

MODÉLISATION MUSCULOSQUELETTIQUE EN VUE D'UNE ANALYSE DE LA DÉMARCHE SYMÉTRIQUE ET ASYMÉTRIQUE

par

Margot RONAT

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. SC. A.

MONTRÉAL, LE 18 MARS 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Margot Ronat, 2024



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, Directeur de mémoire
Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure

Mme Beauséjour Marie-Hélène, Présidente du jury
Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure

M. Durandau Guillaume, Membre du jury
Département de Génie Mécanique, McGill University

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

LE 15 MARS 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite exprimer ma profonde gratitude envers mon directeur de recherche, M. Rachid Aissaoui, pour m'avoir confié ce projet et pour son soutien tout au long de cette expérience. Grâce à lui, j'ai pu plonger dans le monde de la recherche, ce qui m'a énormément enrichi. Je le remercie sincèrement pour ses précieux conseils et le temps qu'il a généreusement consacré lors de nos nombreuses et longues réunions.

Je tiens également à remercier mon directeur pour les opportunités uniques qu'il m'a offertes, comme celle de visiter les locaux de l'Université d'Aalborg avec l'équipe du logiciel AnyBody. Je suis reconnaissant envers toute l'équipe pour leur accueil chaleureux et le temps qu'ils m'ont accordé.

Je suis également reconnaissante envers l'entreprise Spinologics pour ses remarques et conseils avisés qui m'ont été d'une grande aide tout au long de ce projet. Leur mise à disposition de leurs locaux a également été grandement appréciée.

Un grand merci au laboratoire du LIO-ETS pour l'ambiance stimulante et pour la compagnie agréable. Je suis reconnaissante envers Shaheen pour son expertise précieuse qui m'a beaucoup aidée.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers mes amis, en particulier les "MAR" (Marie-Lou, Marianne et Morgane), dont la présence et les rires ont été une source de réconfort inestimable. Un merci spécial à Mario pour ses heures passées à m'expliquer la programmation. Je suis également reconnaissante envers le club l'Exutoire qui a su finalement être un exutoire précieux.

Enfin, un immense merci à ma famille pour son soutien indéfectible. Leur encouragement et leur soutien inconditionnel ont contribué à mon épanouissement personnel et professionnel. Je leur suis profondément reconnaissant pour tout ce qu'ils ont fait et font pour moi

Modélisation musculosquelettique en vue d'une analyse de la démarche symétrique et asymétrique

Margot RONAT

RÉSUMÉ

Introduction : L'analyse de la locomotion humaine est un domaine dans lequel beaucoup de recherches sont effectuées afin de comprendre les mécanismes de la marche. Cependant, l'analyse de cette dernière en condition symétrique et asymétrique se fait plus rare surtout pour une analyse des paramètres cinétiques dans ces conditions.

Objectifs :

- 1) Utiliser et personnaliser un modèle permettant d'estimer les forces de contact au genou durant la marche en condition symétrique et asymétrique.
- 2) Simuler les effets de l'asymétrie de marche sur des sujets sains.
- 3) Quantifier l'asymétrie des forces de contact aux genoux et aux forces de réactions au sol avec un indice de symétrie.
- 4) Comparer les évolutions des indices.

Méthodologie : Utiliser le modèle musculosquelettique TLEM version 2 développé par Carbone et al. et l'Anybody Modeling System dans le but qu'il soit piloté et mis à l'échelle grâce aux données cinématiques, provenant de l'étude de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez l'humain sain réalisé par P. Gourdou.

Résultats : Les résultats ont montré que le comportement symétrique est différent pour chaque sujet et se fait de manière aléatoire selon les différentes conditions de marche appliquée. Donc aucune corrélation significative n'a été démontrée entre l'évolution bilatérale des forces de contact aux genoux et le taux d'asymétrie de marche. Puis aucun modèle de régression linéaire commun pour les sujets n'a été trouvé.

