapis de course ce qui doit affecter la longueur des trajectoires du

CoP selon chaque axe. Les RMSES issues de FLUIT et al., 2014 sont systématiquement inférieures aux RMSEs obtenues dans notre étude. Notre étude ne comprend pas de tâches comparables aux tâches de squat et de montée de marche.

Pour les essais de course avec changement de direction et de course, la RMSE sur la composante verticale de la résultante de l'effort d'interaction est supérieure aux RMSEs selon les autres composantes. La composante verticale de la résultante de l'effort d'interaction est plus grande en terme d'amplitude que les composantes médio-latérales et antéro-postérieures.

Une méthode de détection de contact ne permet pas d'obtenir systématiquement de meilleurs résultats sur toutes les composantes de l'effort d'interaction. La méthode de détection de contact à seuil de pression contraint plus fortement le problème de minimisation que la méthode à seuils cinématiques en détectant systématiquement moins de points de contact lors des phases de contact. Ce phénomène n'a pas un impact significatif sur la précision de la méthode en terme de RMSE selon chaque composante. L'erreur sur la position du CoP est moins importante pour tous les mouvements avec la méthodes de détection de contact à seuil de pression. Améliorer la détection du contact au niveau local, en utilisant des données de semelles, améliore la précision de l'estimation de la position du CoP.

3.4.3 Perspective d'utilisation

Les seuils cinématiques $z_0=0,05$ m et $v_0=3$ m.s⁻¹ constituent le meilleur compromis (parmi l'ensemble des valeurs envisagées dans cette étude et en terme de précision de l'estimation de l'effort d'interaction) pour détecter le contact lors d'essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La recherche de valeurs optimales de seuils cinématiques communes à l'ensemble des mouvements étudiés a nécessité de dégrader la précision de l'estimation de l'effort d'interaction par rapport à la valeur minimale obtenue avec un autre jeu de valeur de seuils cinématiques (pour les essais de marche la RMSE sur la résultante ainsi obtenue est supérieure à sa valeur minimale de 13%). Un seuil de position de $z_0=0,05$ m et un seuil de vitesse supérieur à $v_0=3$ m.s⁻¹ ainsi qu'un seuil de position supérieur à $z_0=0,05$ m et un seuil de vitesse de $v_0=3$ m.s⁻¹ permettent d'obtenir une précision d'estimation de l'erreur d'interaction comparable à la précision obtenue avec le jeu de paramètres $z_0=0,05$ m et $v_0=3$ m.s⁻¹. La détection de contact à seuils cinématiques peut être envisagée en utilisant qu'un des deux seuils utilisés lors de cette étude : soit le seuil de position, soit le seuil de vitesse. Ce résultat permet d'envisager

d'autres conditions expérimentales pour détecter le contact, basée sur d'autres technologies. Par exemple, l'usage d'une IMU permet de mesurer l'accélération du pied au cours du temps et, par intégration, la vitesse du pied. L'usage d'un unique seuil sur la vitesse du pied peut être envisagé pour détecter le contact. Des capteurs de distance entre le pied et le sol existent (présentés dans 1.2); l'usage d'un unique seuil sur la position du pied peut être envisagé pour détecter le contact.

Le seuil de pression $p_0=4 \text{ N.cm}^{-2}$ constitue le meilleur compromis (parmi l'ensemble des valeurs envisagées dans cette étude) pour détecter le contact lors d'essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La recherche d'un seuil de pression commun a nécessité de dégrader la précision de l'estimation de l'effort d'interaction par rapport à la valeur minimale obtenue avec une autre valeur seuil : $k_{seuil}=1,06$. La faible valeur de $k_{seuil}=1,06$ invite à utiliser un seuil de pression commun pour l'ensemble des mouvements étudiés. Les semelles de pression permettent de détecter le contact pour différents types de mouvements. L'utilisation d'un unique seuil permet d'envisager d'étudier des essais comprenant différents types de mouvements.

Le réglage des paramètres liés aux méthodes de détection de contact nous a permis de réduire l'impact de l'erreur liée à l'étape de détection de contact sur l'erreur de l'estimation de l'effort d'interaction. L'étude de l'impact du choix de la méthode de détection de contact a permis d'avoir une mesure de cet impact.

La méthode de détection de contact n'a pas d'influence claire sur la précision, composante par composante, de l'effort d'interaction mais a une influence sur la précision de l'estimation de la position du CoP. L'utilisation des données de semelles pour détecter le contact permet de détecter au cours du mouvement sur quelles zones sous le pied il y a contact. Ainsi l'erreur sur l'estimation de la position du CoP est plus faible qu'avec une méthode à seuils cinématiques. L'estimation de la position du CoP est moins précise avec une méthode d'estimation de l'effort d'interaction que sa mesure avec des semelles de pression (Chapitre 2).

L'usage de semelles de pression présente un intérêt pour les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction car le paramètre de détection ne dépend pas du mouvement effectué. L'estimation de l'effort d'interaction avec semelles de pression peut être mis en œuvre sur des sols mobiles, de hauteurs différentes au cours d'un essai (pour étudier de la montée de marches par exemple).

3.4.4 Limites et perspectives

La valeur de seuil de vitesse $v_0=0,5 \text{ m.s}^{-1}$ a été envisagée pour contraindre la détection de contact. Cette valeur a permis de détecter le contact lors d'essais de marche. L'ajout d'une valeur inférieure peut être envisagé afin de déterminer si avec un seuil de vitesse ne permettant pas de détecter le contact lors d'essais de marche la précision de l'estimation de l'effort d'interaction diminue.

Cette étude a mis en lumière l'importance du choix des seuils cinématiques dans la méthode de détection du contact basée sur la cinématique du pied. Les seuils utilisés étaient communs à l'ensemble des points de contact placés sous le pied et donc à différentes hauteurs par rapport au sol (effet lié à la forme des chaussures et des semelles). Chaque point de contact admet une trajectoire propre. Des paramètres de seuils spécifiques à chaque point de contact peuvent être envisagés. Aussi la valeur relativement élevée de $k_{seuil}=1,17$ pour la détection de contact à seuils cinématiques invite à la prudence quant à l'utilisation de seuils cinématiques commun à un ensemble de mouvement étudiés. La comparaison des deux méthodes de détection de contact peut être envisagée avec des seuils de détection spécifiques à chaque type de mouvement. La méthode à seuils cinématiques reste donc encline à une phase de paramétrage (potentiellement propre au mouvement, au participant, à chaque point de contact etc.).

Les courbes de la précision de l'estimation de l'effort d'interaction selon le seuil de pression utilisé présentent un plateau (Figure 3.3). Lorsque le seuil de pression utilisé dépasse une valeur (dépendante du mouvement étudié), la précision de l'estimation de l'effort d'interaction se dégrade avec l'augmentation du seuil de pression. Cette valeur est plus élevée pour les essais de course avec changement de direction et de course. Les valeurs enregistrées par la semelle sont soit faibles (inférieures à $p_0=4 \text{ N.cm}^{-2}$), soit élevées ce qui correspond à des instants de contact. Cette étude pourrait inclure le décompte des instants en fonction de la pression mesurée et une étude de la pression mesurée au cours du temps afin de comprendre à quels instants correspondent les valeurs autour de $p_0=4 \text{ N.cm}^{-2}$. La dégradation de l'estimation de l'effort d'interaction avec l'augmentation du seuil de pression est illustrée pour les essais de marche. Les seuils de pression envisagés ne permettent pas d'observer le même phénomène avec les essais de course avec changement de direction et de course. Des valeurs supérieures de seuils pourraient compléter l'étude.

L'étape de distribution de l'effort d'interaction estime sur chaque point de contact actif l'effort dont la somme est égale à l'effort global estimé. Si l'effort global est nul,

comme lors des phases de vol, alors l'effort estimé sur les points de contact actif ou non est nul. Détecter plus de points de contact ou détecter les points de contact actifs pendant les phases de vol ne devrait pas détériorer la précision de l'effort d'interaction. Les résultats de cette étude montrent que considérer un effort sans condition de contact (contact permanent) détériore la précision. L'étude des résidus dynamiques et l'erreur de l'estimation de l'effort d'interaction global pourrait compléter cette étude.

Chaque composante de l'effort d'interaction sur chaque solide (pied droit, orteils du pied droit, pied gauche et orteils du pied gauche) est filtré avec une fréquence de coupure de 5 Hz. D'après SKOGSTAD et al., 2013, cette fréquence de coupure est adaptée à l'étude du mouvement humain mais dégrade l'information lors des instants de début et de fin de contact. Utiliser un filtre avec une fréquence de coupure supérieure ou un filtre adaptatif tel qu'un filtre de Kalman (FOHANNO et al., 2010) pourraient être envisagé.

3.5 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a évalué deux méthodes de détection de contact sur différents mouvements de déplacement. La détection du contact peut reposer sur l'utilisation de seuils cinématiques : un contact est détecté si le pied est proche du sol et ne bouge pas. Cette méthode peut être utilisée avec un seul de ces deux critères en utilisant des seuils adaptés au mouvement étudié. La grandeur cinématique utilisée pour détecter le contact peut alors varier en fonction des contraintes expérimentales.

La détection du contact peut exploiter des données issues de semelles de pression. Cette méthode permet d'envisager des expérimentations en dehors du laboratoire. La méthode de détection de contact à partir des données de semelles ne varie pas en fonction du mouvement étudié : l'étude de séquences incluant divers mouvements peut être envisagée.

L'utilisation de données de semelles pour détecter le contact permet une meilleure estimation de la position du CoP comparativement à l'estimation de celle-ci avec une méthode de détection de contact basée sur la cinématique du pied. Néanmoins la précision atteinte sur l'estimation de la position du CoP avec une méthode de détection de contact à seuil de pression est inférieure à l'estimation de la position du CoP basée sur sa mesure par des semelles de pression. Les deux méthodes de détection de contact ont démontré une précision comparable en terme d'estimation de l'effort d'interaction.

INFLUENCE DE LA MODÉLISATION DU PIED SUR L'ESTIMATION DE L'EFFORT D'INTERACTION : COMPARAISON ENTRE UN MODÈLE EN UN SEGMENT ET EN DEUX SEGMENTS

Dans le chapitre précédent, une hypothèse a été formulée : une modélisation du pied en deux segments permettrait un meilleur suivi de la cinématique, donc une meilleure détection du contact ainsi que plus généralement une estimation plus précise de l'effort d'interaction. Le choix du modèle biomécanique a une influence sur l'étape de la cinématique inverse. Une modélisation du pied en deux segments modifie le nombre de degrés de liberté du modèle ostéo-articulaire ; deux degrés de liberté supplémentaires sont considérés. Si la cinématique est modifiée par le choix de modélisation du pied en deux segments alors les autres étapes de la méthode d'estimation des efforts d'interaction peuvent elles aussi être affectées. Il convient d'étudier l'influence de ce choix de modélisation sur l'estimation des efforts d'interaction.

4.1 Contexte

4.1.1 Anatomie du pied et modélisation

La modélisation du pied en un unique solide indéformable constitue une modélisation simple et largement répandue dans les méthodes d’estimation des efforts d’interaction à partir des données de mouvement (FLUIT et al., 2014; JUNG et al., 2016; MULLER et al., 2019; REN et al., 2008). Dans l’étude VAN HULLE et al., 2020, les auteurs estiment l’effort d’interaction dans le plan sagittal en modélisant le pied en deux segments : le corps du pied et les orteils. Dans MILLARD et MOMBAUR, 2019, l’usage pour l’estimation des efforts d’interaction d’un modèle de pied de forme ellipsoïdale et d’un modèle en deux segments (deux cercles) sont comparés. Le modèle ellipsoïdal permet de mieux reconstruire la cinématique et le modèle à deux cercles permet une meilleure estimation de l’effort d’interaction. Cette étude est limitée à un essai de marche. Le modèle de contact considère un point de contact par pied pour le modèle ellipsoïdal et un ou deux (selon la phase temporelle) pour le modèle à deux cercles.

L’étude clinique du mouvement nécessite des modèles de pieds admettant plusieurs segments : dans BAKER et ROBB, 2006, les auteurs soulignent l’intérêt croissant de la communauté scientifique pour des modèles de pied comprenant un « nombre restreint de segments », notamment pour des modèles admettant 3 segments dont un correspond à l’hallux (gros orteil visible sur la figure 4.1). Dans les revues de littérature sur le choix de modèle de pied pour l’étude clinique (DESCHAMPS et al., 2012; LEARDINI et al., 2019), les auteurs excluent les études utilisant des modèles de pieds dans lesquels le nombre de segments est inférieur à trois. Ce nombre de segments considérés dans une modélisation multi-segmentaire pour l’étude clinique du mouvement varie de 3 à 26 segments (le pied est constitué de 26 os). Le modèle OXFORD (CARSON et al., 2001) constitue le modèle de pied de référence dans les études cliniques sur le pied (BRUENING et al., 2012; CARSON et al., 2001; SARASWAT et al., 2010). Ce modèle comporte trois segments : une liaison médio-tarsienne est considérée ainsi qu’une liaison entre les phalanges et les métatarses (des éléments d’anatomie du pied sont rappelés sur la Figure 4.1).

L’augmentation du nombre de segments considérés dans la modélisation du pied nécessite un nombre adapté de marqueurs (pour tout système de solides indéformables liés par des liaisons il faut au moins trois marqueurs auxquels il faut ajouter au moins autant de marqueurs que de degrés de liberté pour décrire la position et l’orientation de chacun des solides). La variabilité des résultats dépend de la reproductibilité du placement des mar-

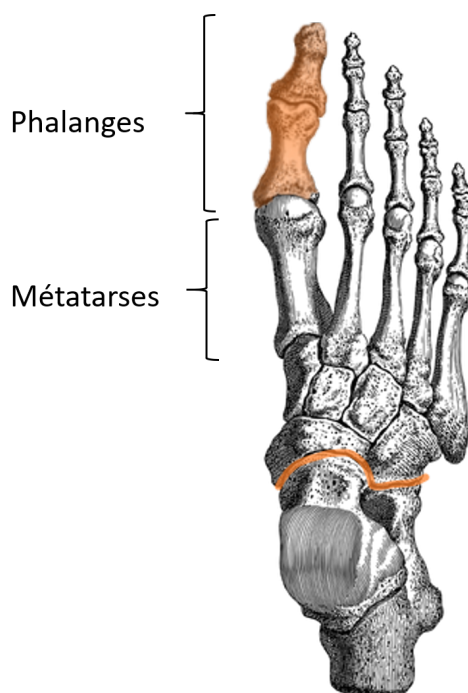


FIGURE 4.1 – Dessin de l’ossature du pied (image libre de droit). L’hallux a été colorié en orange et la liaison médio-tarsienne est représentée par une ligne continue orange.

queurs (GORTON et al., 2009 ; LONG et al., 2010) et est communément très satisfaisante pour plusieurs modèles de pied admettant plusieurs segments (SEO et al., 2014 ; WRIGHT et al., 2011). Mais l’ensemble de ces études étudient le mouvement d’un participant pieds nus. L’utilisation de ces modèles n’est donc pas envisageable pour des études avec des chaussures qui ne permettent pas un placement précis des marqueurs sur des points anatomiques. Limiter le nombre de solides à deux solides au maximum pour modéliser le pied dans une chaussure semble être une hypothèse raisonnable pour des études non cliniques du mouvement lors desquelles le participant évolue avec des chaussures.

Plusieurs études comparent la cinématique et la dynamique du pied en fonction du modèle utilisé. L’étude GHOLAMI et al., 2015 compare la cinématique et la dynamique du pied établie avec un modèle de pied en un et en deux segments. Le nombre de segments a peu d’influence sur la cinématique mais des différences significatives ont été décrites entre les puissances articulaires générées par la cheville (vitesse articulaire multipliée par le couple articulaire) selon le modèle utilisé. Dans PANERO et al., 2017, les auteurs étudient des mouvements de squat avec un modèle de pied en deux segments : une liaison médio-tarsienne est considérée. Aucune différence significative n’est relevée dans la cinématique

ni dans la dynamique de la cheville pour l'étude du mouvement de squat qui n'est pas caractérisé par un déroulé du pied.

4.1.2 Objectif de l'étude

Cette étude s'intéresse à deux modèles de pied : un modèle en un segment et un modèle en deux segments comprenant une liaison pivot entre les orteils (ou les phalanges) et le reste du pied. L'objectif est d'étudier l'intérêt de l'utilisation d'une modélisation du pied en deux segments plutôt qu'en un unique segment pour l'estimation des efforts d'interaction au sol. L'intérêt de ce choix est quantifié en terme de précision de l'estimation de l'effort d'interaction. L'effort d'interaction estimé est comparé à l'effort d'interaction mesuré par des plateformes de force pour des mouvements de déplacements (course avec changement de direction, course et marche).

L'influence de ce choix de modélisation est étudié en terme d'erreur de reconstruction, d'amplitude du mouvement de l'articulation ajoutée dans le modèle comprenant deux segments et de précision de l'estimation de l'effort d'interaction.

4.2 Méthode

4.2.1 Données expérimentales

Les données expérimentales utilisées pour cette étude sont identiques aux données présentées et utilisées dans le Chapitre 3.

4.2.2 Traitement des données

Le modèle ostéo-articulaire utilisé a été présenté dans sa globalité dans le Chapitre 3. Un modèle de pied comportant deux segments est intégré au modèle ostéo-articulaire de chaque participant avant l'étape de calibration cinématique (mise à l'échelle des longueurs des différents segments afin de d'individualiser le modèle ostéo-articulaire au participant). Le modèle de pied en deux segments correspond au modèle de pied en un segment avec une liaison pivot entre les phalanges et les métatarses (dont l'axe est repéré entre les marqueurs « LTAR » et « LTARI » pour le pied gauche et entre « RTAR » et « RTARI » pour le pied droit). La construction de l'axe de la liaison pivot est illustrée par la Figure 4.2. Un tiers de la masse et de l'inertie du modèle de pied en un segment est affecté à la partie

distale du pied, deux tiers de la masse et de l'inertie du modèle de pied en un segment sont affectés à la partie proximale du pied (la proportion a été choisie arbitrairement). Le modèle de pied en un segment correspond au modèle décrit précédemment, articulé, dont on bloque l'articulation entre les métatarses et les phalanges. Les paramètres géométriques et inertiels issus de l'étape de calibration sont ainsi identiques pour les deux modèles de pied.



FIGURE 4.2 – Photo d'une chaussure sur laquelle est représentée la position des marqueurs « RTARI » et « RTAR ». L'axe entre les deux marqueurs correspond à l'axe de la liaison pivot considérée entre les métatarses et les phalanges du pied dans le modèle de pied en deux segments.

Les méthodes mises en œuvre pour l'étape de cinématique inverse et pour l'étape de répartition de l'effort global correspondent aux méthodes déjà présentées dans le Chapitre 3.

La méthode de détection de contact utilisée dans la méthode d'estimation des efforts d'interaction est la méthode à seuil de pression (présentée dans la section 3.2.2) avec comme seuil de pression $p_0=4 \text{ N.cm}^{-2}$ (valeur de seuil préconisée à l'issue du Chapitre 3). Ainsi l'étape de détection de contact n'est pas affectée par le choix de modèle de pied car elle ne prend en entrée aucune grandeur résultant de l'utilisation du modèle biomécanique.

Chaque composante de l'effort d'interaction estimé est filtrée avec un filtre passe-bas de Butterworth sans déphasage de phase et à une fréquence de coupure de 10 Hz (la fréquence de coupure a été modifiée par rapport à celle utilisée pour l'étude précédente de 5 Hz afin de mieux prendre en considération les phases d'impact au sol caractérisées par une discontinuité de l'effort d'interaction).

4.2.3 Comparaison

L'influence du choix de modèle de pied sur la précision de la cinématique a été évaluée. Le changement dans le modèle se situe à l'extrémité de la chaîne cinématique de la jambe. On suppose que l'influence de ce choix de modèle affecte localement la cinématique (les articulations des membres inférieurs). La mesure du mouvement réel des différents segments du pied est impossible avec nos conditions expérimentales. L'erreur entre la cinématique estimée et la cinématique réelle ne peut alors pas être calculée. Les deux modélisations de pied sont alors comparées en étudiant l'erreur de reconstruction cinématique par marqueur posés sur les jambes selon le modèle de pied utilisé (FOHANNO et al., 2014) : la RMSE entre la position des marqueurs expérimentaux et la position des marqueurs du modèle ostéo-articulaires animé selon les données de mouvement a été calculée pour les deux modèles de pied. Pour chaque marqueur visible sur la Figure 4.3, la répartition des RMSEs obtenue avec une modélisation du pied en un et en deux segments sont comparées à l'aide d'un test de Wilcoxon, après le rejet de l'hypothèse de répartition normale par un test de Shapiro-Wilk. L'hypothèse testée est : les RMSEs obtenues avec un modèle de pied en un segment sont significativement supérieures aux RMSEs obtenues avec un modèle de pied en deux segments. Pour chaque mouvement et chaque modèle de pied, la différence entre les RMSEs moyennes obtenues a été calculée (modèle en un segment moins modèle en deux segments). Pour chaque essai, l'amplitude des coordonnées articulaires de l'articulation entre les métatarses et les phalanges a été évaluée sur la cinématique estimée avec un modèle de pied en deux segments.

L'influence du choix de modèle de pied sur la précision de l'estimation de l'effort d'interaction a été évalué par comparaison de l'effort estimé avec l'effort mesuré par les plateformes de force en terme de RMSE selon chaque composante. Ces erreurs ont été définies dans la section 3.2.4. Comme pour les résultats obtenus sur la cinématique, un test de Wilcoxon a été mis en œuvre et la différence entre les RMSEs moyennes obtenues a été calculée lorsque la différence était statistiquement significative.

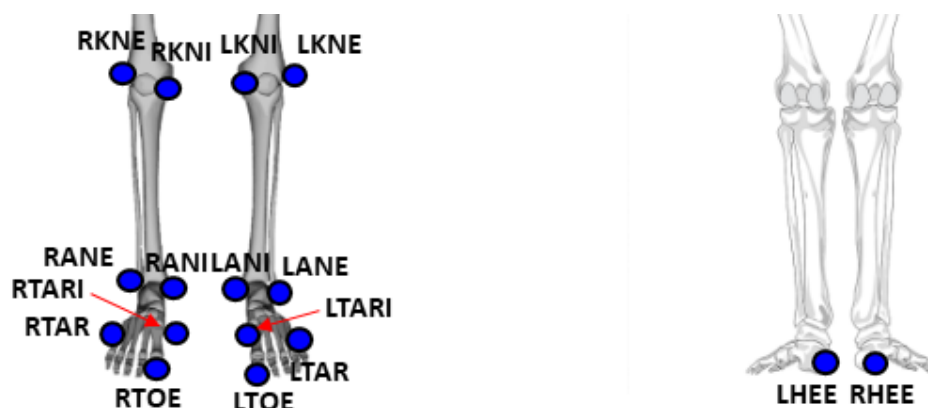


FIGURE 4.3 – Positions anatomiques retenues des marqueurs pour lesquels est étudié l’influence du choix de modélisation de pied sur l’erreur de reconstruction.

4.3 Résultats

4.3.1 Influence sur la cinématique

Les RMSEs entre la position des marqueurs du modèle et la position des marqueurs expérimentaux sont représentées sur la Figure 4.4. Les marqueurs sont regroupés en trois groupes : les marqueurs posés sur les genoux, les marqueurs posés sur les chevilles et les marqueurs posés sur les pieds. Selon un test de Wilcoxon, la différence entre la distribution des RMSEs obtenues selon le modèle de pied utilisé était statistiquement significative pour certains marqueurs pour chaque type de mouvement.

Pour chaque marqueur posé sur les genoux et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment et avec un modèle de pied en deux segments est inférieure à 0,5 mm (la valeur arrondie au millimètre correspondrait alors à une valeur nulle). Pour chaque marqueur posé sur les chevilles et pour chaque mouvement, cette différence est présentée dans le Tableau 4.1.

Pour chaque marqueur posé sur les pieds et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment et avec un modèle de pied en deux segments est présentée dans le Tableau 4.2.

L’amplitude des coordonnées articulaires de l’articulation entre les métatarses et les phalanges a été évaluée à $20 \pm 9^\circ$ sur les essais de course avec changement de direction, à $17 \pm 9^\circ$ sur les essais course et à $22 \pm 11^\circ$ sur les essais de marche.

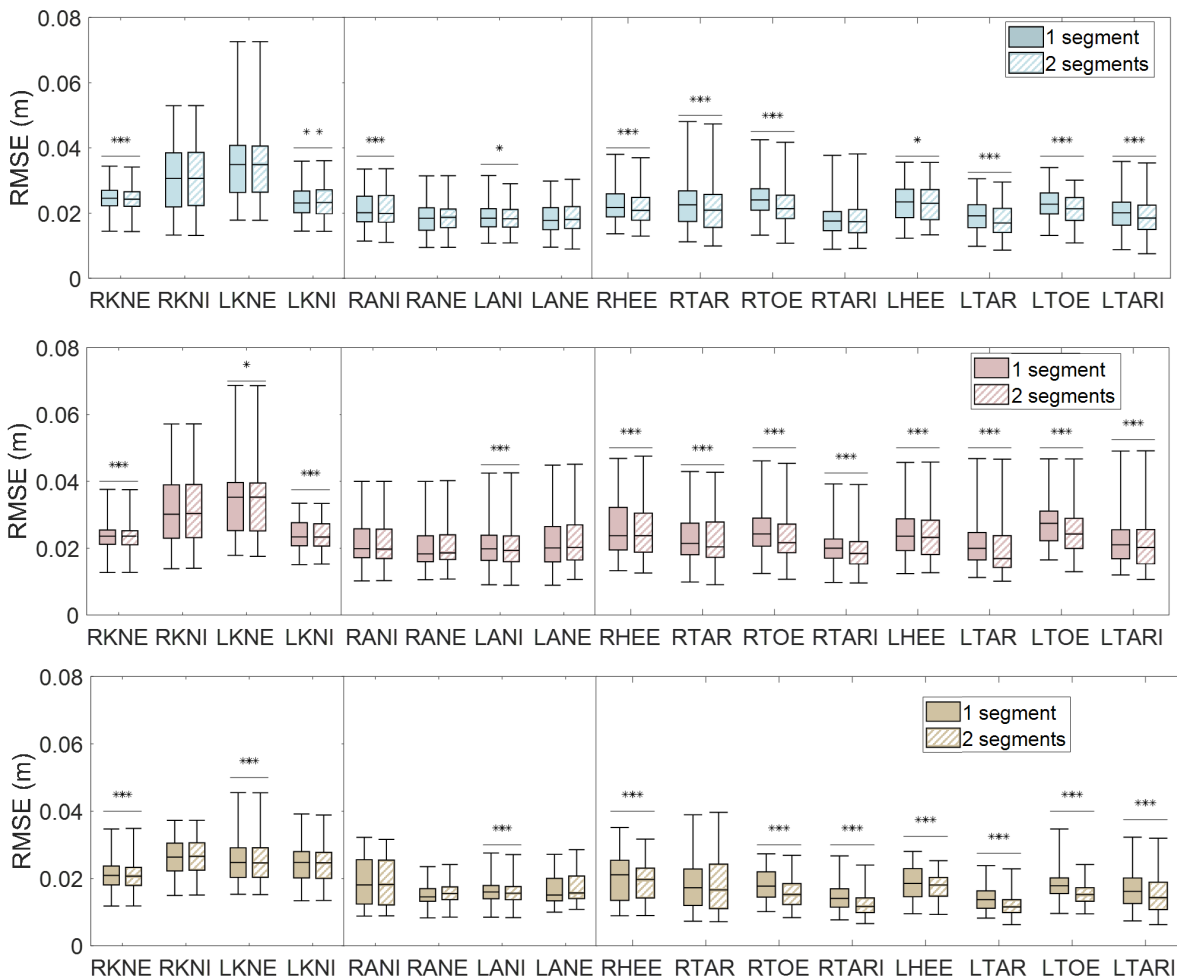


FIGURE 4.4 – RMSE entre la position des marqueurs du modèle et la position des marqueurs expérimentaux, avec un modèle de pied en un segment et avec un modèle de pied en deux segments, pour les essais de course avec changement de direction, de course et de marche. La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond au modèle de pied utilisé (unis ou à rayures). Les RMSEs dans les cadres situés à gauche correspondent aux marqueurs positionnés sur les genoux, dans les cadres au milieu aux marqueurs situés sur les chevilles et dans les cadres à droite aux marqueurs situés sur les pieds. La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$.

4.3.2 Influence sur l'estimation de l'effort d'interaction

L'effort d'interaction a été calculé en utilisant chaque modèle de pied décrit précédemment. Composante par composante, l'effort estimé a été comparé à l'effort mesuré par les plateformes d'effort. Les RMSEs entre l'effort estimé et l'effort mesuré par les plateformes d'effort sont représentées sur la Figure 4.5 (les moments sont exprimés à l'origine des

TABLEAU 4.1 – Pour chaque marqueur posé sur les chevilles et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment \bar{x}_1 et avec un modèle de pied en deux segments \bar{x}_2 a été calculée. La valeur est arrondie au millimètre, une valeur inférieure à 0,5 mm est noté « négligeable ».

Marqueur	$\bar{x}_1 - \bar{x}_2$ (mm)		
	Course avec changement de direction	Course	Marche
RANI	négligeable	négligeable	négligeable
RANE	négligeable	négligeable	-1
LANI	négligeable	négligeable	négligeable
LANE	négligeable	-1	-1

TABLEAU 4.2 – Pour chaque marqueur posé sur les pieds et pour chaque mouvement, la différence entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment \bar{x}_1 et avec un modèle de pied en deux segments \bar{x}_2 a été calculée. La valeur est arrondie au millimètre, une valeur inférieure à 0,5 mm est noté « négligeable ».

Marqueur	$\bar{x}_1 - \bar{x}_2$ (mm)		
	Course avec changement de direction	Course	Marche
RHEE	1	1	1
RTAR	2	1	négligeable
RTOE	3	2	3
RTARI	négligeable	1	3
LHEE	négligeable	1	1
LTAR	2	2	2
LTOE	2	3	3
LTARI	2	1	2

plateformes). Selon un test de Wilcoxon, la différence entre la distribution des RMSEs obtenues selon le modèle de pied utilisé est statistiquement significative pour certaines composantes de l'effort d'interaction pour chaque type de mouvement. Aucune composante n'est systématiquement statistiquement différente selon le type de modèle de pied pour l'ensemble des mouvements. La différence, arrondie au N ou au N.m, entre la RMSE moyenne obtenue avec un modèle de pied en un segment et avec un modèle de pied en deux segments était de 0 N pour la composante médio-latérale et de 0 N.m pour la composante sagittale pour les essais de course avec changement de direction, de 0 N pour la composante antéro-postérieure et de 0 N.m pour la composante frontale pour les essais de course, de 0 N pour la composante medio-latérale, de -1 N pour la composante verticale,

de -2 N.m pour la composante frontale et de 0 N.m pour la composante sagittale pour les essais de marche.