Discussion : Les résultats ont donc montré un comportement très spécifique et individuel pour chaque sujet. Cette particularité peut être justifiée par de nombreux paramètres à commencer par celui que chaque personne possède des activations musculaires propres à leur manière de marcher. Il sera donc intéressant d'ajouter à cette analyse les électromyographies (EMG). Puis les paramètres cinématiques comme les angles articulaires de la cheville et du genou seraient pertinents, car ils jouent un rôle majeur dans l'évolution des forces de contact articulaire.

Mots-clés : Marche, biomécanique, modélisation, musculosquelettique, dynamique inverse, force de contact, bilatéral

Musculoskeletal modeling for symmetric and asymmetric gait analysis

Margot RONAT

ABSTRACT

Introduction: The analysis of human locomotion is a field in which much research is conducted to understand the mechanisms of walking. However, the analysis of walking in both symmetric and asymmetric conditions is less common, especially for an analysis of kinetic parameters in these conditions.

Objectives:

- 1) Use and customize a model to estimate knee contact forces during walking in both symmetric and asymmetric conditions.
- 2) Simulate the effects of walking asymmetry on healthy subjects.
- 3) Quantify the asymmetry of knee contact forces and ground reaction forces with a symmetry index.
- 4) Compare the evolution of the indices.

Methodology: To employ the musculoskeletal model TLEM (Twente Lower Extremity Model) version 2 developed by Carbone et al. and the Anybody Modeling System to pilot and scale it using kinematic data from the study on the asymmetry of the two-belt treadmill speed on the locomotion biomechanics in healthy humans conducted by P. Gourdou.

Results: The results showed that symmetric behavior varies for each subject and occurs randomly under different walking conditions applied. Therefore, no significant correlation was demonstrated between bilateral evolution of knee contact forces and gait asymmetry rate. Furthermore, no common linear regression model for subjects was found.

Discussion: The results thus showed a very specific and individual behavior for each subject. This particularity can be justified by numerous parameters, starting with the fact that each person has muscle activations unique to their way of walking. It will therefore be interesting to add electromyography (EMG) to this analysis. Additionally, kinematic parameters such as ankle and knee joint angles would be relevant as they play a major role in the evolution of joint contact forces.

Keywords: Walking, biomechanics, modeling, musculoskeletal, inverse dynamics, contact force, bilateral

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE.....	3
1.1 La marche normale	3
1.2 Type d'analyse de la marche.....	5
1.2.1 Forces de réaction au sol.....	5
1.2.2 Forces de contact articulaire	6
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	9
CHAPITRE 3 DESCRIPTION DU LOGICIEL ANYBODY TECHNOLOGY	17
3.1 Structure du logiciel.....	17
3.2 Langage du logiciel.....	19
3.3 Modèles musculosquelettiques	19
3.3.1 Segments.....	21
3.3.2 Articulations.....	22
3.3.3 Points anatomiques	24
3.3.4 Muscles	24
3.4 Méthode de résolution.....	26
3.4.1 Identification des paramètres	28
3.4.1.1 Conditions initiales	29
3.4.1.2 Optimisation.....	30
3.4.1.3 Initialisation des paramètres	30
3.4.1.4 KKT conditions.....	31
3.4.1.5 Trouver les directions de recherche	32
3.4.1.6 Recherche linéaire avec retour en arrière et mise à jour des variables	34
3.4.1.7 Mise à l'échelle.....	35
3.4.2 Cinématique inverse.....	37
3.4.3 Dynamique inverse	39
3.4.4 Recrutement musculaire.....	41
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE.....	45
4.1 Description des données	45
4.1.1 Sources des données	45
4.1.2 Données obtenues	47
4.2 Traitement des données et modélisation.....	49
4.2.1 Traitement des données post acquisition	50
4.2.2 Modèle musculosquelettique	53
4.2.3 Plateforme de forces	53
4.2.4 Conditions initiales	54

4.3	Résolution et simulation	59
4.4	Données obtenues en sortie de simulation	60
4.5	Traitement des données post-simulation.....	60
4.5.1	Extraction des Outputs.....	60
4.5.2	Filtrage des données.....	61
4.5.3	Variables choisies	62
4.5.4	Indice d'asymétrie.....	63
4.5.5	Analyse statistique et régression linéaire.....	64
CHAPITRE 5 RÉSULTATS		67
5.1	Force verticale de réaction au sol.....	67
5.1.1	Variable P1.....	67
5.1.2	Variable P2.....	72
5.1.3	Variable P3.....	77
5.2	Force de contact au genou.....	81
5.2.1	Résultante de la force de contact suivant le plan proximal distal	81
5.2.1.1	Variable P1.....	81
5.2.1.2	Variable P2.....	87
5.2.1.3	Variable P3.....	92
5.2.2	Résultante de la force de contact suivant le plan antéro-postérieur.....	95
5.2.2.1	Variable P1.....	95
5.2.2.2	Variable P2.....	101
5.2.3	Corrélation entre la force de réaction verticale et la force de contact proximale distale.....	105
5.2.3.1	Régression linéaire pour la variable P1	105
5.2.3.2	Régression linéaire pour la variable P2	107
5.2.3.3	Régression linéaire pour la variable P3	108
CHAPITRE 6 DISCUSSION.....		111
6.1	Force de réaction au sol	111
6.2	Force de contact au genou.....	112
6.2.1	Force proximale distale.....	112
6.2.2	Force antéro-postérieure	112
6.3	Limites de l'étude	113
CONCLUSION.....		115
ANNEXE I COURBES DES FORCES DE CONTACT AUX GENOUX.....		117
ANNEXE II RÉGRESSION LINÉAIRE		131
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		145

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1	Synthèse de la marche en condition asymétrique sur un tapis roulant à double courroie13
Tableau 2.2	Synthèse des variables énoncés dans les études14
Tableau 3.1	Tableau répertoriant les modèles musculosquelettiques existant dans le logiciel AnyBody20
Tableau 3.2	Caractéristiques des modèles préexistants dans le logiciel AnyBody20
Tableau 3.3	Nombre de segments dans le modèle musculosquelettique du TLEM version 2.....21
Tableau 3.4	Caractéristiques des segments (pourcentage de masse du segment ; pourcentage de la longueur du segment)22
Tableau 3.5	Caractéristiques des articulations modélisées (nombre d'articulation dans le système, Type de liaison et degré de liberté (DDL))23
Tableau 3.6	Position des repères osseux du modèle TLEM.....24
Tableau 3.7	Nombre de muscles utilisé dans le modèle TLEM v.226
Tableau 4.1	Tableau récapitulatif des critères d'inclusion et d'exclusion.....46
Tableau 4.2	Caractéristique de chaque sujet (Sexe, âge, taille, poids, Longueur de jambe, largeur de bassin, vitesse de confort lors de la marche, côté dominant)46
Tableau 4.3	Moyenne et écart type selon le sexe du sujet.....47
Tableau 4.4	Exemple de l'ordre de passage des vitesses lors de l'expérimentation.....48
Tableau 4.5	Énumération des liaisons parent/enfant effectuer dans le logiciel NEXUS51
Tableau 4.6	Représentation des systèmes d'axe pour le pelvis, le fémur, le tibia et le pied.....56
Tableau 5.1	Valeurs des moyennes de l'indice d'asymétrie sur 20 cycles de marche pour n=13 sujets et selon les taux d'asymétrie de marche pour la variable P1 de la force de réaction au sol verticale.....68

Tableau 5.2	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de réaction au sol verticale	71
Tableau 5.3	Moyenne des indices de symétrie pour la force de réaction au sol verticale pour les treize sujets selon les différentes conditions de marche.....	73
Tableau 5.4	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P2 de la force de réaction au sol verticale	76
Tableau 5.5	Moyenne des indices de symétrie sur 20 cycles de marche pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale.....	78
Tableau 5.6	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P3 de la force de réaction au sol vertical	80
Tableau 5.7	Moyenne des indices de symétrie de la variable P1 pour la force de contact proximale distale.....	83
Tableau 5.8	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact proximale distale.....	86
Tableau 5.9	Moyenne des indices de symétrie de la variable P2 pour la force de contact proximale distale.....	88
Tableau 5.10	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P2 de la force de contact proximale distale.....	91
Tableau 5.11	Moyenne des indices de symétrie de la variable P3 pour la force de contact proximale distale.....	93
Tableau 5.12	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P3 de la force de contact proximale distale.....	95
Tableau 5.13	Moyenne des indices de symétrie de la variable P1 pour la force de contact antéro-postérieure.....	97
Tableau 5.14	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure	100
Tableau 5.15	Moyenne des indices de symétrie de la variable P2 pour la force de contact antéro-postérieure.....	102
Tableau 5.16	Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure	104