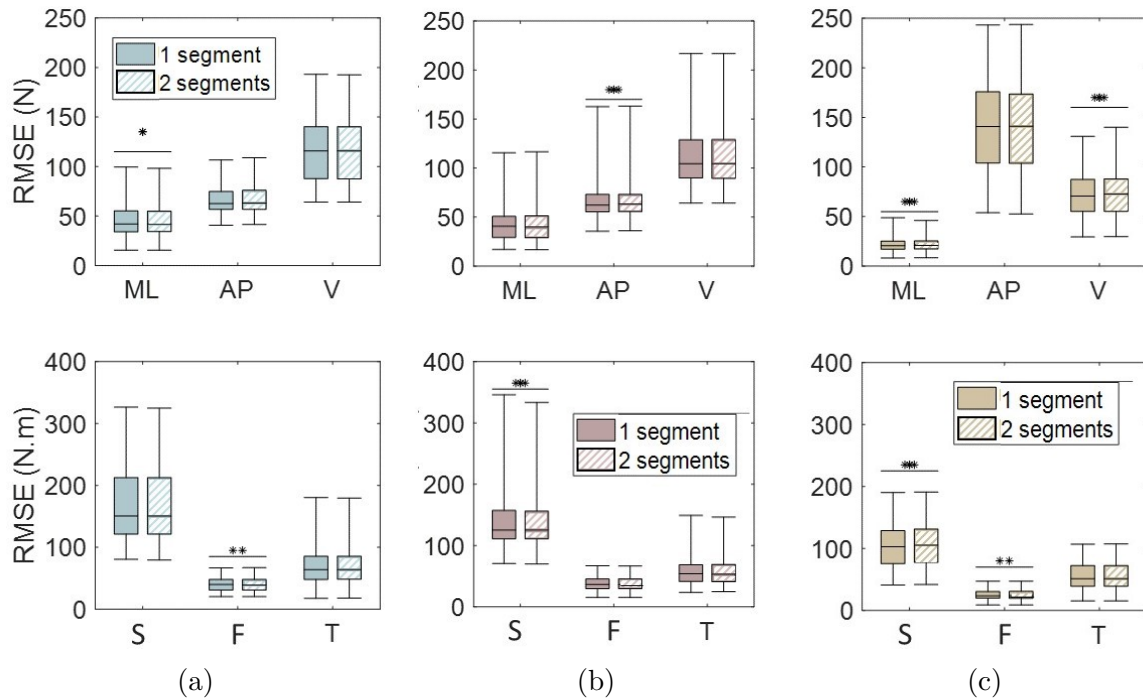


FIGURE 4.5 – RMSE entre l'effort d'interaction estimé et l'effort d'interaction mesuré par les plateformes de force selon le modèle de pied utilisé pour les essais de course avec changement de direction (a), de course (b), et de marche (c). La couleur des boîtes à moustaches correspond au mouvement étudié. Le motif dans les boîtes à moustaches correspond au modèle de pied utilisé (unis ou à rayures). La RMSE selon chaque composante de l'effort d'interaction est représentée : la résultante selon l'axe médio-latéral (ML), selon l'axe antéro-postérieur (AP), selon l'axe vertical (V) et le moment d'axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$.

4.4 Discussion

4.4.1 Précision de la cinématique et de l'estimation de l'effort d'interaction

Le choix d'un modèle de pied en un ou deux segments n'a pas d'influence sur l'erreur de position des marqueurs reconstruits au niveau des genoux. Cette influence est faible au niveau de la cheville et dépend du mouvement exécuté : la reconstruction de la position

des marqueurs « RANE » et « LANE » (malléole extérieure) est dégradée d'un millimètre (RMSE moyenne) pour les essais de marche avec une modélisation en deux segments plutôt qu'en un segment. Le choix d'un modèle de pied en un ou deux segments a une influence sur l'erreur de reconstruction au niveau des pieds : une modélisation du pied en deux segments permet une meilleure reconstruction de la position des marqueurs posés sur les pieds. L'influence est faible sur les marqueurs placés au niveau du talon du pied, loin de la liaison ajoutée (« RHEE » et « LHEE »). L'influence dépend du mouvement effectué. La différence est en moyenne plus importante pour les essais de marche, pour lesquels le déroulé du pied est plus important, comme le montre l'amplitude des coordonnées articulaires de l'articulation entre les métatarses et les phalanges : 20° (course avec changement de direction), 17° (course) et 22° (marche).

La précision de l'estimation de l'effort d'interaction a déjà été comparée à la littérature dans le Chapitre 3. La méthode d'estimation de l'effort d'interaction mise en œuvre diffère de la méthode mise en œuvre au Chapitre 3 par la valeur de la fréquence de coupure du filtre appliqué aux composantes de l'effort d'interaction estimé. L'influence de ce changement est limitée en terme de différence de RMSE calculée entre l'effort estimé et l'effort mesuré par les plateformes de force. Le choix d'un modèle de pied en un ou deux segments n'influence pas l'erreur d'estimation de l'effort d'interaction de manière significative. Le choix d'une modélisation du pied en deux plutôt qu'en un segment ne présente pas d'intérêt du point de vue de la précision de l'estimation de l'effort d'interaction.

4.4.2 Limites et perspectives

Le modèle géométrique est calibré selon la méthode décrite dans MULLER et al., 2015. D'après cette étude l'erreur de reconstruction dépend de l'essai utilisé pour cette calibration. Pour chaque participant, un essai de course a été sélectionné au hasard pour être l'essai de calibration. Le modèle géométrique a ensuite été utilisé pour l'ensemble des essais réalisés par le participant (course avec changement de direction, course et marche). L'influence du choix de l'essai et du mouvement effectué lors de cet essai n'a pas été étudié. La marche présente une plus grande amplitude articulaire au niveau de l'articulation entre les métatarses et les phalanges et apparaît comme le mouvement le plus pertinent pour calibrer les constantes géométriques relatives au pied.

L'articulation entre les métatarses et les phalanges a été définie comme l'articulation entre le marqueur « LTARI » et « LTAR » pour le pied gauche et entre le marqueur « RTARI » et « RTAR » pour le pied droit. Une méthode de calibration de l'axe de rotation

de cette articulation pourrait être envisagée, avec par exemple la méthode présentée dans PUCHAUD et al., 2019 pour l’axe de rotation du genou. Cette calibration permettrait potentiellement de réduire l’erreur cinématique. De même, le choix de la proportion de la masse et de l’inertie du modèle de pied en un segment attribuée à la partie distale et à la partie proximale du pied modélisé en deux segments a été choisi arbitrairement. Cette proportion devra être remise en question sur la base d’un état de l’art plus poussé sur les caractéristiques anatomiques du pied.

Le choix d’un modèle de pied en un ou deux segments a une influence sur l’erreur de reconstruction. L’influence de ce choix sur la cinématique notamment des points d’estimation de l’effort d’interaction n’a pas été étudié. Certaines méthodes d’estimation de l’effort d’interaction utilisent des méthodes de détection du contact à seuils cinématiques. L’influence du choix de modèle de pied en un ou deux segments sur ces méthodes de détection de contact constitue une perspective de cette étude.

Dans GHOLAMI et al., 2015, les auteurs présentent l’influence d’un choix de modèle de pied en un ou deux segments sur la puissance générée au niveau de la cheville et donc à mouvement connu sur le couple au niveau de la cheville. Certaines méthodes d’estimation de l’effort d’interaction utilisent une méthode de répartition de l’effort global prenant en compte les couples articulaires (ROBERT et al., 2013). Aussi d’après MULLER et al., 2017, la dynamique est principalement sensible aux erreurs de cinématique. L’étude de l’influence du choix de modèle de pied sur les couples articulaires estimés constitue une perspective de cette étude.

4.5 Conclusion du chapitre

Les efforts d’interaction estimés dans ce manuscrit sont localisés sous le pied. Dans les méthodes d’estimation de l’effort d’interaction à approche par optimisation issues de la littérature, le pied est simplement modélisé par un unique segment alors que dans les études cliniques, un niveau de détail de modélisation du pied plus important est nécessaire. Cette étude a montré qu’une modélisation du pied en deux segments plutôt qu’en un segment permet de diminuer l’erreur de reconstruction du mouvement. Mais dans un contexte d’estimation de l’effort d’interaction, le choix d’un modèle de pied en un ou deux segments n’a pas d’influence.

Néanmoins, la méthode d’estimation de l’effort d’interaction peut utiliser une méthode de détection du contact à seuils cinématiques pour laquelle de prochaines études devront

étudier l'influence du choix de modélisation du pied sur le choix des paramètres de ces méthodes. De même la méthode d'estimation de l'effort d'interaction peut utiliser une méthode de distribution de l'effort global prenant en compte les couples articulaires. De prochaines études devront étudier l'influence du choix de modèle de pied sur les couples articulaires estimés et donc sur l'estimation de l'effort d'interaction estimé.

PRISE EN COMPTE DES COUPLES ARTICULAIRES DANS LA MÉTHODE D'ESTIMATION DES EFFORTS D'INTERACTION

L'étape de répartition de l'effort global correspond à l'étape de répartition de l'effort calculé lors de l'étape d'équilibre dynamique, sur les points de contact actifs. Lorsque l'effort d'interaction, ne s'applique pas en un unique point (lorsque le participant a les deux pieds posés sur le sol par exemple), l'équation d'équilibre dynamique admet une infinité de solutions : le problème est indéterminé. Le choix de la solution repose alors sur la minimisation d'une quantité, par exemple la minimisation de la somme quadratique des efforts d'interaction (MULLER et al., 2020a). Dans PONTONNIER et al., 2019, les auteurs minimisent cette quantité et l'analyse de l'effort estimé au cours d'un essai d'escrime a révélé une faible précision, spécifiquement lors de phases lors desquelles le participant est immobile et spécifiquement selon l'axe antéro-postérieur. Cela a mis en lumière la limite de ce choix de minimisation, particulièrement lors de la phase dite statique, avant le déclenchement de l'attaque qui consiste en un mouvement rapide vers l'avant, une fente. Lors des phases statiques le mouvement est limité et les efforts mis en œuvre ont pour but d'assurer l'équilibre postural du participant. Cet objectif doit être pris en compte dans l'hypothèse de répartition de l'effort global. Ce chapitre étudie l'influence de la prise en compte des couples articulaires dans l'étape de répartition de l'effort global.

Ce chapitre complète les contributions précédentes en détectant le contact avec une méthode à seuils cinématiques dont la valeur des paramètres a été optimisée avec un modèle de pied en deux parties.

5.1 Contexte

5.1.1 Prise en compte des couples articulaires

La réalisation de mouvements tels que la marche, par exemple, nécessite la mise en œuvre de stratégies complexes afin de permettre un déplacement tout en assurant l'équilibre postural pour un coût métabolique limité. Les méthodes d'estimation des efforts d'interaction à approche par optimisation s'appuient sur la minimisation d'une quantité traduisant hypothétiquement ces stratégies pour déterminer la solution de l'équation de la dynamique inverse correspondant à la répartition réelle de l'effort sur les surfaces de contact.

Dans VAUGHAN, 2003, les auteurs formulent six hypothèses de stratégies mises en œuvre lors de la marche telles que la minimisation du risque de chute ou la quantité d'énergie dépensée lors de l'exécution de ce mouvement. Dans XIANG et al., 2010, les auteurs traduisent ces hypothèses en quantités biomécaniques que le corps humain minimiserait. Parmi ces quantités, l'énergie mécanique fait intervenir les couples et les vitesses articulaires. À mouvement imposé, minimiser l'énergie mécanique revient alors à minimiser les couples articulaires générés au cours du mouvement. Dans ROBERT et al., 2013, les auteurs estiment les efforts d'interaction en utilisant une approche par optimisation en minimisant les couples articulaires et les efforts extérieurs lorsqu'un participant s'assoie et se lève d'une chaise. Chaque couple est normé par un couple maximal issu de la littérature (CHAFFIN et al., 2006 ; DELP, 1990 ; GARNER & PANDY, 2001) et de leur expertise lorsqu'aucune valeur issue d'expérimentation n'est connue. Dans COURTEMANCHE, 2014, l'auteur minimise les couples articulaires avec différentes normalisations : les couples maximum déjà utilisés dans ROBERT et al., 2013 et des couples articulaires maximum issus d'une campagne expérimentale menée au laboratoire de McGill (COURTEMANCHE, 2014). Les mouvements étudiés sont des mouvements de marche et d'escalade. L'auteur propose une méthode minimisant les couples articulaires. L'auteur décrit une amélioration de la précision de l'estimation de l'effort d'interaction en ne tenant pas compte des couples articulaires au niveau de la cheville. Dans ANDERSON et al., 2007, les auteurs élaborent un modèle pour décrire la dépendance du couple maximum à la position et la vitesse articulaire. Ce modèle reprend des considérations physiologiques. Dans PUCHAUD, 2020, l'auteur a mesuré les couples maximum produits par 46 participants effectuant des mouvements dans différentes configurations angulaires. L'auteur identifie, pour plusieurs articulations et à partir de ses campagnes de mesures, les paramètres isométriques du modèle

présenté dans HAERING et al., 2017. Les auteurs définissent des paramètres isométriques permettant de calculer le couple maximal en fonction de l'angle articulaire.

5.1.2 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'intérêt de la prise en compte des couples articulaires pour l'estimation des efforts d'interaction à partir de données de mouvement. L'intérêt sera évalué en terme de précision de l'estimation des efforts d'interaction par comparaison entre les efforts estimés et les efforts mesurés par des plateformes de force. La prise en compte des couples articulaires pour l'estimation des efforts d'interaction consiste à modifier la fonction de coût utilisée dans l'étape de répartition de l'effort global : l'effort global est réparti sur les points de contact actifs de manière à minimiser l'effort extérieur et les couples articulaires.

La prise en compte des couples articulaires pour l'estimation des efforts d'interaction nécessite une optimisation préalable du poids associé à l'effort extérieur par rapport aux couples articulaires dans la quantité à minimiser.

5.2 Méthode

5.2.1 Données expérimentales

Les données expérimentales utilisées proviennent d'une étude évaluant la précision et le temps de réponse de l'exécution d'une fente en escrime (SOREL et al., 2019). Onze escrimeurs de sexe masculin et de niveau régional à national (5 droitiers, 6 gauchers, âge : 22 ± 3 ans, taille : $1,78 \pm 0,06$ m, poids : 75 ± 8 kg) ont réalisé des fentes d'escrime (Figure 5.1). Chaque participant a signé un formulaire de consentement éclairé et le protocole incluait une phase de pseudonymisation des données en vue de leur enregistrement. Le protocole expérimental a été approuvé par le comité national éthique de l'INRIA (Comité Opérationnel d'Evaluation des Risques Légaux et Ethiques, COERLE notification number 2017-007).

Le mouvement du corps entier a été capturé en plaçant 49 marqueurs réfléchissants sur des points de repère anatomiques standardisés, conformément aux recommandations de la Société internationale de biomécanique et sur le fleuret. Les positions de ces marqueurs ont été enregistrées avec un système de capture de mouvement optoélectronique VICON



FIGURE 5.1 – Photo d'un escrimeur réalisant une fente (PONTONNIER et al., 2019). La photo montre l'instant lors duquel l'escrimeur touche la cible : le contact entre le pied droit et le sol se fait par une surface située sur le côté du pied.

(24 caméras) et échantillonnées à 250 Hz. Les efforts au sol sont mesurés avec deux plateformes d'effort AMTI et échantillonnés à 1000 Hz.

Chaque participant a réalisé 120 fentes pour atteindre une cible, dans diverses conditions : cible mouvante ou non et de taille variable. Une attaque d'escrime est composée de différentes phases :

- une phase de garde, lors de laquelle l'escrimeur est statique ;
- une phase d'attaque lors de laquelle l'escrimeur avance un pied vers l'avant et se fléchi pour étendre son bras vers la cible ;
- une phase de retrait lors de laquelle le participant revient en position de garde.

Les temps d'apparition de la cible sur l'écran et les temps lors desquels les escrimeurs touchaient la cible avec leur fleuret ont été relevés. Les participants avaient pour consigne de moduler leurs fentes de manière à placer chaque pied sur une plateforme de force afin de mesurer indépendamment les efforts sous chaque pied.

Parmi les 1320 essais recueillis, 696 essais ont été étudiés : 504 données de plateformes étaient inexploitable du fait du non respect des consignes expérimentales (une partie du contact était réalisée en dehors des plateformes ou avec les deux pieds sur la même plateforme). Les résultats présentés dans la version actuelle de ce manuscrit ne traitent que de 308 essais réalisés par six participants, le reste des données étant en cours de traitement.

5.2.2 Estimation des efforts extérieurs

La méthode d'estimation des efforts d'interaction présentée dans le Chapitre 3 a été modifiée pour prendre en compte les couples articulaires dans l'étape de répartition de l'effort global sur les points de contact actifs. L'étape de cinématique inverse n'a pas été modifiée.