Tableau 5.17	Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P1	105
Tableau 5.18	Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P2	107
Tableau 5.19	Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P3	108

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Représentation d'un cycle de marche.....	4
Figure 1.2	Résultantes des forces de réaction au sol pendant un cycle de marche	6
Figure 1.3	Évolution des résultantes de force de contact au genou pour un cycle de marche.....	7
Figure 3.1	Interface d'utilisation du logiciel AnyBody	18
Figure 3.2	Interface de l'affichage des résultats (zone 6)	18
Figure 3.3	Représentation d'une liaison de type rotule	23
Figure 3.4	Représentation d'une liaison de type pivot	23
Figure 3.5	Schéma mécanique du modèle de Hill pour la modélisation des muscles (Heinen et al. 2016).....	25
Figure 3.6	Méthode générale de résolution du logiciel Anybody Modeling System.....	27
Figure 3.7	Diagramme des étapes de l'optimisation pour l'identification des paramètres	29
Figure 4.1	Position des différents marqueurs sur le corps pour la capture de mouvement (avec en A) une vue frontale et en B) une vue latérale).....	49
Figure 4.2	Déroulement des étapes pour la labélisation des fichiers de capture de mouvement.....	50
Figure 4.3	Visualisation des marqueurs pendant un essai de marche sur tapis roulant à double courrois dans le logiciel NEXUS.....	52
Figure 4.4	Représentation d'un marqueur dans la vue du logiciel (avec en bleu le marqueur réel et en rouge le marqueur virtuel)	55
Figure 4.5	Visualisation en vue latérale du modèle après avoir terminé le processus des conditions initiales.....	57
Figure 4.6	Visualisation d'un groupe de marqueur et d'un marqueur seul	58
Figure 4.7	Groupe de marqueur modélisé par le logiciel AMS	58

XVIII

Figure 4.8	Marqueurs seuls modélisés par le logiciel AMS.....	59
Figure 4.9	Arborescence des différentes étapes de résolution	59
Figure 4.10	Schématisation des étapes pour parvenir aux données de sortie.....	60
Figure 4.11	Arborescence des résultats en déroulant « inverseDynamicStudy »	61
Figure 4.12	Représentation des différents pics (P1, P2 et P3) trouvés pour chaque condition de marche et pour un sujet pour la force proximale distale	63
Figure 5.1	Force verticale de réaction au sol pour les membres droit et gauche sur 1 cycle de marche.....	67
Figure 5.2	Graphique des profils montrant l'évolution des moyennes des indices d'asymétrie pour le facteur d'analyse P1 pour la force verticale des forces de réaction au sol. Col_1 : Sujet ; Réponse : Indice de symétrie ; Condition : Condition de marche 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%.....	69
Figure 5.3	Graphique des tendances.....	70
Figure 5.4 :	Force verticale de réaction des membres droit et gauche pour un cycle de marche	72
Figure 5.5	Évolution des indices de symétrie de la variable P2 de la force de réaction verticale selon les conditions de marche pour les treize (13) sujets	74
Figure 5.6	Tendance pour la variable P2 de la force de réaction au sol verticale	75
Figure 5.7	Pic P3 de la force de réaction au sol verticale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche et en condition symétrique.	77
Figure 5.8	Évolution de l'indice de symétrie en fonction des conditions de marche pour les treize sujets et pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale.....	79
Figure 5.9	Tendance des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale.....	80
Figure 5.10	Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P1.....	82
Figure 5.11	Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P1 de la force de contact proximale distal	84