La méthode mise en œuvre pour l'étape de détection de contact est la détection par seuils cinématiques avec comme valeur de seuil de position 0,07 m et comme valeur de seuil de vitesse 0,8 m.s⁻¹. La valeur du seuil de vitesse utilisée correspond à la valeur de seuil de vitesse optimale pour un mouvement de marche. En effet, le mouvement de fente et de marche partagent plusieurs caractéristiques communes telles que la présence de phases de double support et une vitesse de déplacement du centre de masse comparables : dans CRONIN et al., 2003, les auteurs évaluent la vitesse maximum de déplacement à 1,7 m.s⁻¹ lors de fentes (les participant étaient reliés à un treuil mesurant la vitesse de déplacement du point d'attache de celui-ci au niveau du bassin) et la vitesse moyenne du centre de masse lors de nos essais de marche était de 1,6 m.s⁻¹. La valeur du seuil de position a été choisie afin de détecter du contact sur les points de contact placés sous le pied lorsque l'escrimeur est en contact avec le sol avec le côté de son pied comme illustré sur la Figure 5.1 (aucun point de contact n'est placé sur le côté du pied et le seuil retenu est alors supérieur au seuil optimal donc moins restrictif).

L'étape du calcul de l'équilibre dynamique n'a pas été modifiée.

À chaque instant, les \mathbf{F}_i sont déterminées en résolvant un problème de minimisation présenté dans la section 3.2.3. Un terme relatif aux couples articulaires est ajouté tel que la fonction de coût s'exprime telle que :

$$\frac{w_{ext}}{w_{ext}^{norm}} \sum_{i=1}^N \left\| \frac{\mathbf{F}_i}{\mathbf{F}_i^{norm}} \right\|^2 + \frac{w_{int}}{w_{int}^{norm}} \sum_{k=1}^M \left(\frac{\tau_k}{\tau_k^{norm}} \right)^2. \quad (5.1)$$

L'expression de l'effort maximal admis sous chaque point de contact détecté actif dépend du coefficient k_i , présentée dans a section 3.2.3, et dont l'expression est rappelée ici :

$$k_i = \begin{cases} 0,4 \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW & \text{si le point est actif,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \quad (5.2)$$

La valeur du coefficient 0,4 a été déterminée empiriquement dans l'étude FLUIT et al.,

2014 qui considérait $N_0=28$ points de contact potentiels. La méthode initiale considère une réserve d'effort disponible de 0,4 BW sur les points de contact actifs. Ainsi, on a :

$$k_i = \begin{cases} 0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \text{ BW} & \text{si le point est actif,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \quad (5.3)$$

La fonction de coût inclut différents termes, à priori non comparables en terme d'amplitude et d'unité. Chaque terme composant le terme global relatif aux efforts extérieurs est normé ; le terme global relatif aux efforts extérieurs est normé afin d'être comparé au terme global relatif aux couples articulaires. Il en est de même pour les termes relatifs aux couples articulaires.

Dans le terme global associé aux efforts extérieurs, l'effort associé à chaque point de contact et selon chaque composante est normé par la réserve d'effort qui lui a été associée. La valeur de w_{ext}^{norm} choisie correspond à un majorant du terme global associé aux efforts extérieurs et dépend de l'effort global selon \mathbf{z} , F^z . L'expression de w_{ext}^{norm} est justifiée dans l'Annexe C. Ainsi :

$$w_{ext}^{norm} = (1 + \mu^2) \times \frac{N_{actif}(t) \times F^z(t)}{N \times 0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \text{BW}} > \sum_{i=1}^N \left\| \frac{\mathbf{F}_i}{\mathbf{F}_{i_{\max}}} \right\|^2. \quad (5.4)$$

Le couple articulaire associé à chaque articulation est calculé grâce à une étape de dynamique inverse basée sur l'algorithme de Newton-Euler. Seul les M couples articulaires associés à des articulations du bas du corps (hanches, genoux, chevilles) sont pris en compte (on suppose que seuls les couples articulaires du bas du corps ont un impact sur les efforts localisés sous les pieds). Le terme global associé aux couples articulaires est donc une somme de termes positifs bornés appartenant à l'ensemble $[0, 1]$, ainsi on choisit :

$$w_{int}^{norm} = M. \quad (5.5)$$

Chaque couple articulaire est normé par un couple maximal théorique que peut produire l'articulation. Cette valeur dépend de la coordonnée articulaire, q_k , selon le modèle décrit dans HAERING et al., 2017, on parle de couple isométrique $\tau_{k_{isom}}(q_k)$ dépendant du couple isométrique maximal $\tau_{k_{max}}$, et de la distance entre l'angle articulaire et l'angle articulaire optimal $q_k - q_{k_0}$, normalisée par l'amplitude maximale de l'articulation RoM_k

tel que :

$$\tau_{k_{isom}}(q_k) = \tau_{k_{max}} \left(-4 \left(\frac{q_k - q_{k_0}}{\text{RoM}_k} \right)^2 + 1 \right). \quad (5.6)$$

Les valeurs des paramètres isométriques $\tau_{k_{max}}$, q_{k_0} et RoM_k sont issues des travaux de PUCHAUD, 2020 pour le mouvement de flexion et d'extension de la hanche, du genou et de la cheville et sont présentés dans le Tableau 5.1.

TABLEAU 5.1 – Paramètres isométriques pour le mouvement de flexion et d'extension de la hanche, du genou et de la cheville issus de PUCHAUD, 2020.

Articulation	Mouvement	$\tau_{k_{max}}$ (Nm)	RoM_k (rad)	q_{k_0} (rad)
Hanche	Flexion	166	2,9	0,28
	Extension	234	2,8	1,04
Genou	Flexion	143	3,1	-0,9
	Extension	240	2,6	-1,35
Cheville	Flexion	47	2,0	-0,18
	Extension	137	2,6	0,5

TABLEAU 5.2 – Couples maximum pour le mouvement d'adduction, d'abduction, de rotation interne et de rotation externe de la hanche, d'inversion et d'éversion de la cheville issus de ROBERT et al., 2013.

Articulation	Mouvement	τ_k^{norm} (Nm)
Hanche	Adduction	190
	Abduction	190
	Rotation interne	60
	Rotation externe	60
Cheville	Inversion	20
	Eversion	20

Le mouvement de flexion et d'extension des orteils n'a pas été pris en compte dans la fonction de coût car il n'a à priori pas de rôle prépondérant dans l'expression des efforts d'interaction dans le mouvement étudié. Pour le mouvement d'abduction, d'adduction, de rotation interne et de rotation externe de la hanche et pour le mouvement d'éversion et d'inversion de la cheville une valeur de couple maximal constant a été retenu. En effet l'amplitude de valeur des positions angulaires de ces articulations sont assez faibles et les constantes isométriques relatives à ces mouvements n'ont pas été trouvées dans la

littérature. Les valeurs maximales des couples articulaires, constantes, sont présentées dans le Tableau 5.2, elles sont issues de ROBERT et al., 2013.

La fonction de coût peut ainsi être réécrite :

$$\min_{\mathbf{F}} \left(w_{ext} \frac{N \times 0,4 \times \frac{N}{N_0} \times BW}{(1 + \mu^2) \times N_{actif}(t) \times F^z(t)} \sum_{i=1}^N \|\mathbf{F}_i\|^2 + \frac{1 - w_{ext}}{M} \sum_{k=1}^M \left(\frac{\tau_k}{\tau_k^{norm}} \right)^2 \right). \quad (5.7)$$

L'effort d'interaction est estimé pour différentes valeurs de w_{ext} : 0, 0,1, 0,25, 0,5, 0,75, 0,9 et 1.

Chaque composante de l'effort estimé (exprimé à l'origine des plateformes de force) est filtré avec un filtre passe-bas de Butterworth sans déphasage de phase et à une fréquence de coupure de 10 Hz.

5.2.3 Traitements des données

L'effort d'interaction estimé ont été comparé à l'effort extérieur mesuré par les plateformes d'effort. La RMSE de l'erreur sur la résultante est calculée pour chaque essai et pour chaque valeur de w_{ext} . Les 15 derniers instants de l'essai ne sont pas pris en compte dans le calcul de la RMSE car les erreurs sur ces périodes ne sont pas représentatives de l'erreur entre l'effort estimé et l'effort mesuré sur l'ensemble des essais (ce phénomène intervient suite à l'application du filtrage). L'erreur sur la position du CoP n'est pas exploitée ici car son estimation n'a pas de sens lors de certaines phases de contact : lorsque le pied est en contact avec le sol sur le côté (Figure 5.1), le contact est toujours modélisé par des points de contact situés sous le pied le contact. La position estimée du CoP peut alors correspondre à un point en dehors de la surface de contact réelle.

Des phases dites statiques sont extraites dans chaque essai : la phase de garde avant le déclenchement de l'attaque. Comme dans SOREL et al., 2019, le début de la phase d'attaque est repéré après l'apparition de la cible sur l'écran, lorsque la norme de l'effort d'interaction devient supérieure à 106% du poids du corps du participant. Des phases dites dynamiques sont extraites pour chaque essai. Pour chaque essai, la durée entre le début de l'attaque et l'instant où l'escrimeur touche la cible est calculée. Le début de la phase dynamique correspond à la fin de la phase statique. Le début de la phase d'attaque, et la fin de la phase dynamique, correspond à l'instant où l'escrimeur touche la cible plus la durée entre le déclenchement de l'attaque et l'instant lors duquel le participant

touche la cible. La phase dynamique ainsi définie ne comprend pas tous les instants lors desquels l'escrimeur est en mouvement mais elle ne comprend pas d'instant lors desquels l'escrimeur est en position de garde (on a supposé que la durée entre le déclenchement de l'attaque et l'instant lors duquel l'escrimeur touche la cible était plus courte que la durée entre le déclenchement de l'attaque et le début de la phase de garde après la fente).

5.2.4 Comparaison

L'étude paramétrique permet de déterminer la valeur de w_{ext} qui permet d'obtenir la plus faible RMSE moyenne de l'erreur sur la résultante : ces résultats sont désignés par la suite comme les résultats avec la prise en compte des couples articulaires. L'influence de la prise en compte des couples articulaires dans l'étape de répartition de l'effort global sur la précision de l'estimation de l'effort d'interaction a été évaluée par comparaison entre les RMSEs selon chaque composante obtenue avec et sans cette prise en compte.

Le caractère significatif des différences de précision de l'estimation de l'effort d'interaction est testé à l'aide de tests statistiques. La répartition des RMSEs obtenues avec et sans la prise en compte des couples articulaires est comparée à l'aide d'un test de Wilcoxon après le rejet de l'hypothèse de répartition normale par un test de Shapiro-Wilk.

5.3 Résultats

5.3.1 Réglage du paramètre de prise en compte des couples articulaires

Pour chaque valeur de w_{ext} , les RMSEs obtenues à partir de l'erreur sur la résultante sont représentées sur la Figure 5.2.

La RMSE moyenne obtenue à partir de l'erreur sur la résultante sur la totalité de la durée des essais varie peu selon w_{ext} pour une valeur de w_{ext} comprise entre 0 et 0,9, entre 105 N et 107 N. La RMSE moyenne de l'erreur sur la résultante lors des phases dynamiques varie peu selon w_{ext} , entre 121 N et 122 N. La RMSE moyenne de l'erreur sur la résultante sur les phases statiques ne varie pas selon w_{ext} pour une valeur de w_{ext} comprise entre 0 et 0,9, 36 N. Les valeurs moyennes de RMSE calculées sur les phases dynamiques sont plus élevées que les valeurs moyennes de RMSE calculées sur la totalité de la durée des essais. Les valeurs moyennes de RMSE calculées sur les phases statiques sont plus faibles que les valeurs moyennes de RMSE calculées sur la totalité de la durée

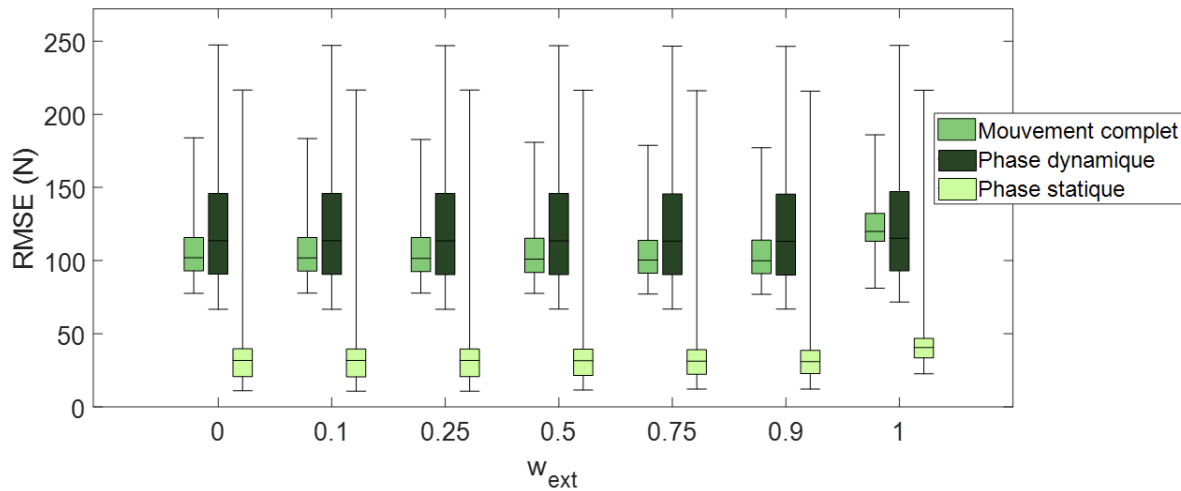


FIGURE 5.2 – Précision de l'estimation de l'effort d'interaction sur la totalité de la durée des essais, sur les phases dynamiques, sur les phases statiques selon le paramètre de prise en compte des couples articulaires w_{ext} . La couleur des boîtes à moustaches correspond aux périodes sur lesquelles la RMSE a été calculée.

des essais. La RMSE moyenne la plus élevée est obtenue avec $w_{ext} = 1$ (pour la totalité de la durée des essais, 124 N, pour les phases dynamiques, 124 N, pour les phases statiques, 43 N). La RMSE moyenne la plus faible est obtenue avec $w_{ext}=0,9$ (pour la totalité de la durée des essais, 105 N, pour les phases dynamiques, 121 N, pour les phases statiques, 36 N).

5.3.2 Influence de la prise en compte des couples articulaires

L'effort estimé et l'effort mesuré par les plateformes de force pour chaque pied est tracé, selon chaque composante dans le repère global (la fente est réalisée dans la direction antero-postérieure), pour un essai sur la Figure 5.3 avec $w_{ext}=0,9$ et sur la Figure 5.4 avec $w_{ext} = 1$.

Des différences entre les résultats de la Figure 5.3 et les résultats de la Figure 5.4 sont visibles sur la composante antéro-postérieure et sur la composante transversale pendant la phase statique : avec $w_{ext} = 1$, contrairement au résultats obtenus avec $w_{ext}=0,9$, les efforts estimés selon ces composantes sont nuls.

Avec la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext}=0,9$) et sans la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext} = 1$), les RMSEs entre l'effort estimé et l'effort mesuré par les plateformes de force sur la totalité de la durée des essais sont représentées sur la

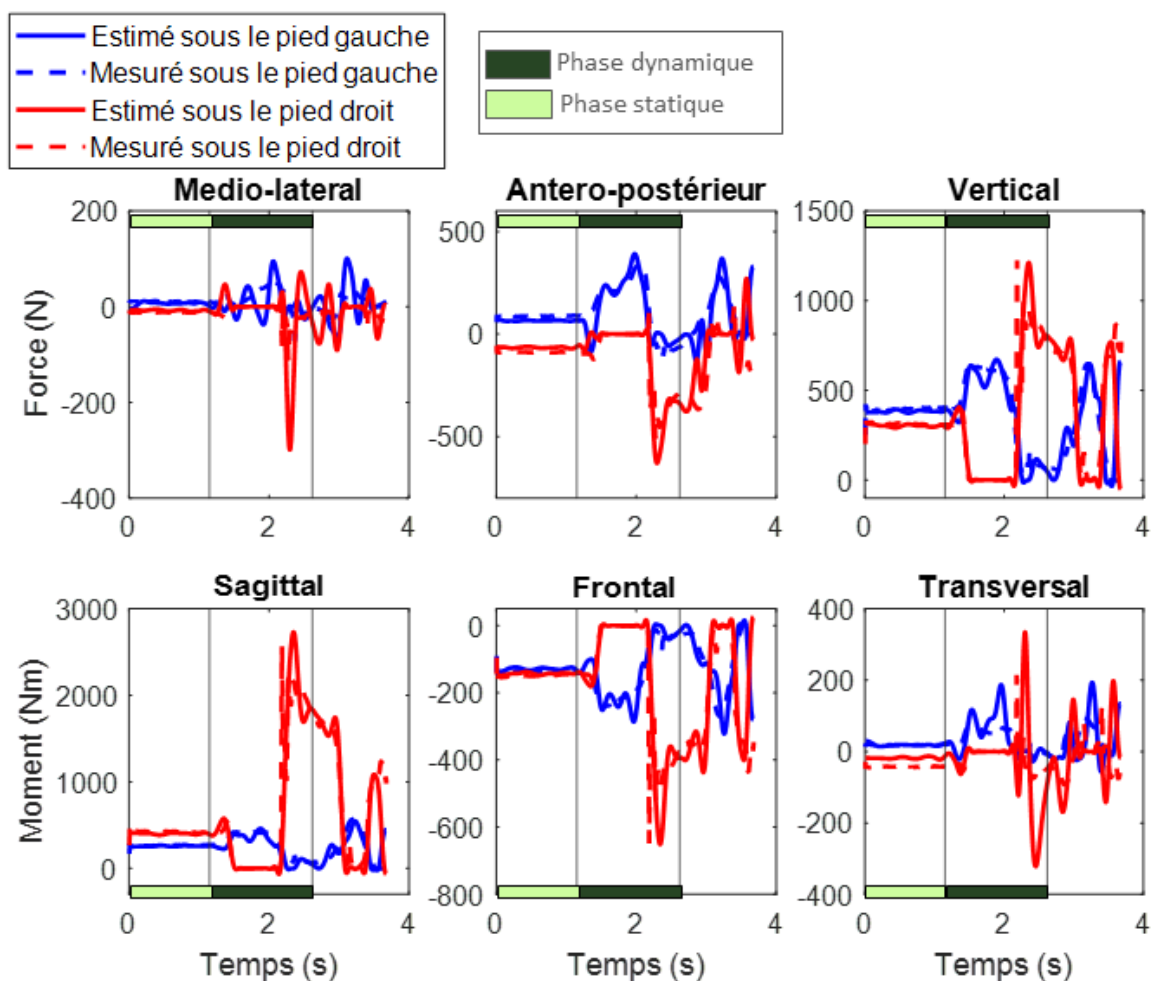


FIGURE 5.3 – Effort estimé avec $w_{ext}=0,9$ et effort mesuré par les plateformes de force pour chaque pied (pied gauche en bleu; pied droit en rouge; escrimeur droitier) et selon chaque composante. La phase statique est signalée par la présence d'un bandeau de couleur vert clair, la phase dynamique est signalée par un bandeau de couleur vert foncé.

Figure 5.5. La distribution des RMSEs obtenue a été testée comme significativement très différente ($p < 0,001$) selon la prise en compte ou non des couples articulaires à l'aide d'un test de Wilcoxon.

La RMSE moyenne calculée sur la composante antéro-postérieure et la composante transversale de l'effort d'interaction sont significativement inférieures lorsque les couples articulaires sont pris en compte pour leur estimation (57 N avec et 87 N sans sur la composante antéro-postérieure; 24 N avec et 25 N sans sur la composante frontale).

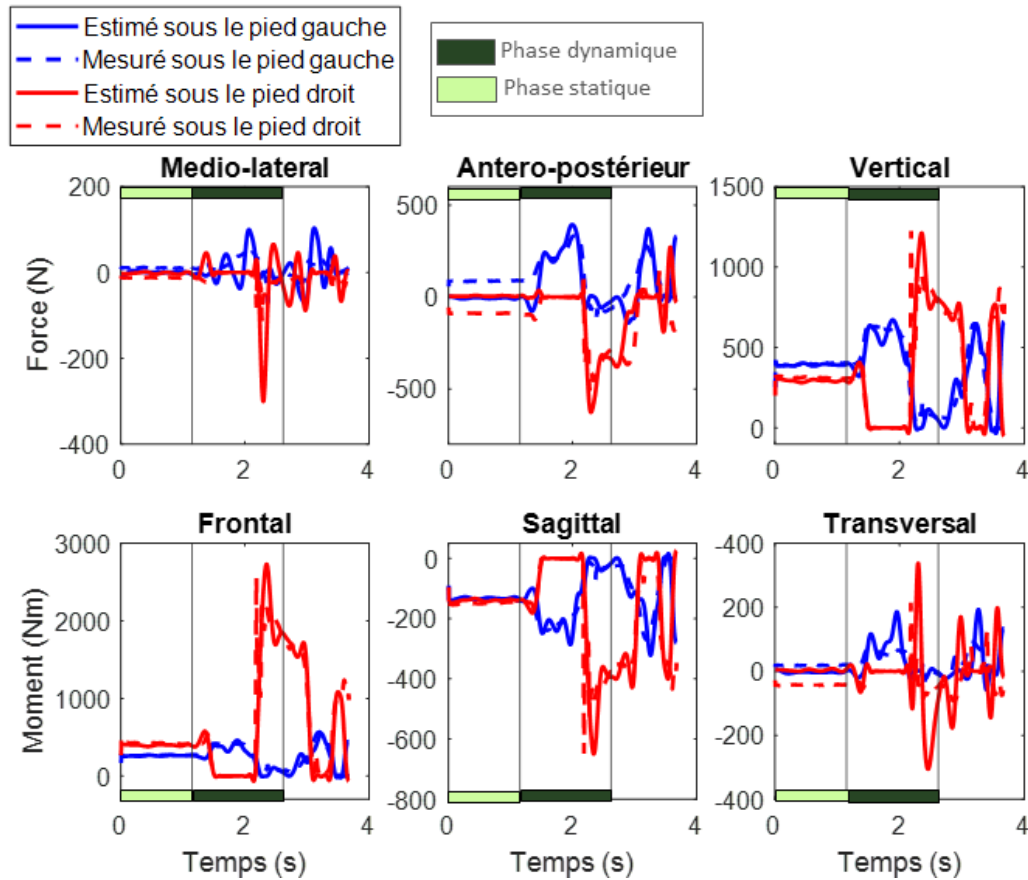


FIGURE 5.4 – Effort estimé avec $w_{ext} = 1$ et effort mesuré par les plateformes de force pour chaque pied (pied gauche en bleu; pied droit en rouge; escrimeur droitier) et selon chaque composante. La phase statique est signalée par la présence d'un bandeau de couleur vert clair, la phase dynamique est signalée par un bandeau de couleur vert foncé.

5.4 Discussion

L'intérêt de la prise en compte des couples articulaires dans l'étape de répartition de l'effort global dans les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction à approche par optimisation a été évalué sur des essais d'escrime. La précision de l'estimation de l'effort d'interaction dépend de la prise en compte ou non des couples articulaires.

5.4.1 Précision de l'estimation de l'effort d'interaction

En considérant uniquement les résultats obtenus sans prendre en compte les couples articulaires dans l'étape de répartition de l'effort global sur les points de contact, nos

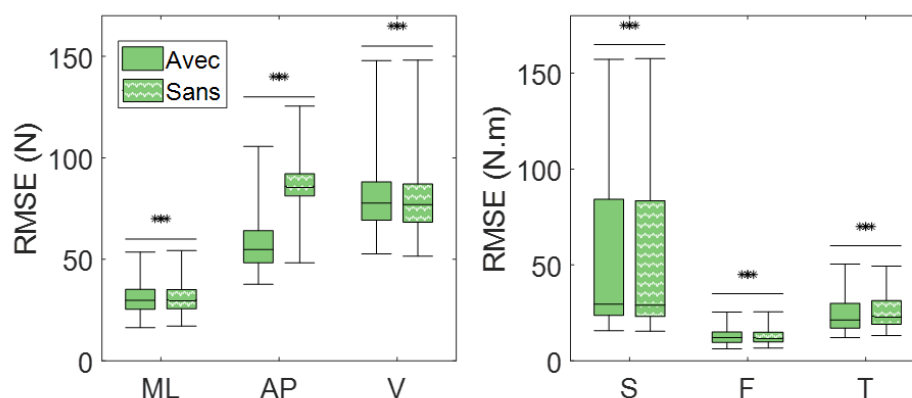


FIGURE 5.5 – RMSE entre l’effort d’interaction estimé et l’effort d’interaction mesuré par la plateforme de force calculé sur la totalité de la durée des essais avec la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext}=0,9$) et sans la prise en compte des couples articulaires ($w_{ext} = 1$). Le motif dans les boîtes à moustaches diffère selon la prise en compte ou non des efforts intérieurs (unis ou à motif). La RMSE selon chaque composante de l’effort d’interaction est représentée : la résultante selon l’axe médio-latéral (ML), selon l’axe antéro-postérieur (AP), selon l’axe vertical (V) et le moment d’axe normal au plan frontal (F), au plan sagittal (S), au plan transversal (T). La comparaison par paire (Wilcoxon) est indiquée par « *** » pour $p < 0,001$, « ** » pour $p < 0,05$ et « * » pour $p < 0,01$.

résultats sont comparables aux résultats présentés dans PONTONNIER et al., 2019. Notre étude porte sur le même jeu de données et la méthode d’estimation de l’effort d’interaction est similaire à la méthode présentée : le modèle de pied, le critère d’exclusion de certains essais, la position et le nombre de points de contact, les seuils de détection de contact et la fréquence de coupure du filtrage des efforts d’interaction estimés différent. Dans PONTONNIER et al., 2019, les auteurs évaluent la précision de leur méthode selon la RMSE moyenne entre l’effort d’interaction estimé et l’effort d’interaction mesuré par les plateformes de force : 12 N (31 N dans notre étude) pour la composante médio-latérale, 71 N (87 N dans notre étude) pour la composante antéro-postérieure, 66 N (80 N dans notre étude) pour la composante verticale, 85 N.m (51 N.m dans notre étude) pour la composante frontale, 16 N.m (13 N.m dans notre étude) pour la composante sagittale et 30 N.m (25 N.m dans notre étude) pour la composante transversale.

La prise en compte des couples articulaires dans la méthode de répartition de l’effort extérieur améliore la précision de l’estimation de l’effort d’interaction indépendamment de la valeur du coefficient associé à ceux-ci. La minimisation des couples articulaires ou la minimisation des couples articulaires et des efforts extérieurs permet d’obtenir la même précision. Minimiser les couples articulaires semblent impliquer la minimisation des efforts

extérieurs. Sans différences significatives selon la valeur de w_{ext} , les meilleurs résultats en termes de précision ont été obtenus avec $w_{ext}=0,9$.

L'amélioration de la précision de l'estimation de l'effort d'interaction liée à la prise en compte des couples articulaires concerne les phases statiques et est sans influence sur les phases dynamiques (Figure 5.2). Lors des phases statiques, les couples articulaires net sont minimisés en vue d'économiser l'énergie et d'améliorer l'équilibre postural. Lors des phases dynamiques, la performance peut être caractérisée par la rapidité du mouvement (augmenter les valeurs des vitesses articulaires), la puissance associées aux articulations (à vitesse articulaire donnée, augmenter la valeur des couples articulaires). Ces phases comprennent des phases de simple support lors desquelles le problème d'estimation de l'effort d'interaction n'est pas indéterminé (les 6 équations de l'équilibre dynamique permettent de déterminer les 6 inconnues du torseur dynamique s'appliquant à l'unique pied en contact). La précision de l'estimation de l'effort d'interaction est plus grande lors des phases statiques, les efforts sont plus faibles en terme d'amplitude lors de ces phases.

De même, l'amélioration de la précision liée à la prise en compte des couples articulaires concerne les composantes antéro-postérieures et transversales. La position des escrimeurs, de fente, est caractérisée par la position d'un pied très en avant par rapport au bassin. Cette posture permet d'avoir une forte stabilité selon l'axe antéro-postérieur (et une faible stabilité selon l'axe médio-latéral).

5.4.2 Limites et perspectives

Le mouvement de fente en escrime est caractérisé par un potentiel contact sur le côté du pied avec le sol et un fort angle d'éversion du pied. Ces caractéristiques ont mené à considérer des valeurs de seuils de détection de contact plus élevées que dans le Chapitre 3. Ainsi des efforts ont été considérés sous le pied alors que le contact était localisé, à ces instants, sur le côté du pied. L'ajout de points de contact placés sur le côté du pied devrait être envisagé pour l'étude des mouvements d'escrime.

La précision de l'estimation de l'effort d'interaction pourrait être évaluée en terme de précision des couples articulaires estimés. Les couples articulaires obtenus à partir de l'effort d'interaction estimé pourrait être comparés aux couples articulaires obtenus à partir de l'effort d'interaction mesuré par les plateformes de force.

La distinction entre phase statique et phase dynamique se base sur la structure du mouvement de fente. Cette distinction n'est pas transposable à d'autres domaines et d'autres mouvements. Lors de certains essais, les escrimeurs étaient en mouvement lors

des phases de garde via un mouvement de balancier d'avant en arrière. La caractérisation de ces phases en phases statiques pose question. Ces essais correspondent aux valeurs maximales de RMSE sur les phases statiques (Figure 5.2). Les valeurs de RMSE ainsi obtenues lors de ces phases correspondent aux valeurs moyennes obtenues sur les phases dynamiques. Un critère basé sur des quantités biomécaniques devrait être développé.

Les fentes d'escrimes ont été réalisées selon un axe défini dans le repère global, assimilé à l'axe antéro-postérieur. Ce repère global ne coïncide pas avec le repère anatomique du participant (Figure 1.1) : l'orientation du bassin des escrimeurs ne coïncide pas avec l'orientation de leur épaules, la définition des plans anatomiques devrait alors être discutée. Des effets selon l'axe antéro-postérieur ont été décrits. L'étude d'autres mouvements permettrait d'étudier le lien hypothétique entre minimisation des couples articulaires et stabilisation. L'étude de mouvement de squat par exemple, avec un maintien de la position à différentes phases du squat permettrait d'étudier un mouvement lors duquel la stabilité prépondérante est selon l'axe médio-latéral.

5.5 Conclusion du chapitre

Ce chapitre propose une méthode d'estimation de l'effort d'interaction s'appuyant sur une minimisation des couples articulaires et des efforts extérieurs pour choisir une solution parmi l'infinité des solutions respectant l'équilibre dynamique global. L'influence de la part dans la fonction de coût associée aux couples articulaires par rapport aux efforts extérieurs a été évaluée en terme de précision de l'estimation de l'effort d'interaction. La part associée aux couples articulaires par rapport aux efforts extérieurs n'a pas d'influence sur la précision de l'estimation des efforts d'interaction.

La méthode a été évaluée sur des essais de fente d'escrime, caractérisés par une phase statique et une phase dynamique. La prise en compte des couples articulaires pour la répartition de l'effort global n'a pas eu d'influence lors des phases dynamiques. Leur prise en compte a eu une influence bénéfique en terme de précision de l'estimation des efforts d'interaction lors des phases statiques, sur l'axe antéro-postérieur, axe suivant lequel les escrimeurs mettent en œuvre des efforts de stabilisation.

CONCLUSION

Synthèse des travaux présentés

Dans cette thèse, nous avons proposé différentes contributions aux méthodes d'estimation de l'effort d'interaction à approche par optimisation, dans la méthode d'analyse du mouvement par dynamique inverse. Les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction visent à remplacer l'usage de plateformes de force par des méthodes exploitant des données issues d'un moyen de mesure ayant peu d'influence sur les conditions expérimentales ou sans capteurs dédiés.