Figure 5.12	Tendance des indices de symétrie de la variable P1 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale.....	85
Figure 5.13	Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P2.....	87
Figure 5.14	Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P2 de la force de contact proximale distal	89
Figure 5.15	Tendance des indices de symétrie de la variable P2 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale.....	90
Figure 5.16	Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P3.....	92
Figure 5.17	Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P3 de la force de contact proximale distal	94
Figure 5.18	Tendance des indices de symétrie de la variable P3 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale.....	94
Figure 5.19	Courbe des forces de contact antéro-postérieure pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P1.....	96
Figure 5.20	Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure.	98
Figure 5.21	Tendance des indices de symétrie de la variable P1 selon les conditions de marche pour la force de contact antéro-postérieure	99
Figure 5.22	Courbe des forces de contact antéro-postérieure pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P2.....	101
Figure 5.23	Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P2 de la force de contact antéro-postérieure	103
Figure 5.24	Tendance des indices de symétrie de la variable P2 selon les conditions de marche pour la force de contact antéro-postérieure	103
Figure 5.25	Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P1.....	106

Figure 5.26	Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P2.....	108
Figure 5.27	Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P3.....	109

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABT	AnyBody Technology
AMS	AnyBody Modeling System
AMMR	AnyBody Managed Model Repository – Répertoire de modèle gérés par AnyBody
ANOVA	Analysis of Variance – Analyse de la variance
AVC	Accident Vasculaire Cérébral
COP	Center of pressure – Centre de pression
C3D	Coordinate 3D Data
D	Membre dominant
DDL	Degré De Liberté
EMG	Électromyographique
FDCG	Joint Reaction Force
GRF	Ground Reaction Force
IMC	Indice de Masse Corporelle
ISB	International Society of Biomechanics
KKT	Condition de Karush-Kuhn-Tucker
LIO	Laboratoire en Imagerie et Orthopédie
LIO-ETS	Laboratoire d’Innovation Ouverte en Technologies de la Santé
MOCAP	Motion capture
ND	Membre non dominant
NP	Membre Non Parétique
P	Membre parétique
SBT	Splitbelt treadmill – tapis roulant à double courrois

TLEM Twente Lower Extremity Model – Modèle d'Etrémité Inférieure de Twente

VSK Visual Skeleton Model

VICCON Visual Control

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

LONGUEUR

Unités	
cm	millimètre
m	mètre

MASSE

Unités	
g	gramme
kg	kilogramme

TEMPS

Unités	
s	seconde

FORCE

Symboles	
F_{z1}	Premier pic de la force de réaction au sol verticale
F_{z2}	Deuxième pic de la force de réaction au sol verticale
F_{y1}	Premier pic de la force de réaction au sol antéro-postérieure
F_{y2}	Deuxième pic de la force de réaction au sol antéro-postérieure
F_x	Pic de la force de réaction au sol médio-latérale
F_{pd1}	Premier pic de la force de contact proximale distale au genou
F_{pd2}	Deuxième pic de la force de contact proximale distale au genou
F_{pd3}	Troisième pic de la force de contact proximale distale au genou
F_{ap1}	Premier pic de la force de contact antéro-postérieure au genou
F_{ap2}	Deuxième pic de la force de contact antéro-postérieure au genou

XXIV

$P1$	Premier pic observé sur la courbe
$P2$	Premier pic observé sur la courbe
$P3$	Premier pic observé sur la courbe

Unités	
BW	BodyWeight (%CP) pourcentage du poids corporel
N	Newton

VITESSE

Symboles

V_{conf}	Vitesse de marche confortable
V_{ref1}	Vitesse de référence 1 (0,75m/s)
V_{ref2}	Vitesse de référence 2 (1 m/s)
T_{asym}	Taux d'asymétrie de marche
V_D	Vitesse du membre dominant
V_{ND}	Vitesse du membre non dominant

Unités	
m/s	mètre par seconde

AUTRE

%	Pourcentage
---	-------------

INTRODUCTION

L'étude de la locomotion humaine est en développement depuis près de 50 ans (Müller et al. 2018). Ainsi aujourd'hui, de nombreuses technologies ont émergé, facilitant de ce fait l'acquisition de données ou encore l'analyse du mouvement. Les logiciels de modélisation musculosquelettiques font partie de ces évolutions technologiques. Grâce à eux, l'invisible est rendu visible et de nouvelles perspectives d'innovations sont désormais possibles, tant sur le plan de la chirurgie orthopédique, que sur la médecine rééducative ou bien pour l'amélioration de performance sportive.

Une simple altération de la marche engendre, le plus souvent, une perte d'autonomie pour les tâches les plus simples de la vie quotidienne. À long terme, les personnes sujettes à une perte de mobilité peuvent avoir des conséquences physiques dues à la sédentarité ou à la compensation de la pathologie, mais aussi des conséquences psychologiques, comme la dépression. C'est pourquoi les analyses de la marche et de ces pathologies sont des objectifs majeurs dans le domaine de la santé, et ce depuis un grand nombre d'années.

Cet engouement autour de l'observation de l'anatomie et du mouvement humain a été instigué par les artistes en quête de réalisme, puis vers la renaissance un partage de connaissance s'opère entre la communauté scientifique et artistique donnant alors naissance à de nombreuses avancées comme par exemple les mesures anthropométriques de Léonard de Vinci en 1510 (Müller et al. 2018). Cependant, malgré toutes ces années de recherches, certaines informations comme les interactions entre les articulations sont encore floues. En effet, l'accès à ces informations demanderait de faire des expériences de manière in vivo, donc des expériences très invasives et plus ou moins éthiques.

Puis comprendre les mécanismes de compensation et leurs implications dans la marche pathologique peut guider le développement d'exercices de réadaptation plus efficaces, visant à améliorer la qualité de vie et à soulager les symptômes des individus concernés.

Dans les années antérieures à ce projet, de nombreuses études se sont penchées sur l'analyse de la marche sous condition symétrique et asymétrique par le biais d'un tapis roulant à doubles courroies, afin de pouvoir les comparer. Cependant, la plupart des études menées analysent que des paramètres spatiaux temporels et trop peu se concentre sur des paramètres tel que les forces internes du corps (comme les forces musculaires ou forces de contact articulaire).

Ainsi l'objectif de ce mémoire est d'observer les différences bilatérales entre les forces de contact articulaire lors de la marche symétrique et asymétrique. En se basant sur les résultats du projet de Gourdou il sera intéressant de montrer s'il existe des effets prédictifs sur le comportement des variables des forces de contact selon les conditions asymétriques appliquées pour modifier la marche des sujets sains. (Gourdou 2010) Enfin grâce à ce genre d'analyse, qui permettent de comprendre les répercussions de marche asymétrique chez les individus en bonne santé, il devient envisageable pour l'avenir de développer des traitements thérapeutiques visant à restaurer la symétrie de la marche chez les personnes atteintes de pathologies telles que l'hémiplégie.

Ce mémoire est divisé en 6 chapitres. La première partie présente une mise en contexte autour des différents paramètres analysables pour la présente étude. Le deuxième chapitre quant à lui constitue une revue de littérature portant l'analyse biomécanique de la locomotion en condition symétrique et asymétrique. Par la suite, le chapitre 3 est la description du logiciel Anybody avec son fonctionnement, s'en suit le chapitre sur la méthodologie appliquée pour obtenir les résultats. Puis la partie résultats est présentée, suivie d'une discussion autour de ces derniers et des limitations associées. En fin le sixième chapitre conclura ce mémoire.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

La marche est le moyen de locomotion le plus ancien et le plus utilisé par l'être humain. Durant une vie entière, il est estimé qu'en moyenne une personne parcourt plus de 170 000 km, soit environ 4 fois le tour de la terre en suivant la ligne équatoriale. Un trouble de la démarche induit donc beaucoup de désagrément, mais surtout une perte d'autonomie pour des tâches quotidiennes de la vie. L'analyse de la marche et de ces pathologies pourrait alors permettre une amélioration de la qualité de vie d'un grand nombre de personnes. De plus, la consultation pour des troubles de la marche est assez répandue, et ce notamment chez les personnes âgées (Anon s. d.).