Dans le Chapitre 2, nous avons mis en œuvre des semelles de pression afin de mesurer au cours du temps l'effort vertical et la position du centre de pression sous chaque pied. Avant d'envisager l'utilisation de ces données dans des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction, nous les avons évaluées. Cette évaluation a amené à développer une méthode de synchronisation et de localisation des données de semelles dans le repère associé aux données de mouvement. Cette étape s'appuie sur un essai réalisé sur des plateformes de force. Le mouvement réalisé lors de cette étape de calibration doit être similaire au mouvement étudié par la suite afin de maximiser la précision des données de semelles exprimées dans ce repère dans lequel est estimé l'effort d'interaction. Ainsi la précision de l'estimation de la position du centre de pression par des semelles de pression est supérieure à la précision de l'estimation de la position du centre de pression par les méthodes d'estimation de l'effort d'interaction.

Dans le Chapitre 3, nous avons contribué à l'étape de détection du contact dans la méthode d'estimation de l'effort d'interaction à approche par optimisation. Deux méthodes de détection de contact ont été comparées : une méthode de détection basée sur la cinématique du pied et une méthode basée sur des données de semelles de pression. Chaque méthode s'appuie sur des seuils dont les valeurs ont été réglées sur un critère de précision de l'estimation de l'effort d'interaction en terme de résultante et de position du centre de pression. Les deux méthodes ont permis d'atteindre des précisions d'estimation de l'effort d'interaction comparables mais proposent des cadres applicatifs différents. Notre étude a montré que la méthode basée sur la cinématique du pied nécessite de régler la valeur du

seuil de position du pied par rapport à la surface de contact ou du seuil de vitesse des points de contact envisagés. Le réglage des valeurs de seuils dépend du mouvement, des chaussures utilisées. Néanmoins cette méthode ne nécessite pas la mise en œuvre d'un autre moyen de mesure que ceux déjà mis en œuvre pour mesurer le mouvement. Les semelles de pression peuvent être utilisées en dehors du laboratoire. Elles permettent de détecter le contact sur toute surface (mobile, de hauteur variée, etc.) sans adaptation de la valeur du seuil.

Dans le Chapitre 4, deux modélisations du pied ont été comparées en terme de précision de l'estimation de l'effort d'interaction. Un modèle de pied en un segment correspond au modèle le plus simple. Une modélisation du pied en deux segments permet un suivi plus précis de la cinématique, en terme d'erreur de reconstruction, mais n'influence pas la précision de l'estimation de l'effort d'interaction.

Dans le Chapitre 5, nous avons contribué à l'étape de répartition de l'effort global dans la méthode d'estimation de l'effort d'interaction. Cette répartition respecte l'équilibre global de la dynamique et minimise une fonction de coût. La prise en compte des couples articulaires dans cette fonction de coût améliore l'estimation de l'effort d'interaction lors des phases statiques par rapport à l'effort estimé avec une fonction de coût n'incluant que les efforts extérieurs. Le poids associé aux couples articulaires par rapport aux efforts extérieurs n'affecte pas la précision de l'estimation. La prise en compte des couples articulaires semble traduire le maintien de l'équilibre postural.

Perspectives

Les contributions de cette thèse ont permis de questionner l'intérêt de la mise en œuvre de certaines méthodes pour l'amélioration de la précision de l'estimation de l'effort d'interaction en vue de ne plus utiliser de plateformes de force pour l'analyse du mouvement par dynamique inverse. Malgré une précision croissante, une erreur non négligeable subsiste. Il conviendrait de quantifier ce qu'est une erreur significative ou non selon l'application.

Des perspectives demeurent pour compléter le travail initié par cette thèse telle que l'utilisation des données de semelles pour améliorer l'étape de répartition de l'effort d'interaction. Les semelles de pression mesurent la position au cours du temps du centre de pression sous chaque pied. La précision de cette mesure est supérieure à la précision de l'estimation de la position du centre de pression par des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction. Cette mesure pourrait alors être utilisée comme donnée d'entrée dans les

méthodes d'estimation de l'effort d'interaction afin d'en améliorer la précision. Cette prise en compte pourrait consister à ne considérer qu'un point de contact par pied, mobile à la position du centre de pression mesurée par la semelle de pression comme dans VAN HULLE et al., 2020 ou à considérer une contrainte souple, un terme dans la fonction de coût relatif à la distance entre la position mesurée par la semelle de pression et la position estimée du centre de pression.

La minimisation des couples articulaires dans la méthode d'estimation de l'effort d'interaction mène au questionnement sur la précision de l'estimation de ces couples. Ces couples ne peuvent pas être directement mesurés. Le calcul de ces couples dépend de la cinématique, du modèle inertiel et de l'effort d'interaction. L'influence des erreurs de l'estimation de l'effort d'interaction sur l'erreur d'estimation des couples articulaires reste à étudier. Une première approche est de comparer les couples articulaires obtenus avec l'effort d'interaction estimé et les couples articulaires obtenus avec les données de plateformes.

La prise en compte des couples articulaires dans la méthode de répartition de l'effort global présente un fort potentiel dans les phases statiques. Néanmoins, la notion de phase statique et de phase dynamique reste à définir. Une étude avec des mouvements comprenant des phases statiques et dynamiques, comme, par exemple, des départs de course, la réalisation de squats, etc. permettrait d'étudier l'évolution au cours du temps de grandeurs biomécaniques pour définir un critère de dynamisme du mouvement. Aussi ces mouvements permettraient d'étudier plus en détails le potentiel lien entre maintien de l'équilibre postural et minimisation des couples articulaires.

En conclusion, l'analyse du mouvement par dynamique inverse sans usage de plateformes de force est possible grâce à l'utilisation de méthodes d'estimation d'effort d'interaction. Ces méthodes sont utilisables dans un nombre croissant de conditions expérimentales et avec une précision, elle aussi, croissante.

**SYNTHÈSE DES RÉFÉRENCES
DÉCRIVANT DES MÉTHODES
D'ESTIMATION DE L'EFFORT
D'INTERACTION (CHAPITRE 1)**

TABLEAU A.1 – Synthèse des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction présentées dans la partie 1.3. Les méthodes sont classées par date de publication. La classification de l'approche a été faite selon la description de la méthode utilisée : approche analytique (A), approche par apprentissage statistique (AA) et approche par optimisation (O).

Référence	Nombre de participants	Mouvement		Méthode d'évaluation Plateformes d'effort	Approche			Semelles de pression
		Marche	Autre		A	AS	O	
Koopman et al. 1995	19	x		x	x			
Forner-Cordero et al. 2006	5	x		x	x			x
Oh et al. 2013	48	x		x		x		
Robert 2013	6		x	x			x	
Fluit et al. 2014	9		x	x				x
Dijkstra 2015	10	x		x	x			
Jung 2016	10	x		x	x			
Karatsidis 2016	11	x		x	x			
Skals 2017	10		x	x				x
Lim 2019	7	x		x		x		
Van Hulle 2019	6	x		x				x
Johnson 2019	433 186 essais		x	x		x		
Pontonnier 2019	10		x	x				x
Muller 2020A	13		x	x				x
Muller 2020B	65		x	x				x
Honert 2022	18		x	x		x		x

**RÉSULTATS RELATIFS À LA PRÉCISION
DE L'ESTIMATION DE L'EFFORT
D'INTERACTION SELON LES
PARAMÈTRES DE DÉTECTION DU
CONTACT DANS LA MÉTHODE À SEUILS
CINÉMATIQUES (CHAPITRE 3)**

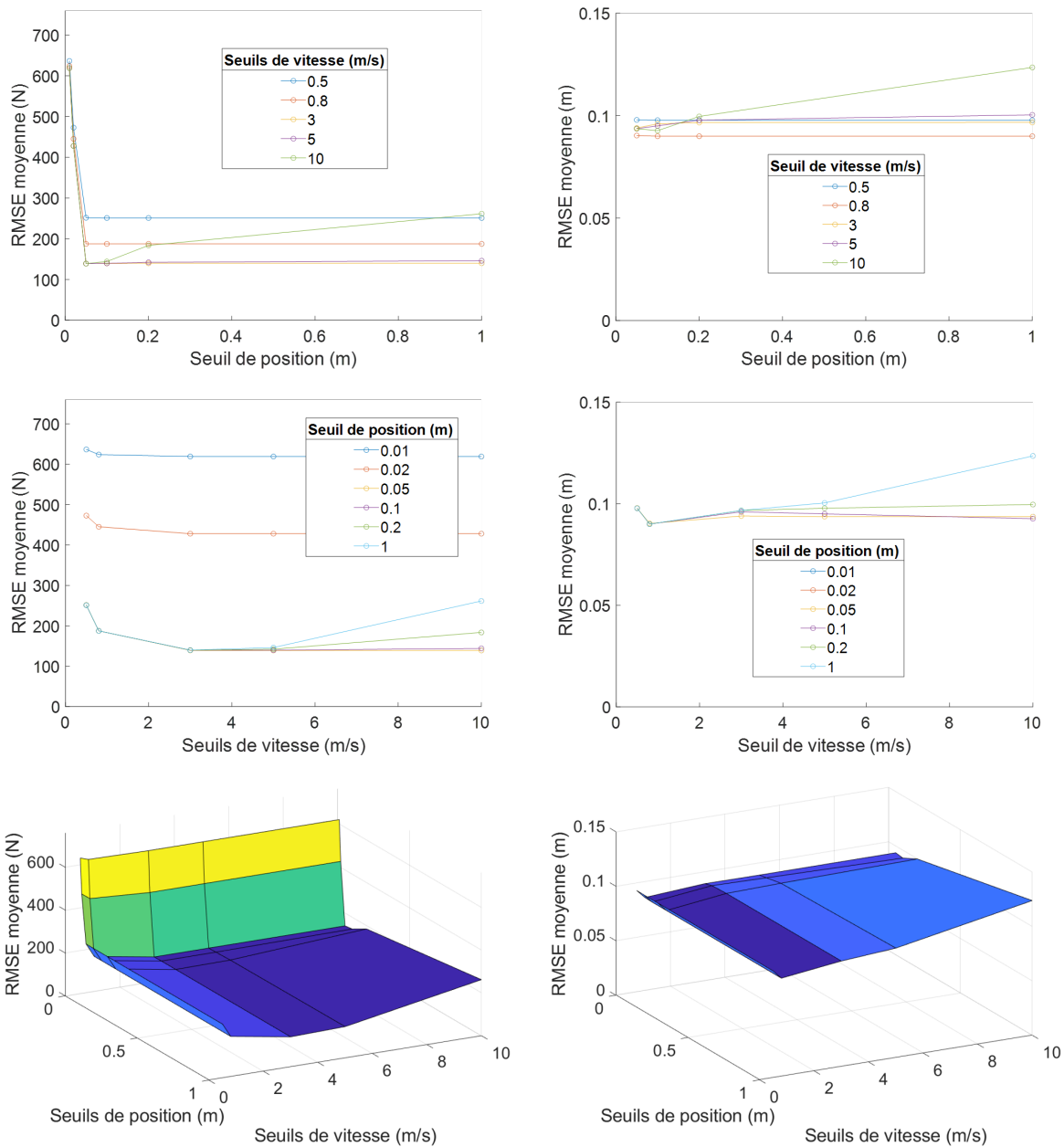


FIGURE B.1 – Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de course avec changement de direction.

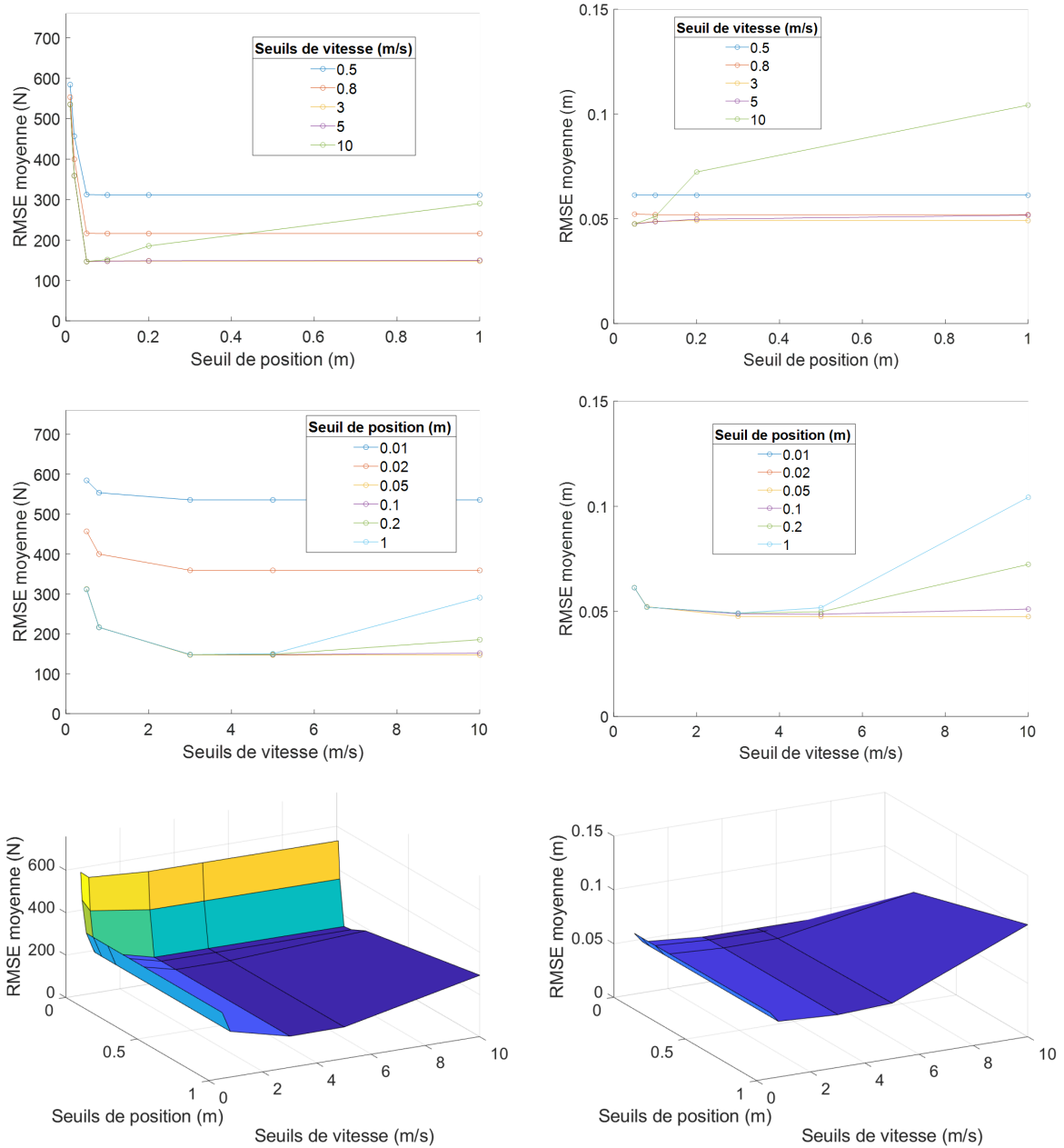


FIGURE B.2 – Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de course.

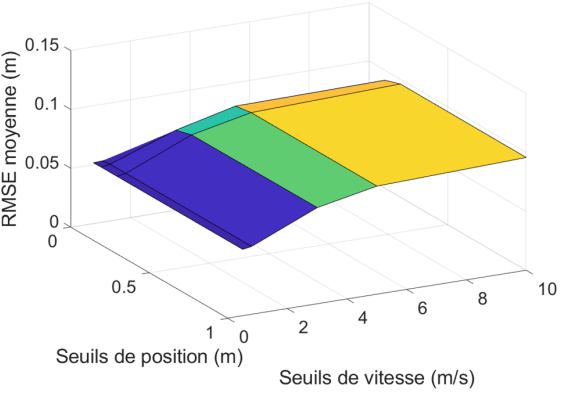
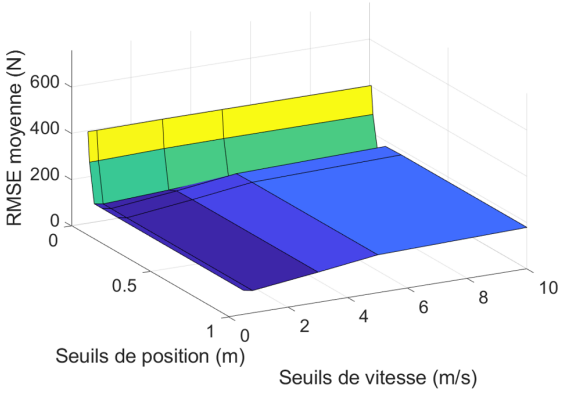
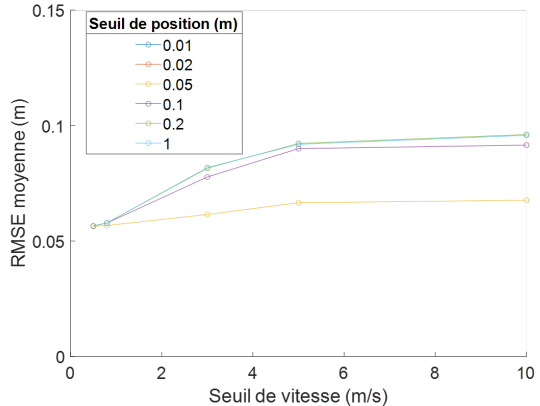
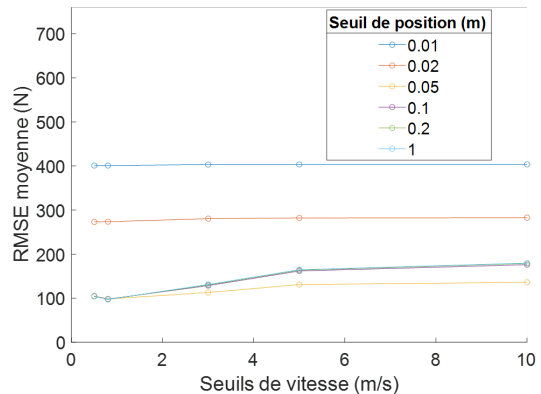
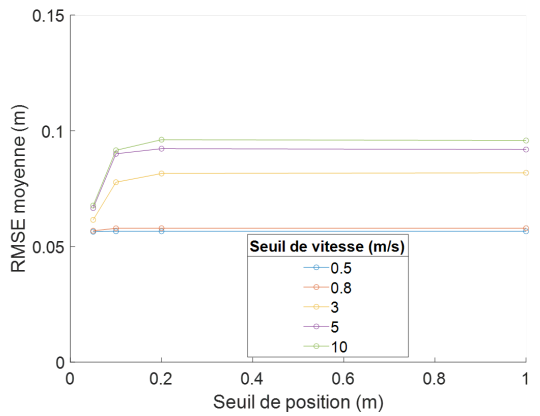
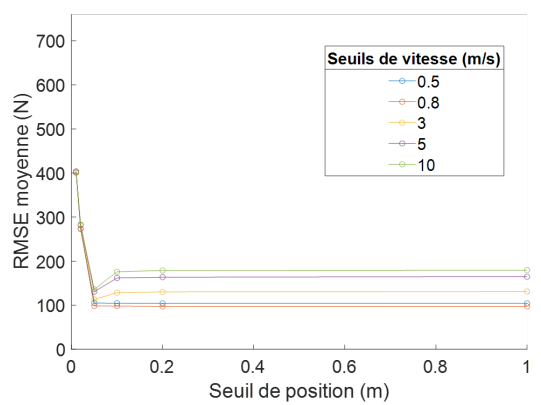


FIGURE B.3 – Précision de l'estimation de l'effort d'interaction avec comme méthode de détection la détection par seuils cinématiques pour les essais de marche.

JUSTIFICATION DE LA NORMALISATION DU TERME RELATIF AUX EFFORTS EXTÉRIEURS DANS LA FONCTION DE COÛT DE L'ÉTAPE DE RÉPARTITION DE L'EFFORT GLOBAL (CHAPITRE 5)

D'après l'équilibre dynamique, la somme sur l'ensemble des points de contact, des composantes verticales de l'effort d'interaction est égal à la composante verticale de l'effort global. On a

$$\sum_{i=1}^N F_i^z = F^z \text{ car } \forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, F_i^z \in [0, 1],$$

donc

$$\sum_{i=1}^N \frac{F_i^z}{F_i^{z,norm}} = \frac{F^z}{0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW},$$

d'où

$$\sum_{i=1}^N \gamma_i = \frac{F^z}{0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW}.$$

On a

$$\forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, 0 < \gamma_i < 1,$$

donc

$$\forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, 0 < \gamma_i^2 < \gamma_i.$$

Ainsi

$$\sum_{i=1}^N \gamma_i^2 < \sum_{i=1}^N \gamma_i = \frac{F^z}{0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW}.$$

On peut remarquer que ce majorant est atteint lorsqu'un seul point de contact est actif. C'est donc le maximum, le plus petit des majorants de l'expression. De plus,

$$\forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, -\mu\gamma_i < \alpha_i < \mu\gamma_i,$$

donc

$$\forall i \in \llbracket 1, N \rrbracket, \alpha_i^2 < \mu^2 \gamma_i^2.$$

Ainsi,

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N \alpha_i^2 &< \mu^2 \sum_{i=1}^N \gamma_i^2 \\ \sum_{i=1}^N \alpha_i^2 &< \mu^2 \frac{F^z}{0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW} \end{aligned}$$

Le raisonnement est analogue pour $\sum_{i=1}^N \beta_i^2$.

Or

$$\sum_{i=1}^N \left\| \frac{\mathbf{F}_i}{\mathbf{F}_i^{\text{norm}}} \right\|^2 = \sum_{i=1}^N \alpha_i^2 + \beta_i^2 + \gamma_i^2.$$

Finalement,

$$\sum_{i=1}^N \left\| \frac{\mathbf{F}_i}{\mathbf{F}_i^{\text{norm}}} \right\|^2 < (1 + 2\mu^2) \times \frac{F^z}{0,4 \times \frac{N}{N_0} \times \frac{N}{N_{actif}(t)} \times BW}.$$

BIBLIOGRAPHIE

- ADACHI, W., TSUJIUCHI, N., KOIZUMI, T., AIKAWA, M., SHIOJIMA, K., TSUCHIYA, Y., & INOUE, Y., (2011), Development of walking analysis system consisting of mobile force plate and motion sensor, *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4022-4025, <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090999>
- ANDERSON, D. E., MADIGAN, M. L., & NUSSBAUM, M. A., (2007), Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity : model development and application to the lower limb., *Journal of biomechanics*, 40 14, 3105-13.
- BAKER, R., (2006), Gait analysis methods in rehabilitation, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3 1, 4, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
- BAKER, R., & ROBB, J., (2006), Foot models for clinical gait analysis, *Gait & Posture*, 23 4, 399-400, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.03.005>
- BARRATT, G. K., BELLENGER, C., ROBERTSON, E. Y., LANE, J., & CROWTHER, R. G., (2021), Validation of Plantar Pressure and Reaction Force Measured by Moticon Pressure Sensor Insoles on a Concept2 Rowing Ergometer, *Sensors*, 21 7, 2418, <https://doi.org/10.3390/s21072418>
- BRUENING, D. A., COONEY, K. M., & BUCZEK, F. L., (2012), Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I : Model repeatability and kinematic validity, *Gait & Posture*, 35 4, 529-534, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.363>
- BUCHANAN, T., LLOYD, D., MANAL, K., & BESIER, T., (2004), Neuromusculoskeletal Modeling : Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command, *Journal of applied biomechanics*, 20, 367-95, <https://doi.org/10.1123/jab.20.4.367>
- CARSON, M. C., HARRINGTON, M. E., THOMPSON, N., O'CONNOR, J. J., & THEOLOGIS, T. N., (2001), Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications : a repeatability analysis, *Journal of Biomechanics*, 34 10, 1299-1307, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00101-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00101-4)

-
- CATALFAMO, P., MOSER, D., GHOUSSAYNI, S., & EWINS, D., (2008), Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system, *Gait & Posture*, 28 3, 420-426, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.019>
- CHAFFIN, D. B., ANDERSON, G. B., & MARTIN, B. J., (2006), *Occupational biomechanics* (John wiley & sons).
- CHAO, E. Y.-S., & RIM, K., (1973), Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait, *Journal of Biomechanics*, 6 5, 497-510, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90008-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90008-0)
- CHESNIN, K. J., SELBY-SILVERSTEIN, L., & BESSER, M. P., (2000), Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate : concurrent validity of center of pressure measurements, *Gait & Posture*, 12 2, 128-133, [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00071-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00071-0)
- CORDERO, A. F., KOOPMAN, H. J. F. M., & HELM, F. C. T. v. d., (2004), Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces, *Journal of Biomechanics*, 37 9, 1427-1432, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.016>
- COURTEMANCHE, S., (2014), *Analysis and Simulation of Optimal Motions in Rock Climbing* (thèse de doct.) [Dirigée par REVERET L. 2014GRENM082], Université de Grenoble.
- CRONIN, J., MCNAIR, P., & MARSHALL, R., (2003), Lunge performance and its determinants, *Journal of sports sciences*, 21, 49-57, <https://doi.org/10.1080/0264041031000070958>
- DAMSGAARD, M., RASMUSSEN, J., CHRISTENSEN, S. T., SURMA, E., & ZEE, M. d., (2006), Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14 8, 1100-1111, <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2006.09.001>
- SIMS 2004
- DEBBI, E. M., WOLF, A., GORYACHEV, Y., YIZHAR, Z., LUGER, E., DEBI, R., & HAIM, A., (2012), In-shoe center of pressure : Indirect force plate vs. direct insole measurement, *The Foot*, 22 4, 269-275, <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.07.001>
- DELP, S. L., ANDERSON, F. C., ARNOLD, A. S., LOAN, P., HABIB, A., JOHN, C. T., GUENDELMAN, E., & THELEN, D. G., (2007), OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54 11, 1940-1950, <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

-
- DELP, S. L., (1990), *Surgery simulation : a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb* (Stanford University).
- DEMESTRE, L., MORIN, P., MAY, F., BIDEAU, N., NICOLAS, G., PONTONNIER, C., & DUMONT, G., (2022), Motion-Based Ground Reaction Forces and Moments Prediction Method for Interaction With a Moving and/or Non-Horizontal Structure, *Journal of Biomechanical Engineering*, *144* 11, <https://doi.org/10.1115/1.4054835>
- DESCHAMPS, K., STAES, F., BRUYNINCKX, H., BUSSCHOTS, E., JASPERS, E., ATRE, A., & DESLOOVERE, K., (2012), Repeatability in the assessment of multi-segment foot kinematics., *Gait & posture*, *35* 2, 255-60.
- DÍEZ, L. E., BAHILLO, A., OTIM, T., & OTEGUI, J., (2018), Step Length Estimation Using UWB Technology : A Preliminary Evaluation, *2018 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN)*, 1-8, <https://doi.org/10.1109/IPIN.2018.8533731>
- DIJKSTRA, E. J., & GUTIERREZ-FAREWIK, E. M., (2015), Computation of ground reaction force using Zero Moment Point, *Journal of Biomechanics*, *48* 14, 3776-3781, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.08.027>
- DORN, T. W., LIN, Y.-C., & PANDY, M. G., (2012), Estimates of muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modelled, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15* 6, 657-668, <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.554413>
- DUMAS, R., CHÈZE, L., & VERRIEST, J. .-, (2007), Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters, *Journal of Biomechanics*, *40* 3, 543-553, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- DUMAS, R., ANDERSEN, M. S., & BEGON, M., (2016), What are the joint models used in multibody kinematic optimisation for the estimation of human joint kinematics? a review, *4th International Digital Human Modeling Symposium*.
- EDWARDS, W. B., DERRICK, T. R., & HAMILL, J., (2017), Time Series Analysis in Biomechanics, In B. MÜLLER, S. I. WOLF, G.-P. BRUEGGEMANN, Z. DENG, A. MCINTOSH, F. MILLER & W. S. SELBIE (Éd.), *Handbook of Human Motion* (p. 1-24), Springer International Publishing, https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_178-1
- ELVITIGALA, D. S., MATTHIES, D. J., DAVID, L., WEERASINGHE, C., & NANAYAKKARA, S., (2019), GymSoles : Improving Squats and Dead-Lifts by Visualizing the User's

-
- Center of Pressure. In *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (p. 1-12), Association for Computing Machinery.
- ERDEMIR, A., MCLEAN, S., HERZOG, W., & van den BOGERT, A. J., (2007), Model-based estimation of muscle forces exerted during movements, *Clinical Biomechanics*, *22* 2, 131-154, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005>
- FEATHERSTONE, R., (2008), *Rigid Body Dynamics Algorithms*, Springer, Boston, MA, <https://doi.org/10.1007/978-1-4899-7560-7>
- FLUIT, R., ANDERSEN, M. S., KOLK, S., VERDONSCHOT, N., & KOOPMAN, H. F. J. M., (2014), Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living, *Journal of Biomechanics*, *47* 10, 2321-2329, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.030>
- FOHANNO, V., COLLOUD, F., BEGON, M., & LACOUTURE, P., (2010), Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm : a pilot study, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *13* sup1, 55-56, <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.491958>
- FOHANNO, V., BEGON, M., LACOUTURE, P., & COLLOUD, F., (2014), Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints, *Multibody System Dynamics*, *31* 4, 433-449, <https://doi.org/10.1007/s11044-013-9366-7>
- FORNER-CORDERO, A., KOOPMAN, H. J. F. M., & HELM, F. C. T. v. d., (2006), Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles, *Gait & Posture*, *23* 2, 189-199, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.002>
- FORRESTER, S. E., (2015), Selecting the number of trials in experimental biomechanics studies, *International Biomechanics*, *2*, 62-72, <https://doi.org/10.1080/23335432.2015.1049296>
- FRADET, L., SIEGEL, J., DAHL, M., ALIMUSAJ, M., & WOLF, S. I., (2009), Spatial synchronization of an insole pressure distribution system with a 3D motion analysis system for center of pressure measurements, *Medical & Biological Engineering & Computing*, *47* 1, 85-92, <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0382-3>
- FRITZ, J., KRÖLL, J., & SCHWAMEDER, H., (2019), Influence of body segment parameter estimation on calculated ground reaction forces in highly dynamic movements, *Journal of Biomechanics*, *84*, 11-17, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.008>

-
- GARNER, B. A., & PANDY, M. G., (2001), Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 42, 93-126, <https://doi.org/10.1080/10255840008908000>
- GHOLAMI, F., PÀMIES-VILÀ, R., KÖVECSÉS, J., & FONT-LLAGUNES, J. M., (2015), Effects of foot modelling on the human ankle kinematics and dynamics, *Mechanism and Machine Theory*, 93, 175-184, <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2015.07.003>
- GHOUSSAYNI, S., STEVENS, C., DURHAM, S., & EWINS, D., (2004), Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals, *Gait & Posture*, 203, 266-272, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.001>
- GORTON, G. E., HEBERT, D. A., & GANNOTTI, M. E., (2009), Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories, *Gait & Posture*, 293, 398-402, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.060>
- HAERING, D., PONTONNIER, C., & DUMONT, G., (2017), Which mathematical model best fit the maximal isometric torque-angle relationship of the elbow?, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20 sup1, S101-S102, <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382881>
- HANSEN, A. H., CHILDRESS, D. S., & MEIER, M. R., (2002), A simple method for determination of gait events, *Journal of Biomechanics*, 351, 135-138, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00174-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00174-9)
- HILL, A. V., (1938), The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126843, 136-195, <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- HONERT, E. C., HOITZ, F., BLADES, S., NIGG, S. R., & NIGG, B. M., (2022), Estimating Running Ground Reaction Forces from Plantar Pressure during Graded Running, *Sensors*, 229, <https://doi.org/10.3390/s22093338>
- JOHNSON, W. R., ALDERSON, J., LLOYD, D., & MIAN, A., (2019), Predicting Athlete Ground Reaction Forces and Moments From Spatio-Temporal Driven CNN Models, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 663, 689-694, <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2854632>
- JÖNSSON, M., MUNKHAMMAR, T., NORRBRAND, L., & BERG, H. E., (2019), Foot centre of pressure and ground reaction force during quadriceps resistance exercises; a

-
- comparison between force plates and a pressure insole system, *Journal of Biomechanics*, *87*, 206-210, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.03.004>
- JUNG, Y., JUNG, M., RYU, J., YOON, S., PARK, S.-K., & KOO, S., (2016), Dynamically adjustable foot-ground contact model to estimate ground reaction force during walking and running, *Gait & Posture*, *45*, 62-68, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.005>
- KARATSIDIS, A., BELLUSCI, G., SCHEPERS, M., de ZEE, M., ANDERSEN, M., & VELTINK, P., (2017), Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture, *Sensors*, *17*, 75, <https://doi.org/10.3390/s17010075>
- KERR, A., RAFFERTY, D., DALL, P., SMIT, P., & BARRIE, P., (2010), Using an Optical Proximity Sensor to Measure Foot Clearance During Gait : Agreement With Motion Analysis, *Journal of Medical Devices*, *4* 3, <https://doi.org/10.1115/1.4002179>
- KOOPMAN, B., GROOTENBOER, H. J., & de JONGH, H. J., (1995), An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking, *Journal of Biomechanics*, *28* 11, 1369-1376, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00185-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00185-7)
- KRUK, E. v. d., & REIJNE, M. M., (2018), Accuracy of human motion capture systems for sport applications ; state-of-the-art review, *European Journal of Sport Science*, *18* 6, 806-819, <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>
- LEARDINI, A., CARAVAGGI, P., THEOLOGIS, T., & STEBBINS, J., (2019), Multi-segment foot models and their use in clinical populations, *Gait & Posture*, *69*, 50-59, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>
- LIM, H., KIM, B., & PARK, S., (2020), Prediction of Lower Limb Kinetics and Kinematics during Walking by a Single IMU on the Lower Back Using Machine Learning, *Sensors*, *20* 1, 130, <https://doi.org/10.3390/s20010130>
- LIU, T., INOUE, Y., & SHIBATA, K., (2010), A wearable force plate system for the continuous measurement of triaxial ground reaction force in biomechanical applications, *Measurement Science and Technology*, *21* 8, 085804, <https://doi.org/10.1088/0957-0233/21/8/085804>
- LIVET, C., ROUVIER, T., SAURET, C., PILLET, H., DUMONT, G., & PONTONNIER, C., (2022), A penalty method for constrained multibody kinematics optimisation using a Levenberg–Marquardt algorithm, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-12, <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2093607>
doi : 10.1080/10255842.2022.2093607

-
- LONG, J. T., EASTWOOD, D. C., GRAF, A. R., SMITH, P. A., & HARRIS, G. F., (2010), Repeatability and sources of variability in multi-center assessment of segmental foot kinematics in normal adults, *Gait & Posture*, *31* 1, 32-36, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.240>
- LU, T.-W., & O'CONNOR, J. J., (1999), Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints, *Journal of Biomechanics*, *32* 2, 129-134, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)
- MILLARD, M., & MOMBIAUR, K., (2019), A Quick Turn of Foot : Rigid Foot-Ground Contact Models for Human Motion Prediction, *Frontiers in Neurorobotics*, *13*, <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00062>
- MO, S., & CHOW, D. H. K., (2018), Accuracy of three methods in gait event detection during overground running, *Gait & Posture*, *59*, 93-98, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.009>
- MULLER, A., PONTONNIER, C., ROBERT-LACHAINE, X., DUMONT, G., & PLAMONDON, A., (2020a), Motion-based prediction of external forces and moments and back loading during manual material handling tasks, *Applied Ergonomics*, *82*, 102935, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102935>
- MULLER, A., GERMAIN, C., PONTONNIER, C., & DUMONT, G., (2015), A simple method to calibrate kinematical invariants : application to overhead throwing.
- MULLER, A., PONTONNIER, C., & DUMONT, G., (2017), Uncertainty propagation in multibody human model dynamics, *Multibody System Dynamics*, *40* 2, 177-192, <https://doi.org/10.1007/s11044-017-9566-7>
- MULLER, A., PONTONNIER, C., & DUMONT, G., (2020b), Motion-Based Prediction of Hands and Feet Contact Efforts During Asymmetric Handling Tasks, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *67* 2, 344-352, <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2913308>
- MULLER, A., PONTONNIER, C., PUCHAUD, P., & DUMONT, G., (2019), CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation, *Journal of Open Source Software*, *4* 33, 927, <https://doi.org/10.21105/joss.00927>
- MURO-DE-LA-HERRAN, A., GARCIA-ZAPIRAIN, B., & MÉNDEZ-ZORRILLA, A., (2014), Gait Analysis Methods : An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications, *Sensors (Basel, Switzerland)*, *14*, 3362-3394, <https://doi.org/10.3390/s140203362>

-
- NAVARRO, E., MANCEBO, J. M., FARAZI, S., del OLMO, M., & LUENGO, D., (2022), Foot Insole Pressure Distribution during the Golf Swing in Professionals and Amateur Players, *Applied Sciences*, 121, <https://doi.org/10.3390/app12010358>
- O'CONNOR, C. M., THORPE, S. K., O'MALLEY, M. J., & VAUGHAN, C. L., (2007), Automatic detection of gait events using kinematic data, *Gait & Posture*, 253, 469-474, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.016>
- 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*, 4614, 2372-2380, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.036>
- OSIS, S. T., HETTINGA, B. A., & FERBER, R., (2016), Predicting ground contact events for a continuum of gait types : An application of targeted machine learning using principal component analysis, *Gait & Posture*, 46, 86-90, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.021>
- PANERO, E., GASTALDI, L., & RAPP, W., (2017), Two-Segment Foot Model for the Biomechanical Analysis of Squat (R. MORALES, Éd.) [Publisher : Hindawi], *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, 9652948, <https://doi.org/10.1155/2017/9652948>
- PFISTER, A., WEST, A. M., BRONNER, S., & NOAH, J. A., (2014), Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 385, 274-280, <https://doi.org/10.3109/03091902.2014.909540>
- PILLET, H., SANGEUX, M., HAUSSELLE, J., RACHKIDI, R. E., & SKALLI, W., (2014), A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers, *Gait & Posture*, 391, 655-658, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.020>
- PONTONNIER, C., LIVET, C., MULLER, A., SOREL, A., DUMONT, G., & BIDEAU, N., (2019), Ground reaction forces and moments prediction of challenging motions : fencing lunges, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22sup1, S523-S525, <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1715005>
doi : 10.1080/10255842.2020.1715005
- PUCHAUD, P., SAURET, C., MULLER, A., BIDEAU, N., DUMONT, G., PILLET, H., & PONTONNIER, C., (2020), Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 233, 114-

-
- 125, <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1705798>
doi : 10.1080/10255842.2019.1705798
- PUCHAUD, P., (2020), *Modélisation musculo-squelettique générique et spécifique en vue du support de l'activité physique du soldat* (thèse de doct.) [Dirigée par Pontonnier, C., Dumont, G. et Bideau, N. 2020ENSR0024], École normale supérieure de Rennes.
- PUCHAUD, P., DUMONT, G., BIDEAU, N., & PONTONNIER, C., (2019), Knee torque generation capacities modelled with physiological torque-angle-velocity relationships, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *22 sup1*, S286-S288, <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714915>
- QI, Y., SOH, C. B., GUNAWAN, E., LOW, K.-S., & MASKOOKI, A., (2013), Using wearable UWB radios to measure foot clearance during walking, *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 5199-5202, <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610720>
- REINBOLT, J. A., SCHUTTE, J. F., FREGLY, B. J., KOH, B. I., HAFTKA, R. T., GEORGE, A. D., & MITCHELL, K. H., (2005), Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization, *Journal of Biomechanics*, *38*, 621-626, <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.031>
- 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*, 2750-2759, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.001>
- ROBERT, T., CAUSSE, J., & MONNIER, G., (2013), Estimation of external contact loads using an inverse dynamics and optimization approach : General method and application to sit-to-stand maneuvers, *Journal of Biomechanics*, *46*, 2220-2227, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.037>
- SALIS, F., BERTULETTI, S., BONCI, T., CROCE, U. D., MAZZÀ, C., & CEREATTI, A., (2021), A method for gait events detection based on low spatial resolution pressure insoles data, *Journal of Biomechanics*, *127*, 110687, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110687>
- SANKEY, S. P., ROBINSON, M. A., & VANRENTERGHEN, J., (2020), Whole-body dynamic stability in side cutting : Implications for markers of lower limb injury risk and change of direction performance, *Journal of Biomechanics*, *104*, 109711, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109711>

-
- SARASWAT, P., ANDERSEN, M. S., & MACWILLIAMS, B. A., (2010), A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis, *Journal of Biomechanics*, *43*9, 1645-1652, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.005>
- SEO, S. G., LEE, D. Y., MOON, H. J., KIM, S. J., KIM, J., LEE, K. M., CHUNG, C. Y., & CHOI, I. H., (2014), Repeatability of a multi-segment foot model with a 15-marker set in healthy adults, *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*1, 24, <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-24>
- 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, <https://doi.org/10.1007/s11044-016-9537-4>
- SKOGSTAD, S., NYMOEN, K., HØVIN, M., HOLM, S., & JENSENIUS, A., (2013), *Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications* (Graduate School of Culture Technology, KAIST), <https://doi.org/10.5281/zenodo.1178662>
- SOREL, A., PLANTARD, P., BIDEAU, N., & PONTONNIER, C., (2019), Studying fencing lunge accuracy and response time in uncertain conditions with an innovative simulator [Publisher : Public Library of Science], *PLOS ONE*, *14*7, 1-17, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0218959>
- SOUTHGATE, D. D. F. L., PRINOLD, D. J. A. I., & WEINERT-APLIN, D. R. A., (2016), Motion Analysis in Sport. In *Motion Analysis in Sports* (WORLD SCIENTIFIC (EUROPE)), p. 3-30), <https://doi.org/10.1142/q0012>
- STÖGGL, T., & MARTINER, A., (2017), Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements, *Journal of Sports Sciences*, *35*2, 196-206, <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1161205>
doi : 10.1080/02640414.2016.1161205
- THOMPSON, L. A., BADACHE, M., CALE, S., BEHERA, L., & ZHANG, N., (2017), Balance Performance as Observed by Center-of-Pressure Parameter Characteristics in Male Soccer Athletes and Non-Athletes, *Sports*, *5*4, 86, <https://doi.org/10.3390/sports5040086>
- VAN HULLE, R., SCHWARTZ, C., DENOËL, V., CROISIER, J.-L., FORTHOMME, B., & BRÜLS, O., (2020), A foot/ground contact model for biomechanical inverse dynamics analysis, *Journal of Biomechanics*, *100*, 109412, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109412>

-
- VAUGHAN, C. L., (2003), Theories of bipedal walking : an odyssey, *Journal of Biomechanics*, 364, 513-523, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00419-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00419-0)
- VEEN, S. M. v. d., HAMMERBECK, U., BAKER, R. J., & HOLLANDS, K. L., (2018), Validation of gait event detection by centre of pressure during target stepping in healthy and paretic gait, *Journal of Biomechanics*, 79, 218-222, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.039>
- VIGNAIS, N., MIEZAL, M., BLESER, G., MURA, K., GORECKY, D., & MARIN, F., (2013), Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing, *Applied Ergonomics*, 444, 566-574, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.008>
- WAHAB, Y., & BAKAR, N. A., (2011), Gait analysis measurement for sport application based on ultrasonic system, *2011 IEEE 15th International Symposium on Consumer Electronics (ISCE)*, 20-24, <https://doi.org/10.1109/ISCE.2011.5973775>
- WILLIAMSON, R., & ANDREWS, B., (2000), Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 83, 312-319, <https://doi.org/10.1109/86.867873>
- WRIGHT, C. J., ARNOLD, B. L., COFFEY, T. G., & PIDCOE, P. E., (2011), Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults, *Gait & Posture*, 331, 108-112, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.084>
- WU, G., SIEGLER, S., ALLARD, P., KIRTLEY, C., LEARDINI, A., ROSENBAUM, D., WHITTLE, M., D'LIMA, D. D., CRISTOFOLINI, L., WITTE, H., SCHMID, O., & STOKES, I., (2002), ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics, *Journal of Biomechanics*, 354, 543-548, [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00222-6)
- WU, G., van der HELM, F. C. T., (DIRKJAN) VEEGER, H. E. J., MAKHSOUS, M., VAN ROY, P., ANGLIN, C., NAGELS, J., KARDUNA, A. R., MCQUADE, K., WANG, X., WERNER, F. W., & BUCHHOLZ, B., (2005), ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand, *Journal of Biomechanics*, 385, 981-992, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- XIANG, Y., ARORA, J. S., & ABDEL-MALEK, K., (2010), Physics-based modeling and simulation of human walking : a review of optimization-based and other approaches, *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 421, 1-23, <https://doi.org/10.1007/s00158-010-0496-8>

Z. SONG, J. OU, L. SHU, G. HU, S. WU, X. XU & Z. CHEN, (2022), Fall Risk Assessment for the Elderly Based on Weak Foot Features of Wearable Plantar Pressure, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 30, 1060-1070, <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3167473>

Titre : Contribution aux méthodes d'estimation de l'effort d'interaction pour l'analyse biomécanique du mouvement

Mot clés : biomécanique, effort d'interaction, contact, semelle de pression, couple articulaire

Résumé : L'analyse quantifiée du mouvement dans les domaines du sport, clinique et de l'ergonomie cherche à estimer des grandeurs biomécaniques pour décrire le mouvement. Ces grandeurs ne peuvent pas être mesurées directement. C'est pourquoi, on modélise l'humain comme un système polyarticulé et actionné par des muscles. Ce modèle sert à l'analyse des données de mouvement et d'efforts extérieurs mesurés en laboratoire dans les cas d'usage d'analyse musculo-squelettique. Les grandeurs biomécaniques sont alors quantifiées sur ce modèle. Néanmoins, l'acquisition des données expérimentales nécessite la mise en œuvre de capteurs, notamment de plateformes de force qui

constituent un frein à la réalisation de ces études. Pour envisager le déploiement des méthodes d'analyse du mouvement en dehors des laboratoires dédiés, l'usage de plateformes de force doit être remplacé par des méthodes d'estimation de l'effort d'interaction.

Cette thèse propose de contribuer à ces méthodes en abordant les axes de travail suivants :

- l'amélioration des méthodes en exploitant des données issues d'un moyen de mesure ayant peu d'influence sur les conditions expérimentales : les semelles de pression ;
- l'amélioration des méthodes sans capteur dédié à cette mesure.

Title: Contribution to interaction force estimation methods for biomechanical motion analysis

Keywords: biomechanics, interaction force, contact, pressure insole, joint torque

Abstract: Quantified movement analysis in sport, clinical and ergonomic science seeks to estimate biomechanical quantities to describe movement. These quantities cannot be simply measured. Therefore, the human being is modelled as a polyarticulated, muscle-driven system. This model is used for the analysis of movement data and external forces measured in the laboratory in the use cases of musculoskeletal analysis. The biomechanical quantities are then quantified on this model. Nevertheless, the acquisition of experimental data requires the use of sensors, particularly force platforms, which are a hindrance to the

performance of these studies. In order to consider the deployment of motion analysis methods outside dedicated laboratories, the use of force platforms must be replaced by interaction force estimation methods.

This thesis proposes to contribute to these methods by addressing the following axes of work:

- improving methods by using data from a measuring device that has little influence on the experimental conditions: pressure insoles;
- the improvement of sensorless methods for this measurement.