1.1 La marche normale

La marche est une activité basique demandant peu d'effort cependant, elle requiert beaucoup de coordination des membres. D'un point de vue extérieur, la marche est un enchaînement alternatif du mouvement des membres inférieurs avec au moins un appui au sol du pied. Afin de faciliter la compréhension de cette alternance régulière des membres bilatéraux, celle-ci a été standardisée en « cycle de marche » (Perry et Burnfield 2010). La dénomination de cycle est importante, car elle désigne que la marche est une suite d'évènement se renouvelant pour toute la durée de l'activité suivant un ordre précis. Chaque évènement composant ce dernier pourra être le point de départ et d'arrivé, mais de manière générale le moment le plus reconnaissable dans la marche non pathologique est le « heel strike » (talon qui touche le sol). C'est donc ce moment qui est choisi comme contact initial dans la majorité des études. Pour avoir un aperçu plus précis d'un cycle de marche, la figure (1.1) ci-dessous présente les différentes phases qui le composent :

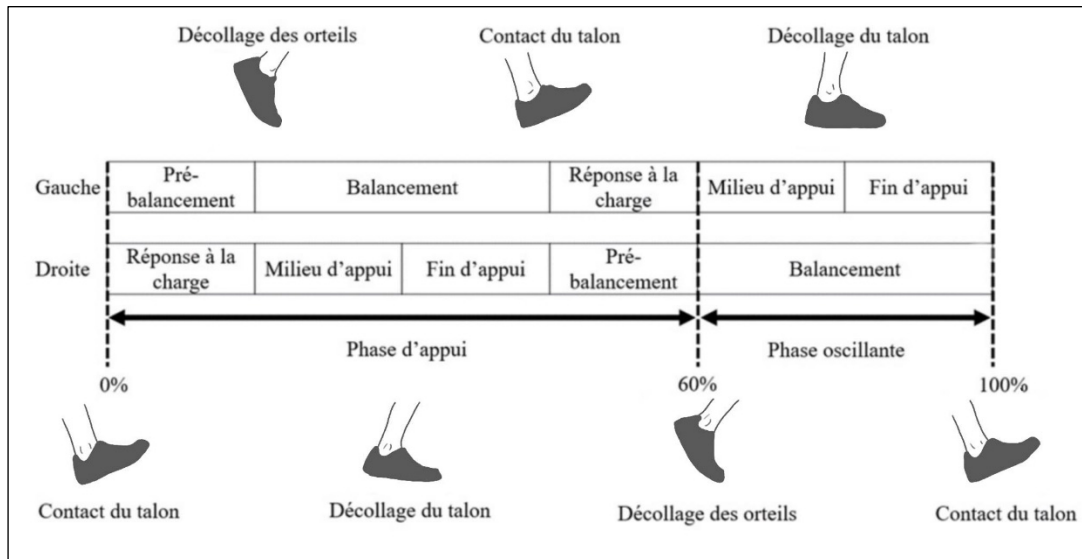


Figure 1.1 Représentation d'un cycle de marche

En se basant sur la représentation du cycle de marche, il est aisé de décrire chaque phase qui le compose. On observe que le cycle se divise en deux phases principales : la phase d'appui (de 0% à 60% du cycle) et la phase oscillante (de 60% à 100%). La première de ces phases commence par le contact initial, qui, sur cette illustration, est réalisé par le contact du talon droit avec le sol. Ainsi, dans ce cas particulier, le membre initial se trouve du côté droit.

Chaque phase du cycle de marche accomplit des tâches spécifiques pour permettre les mouvements nécessaires à la marche. La première fonction est l'acceptation de la charge. Du contact initial à la réponse à la charge, le corps s'efforce d'absorber le choc, de rester stable tout en préservant la progression du mouvement. Ensuite, les phases du milieu d'appui et de fin d'appui sont responsables de maintenir la stabilité du tronc sur un appui unique tout en continuant la progression du mouvement. Enfin, le groupe prébalancement et balancement est chargé de l'avancement du membre oscillant (Perry et Burnfield 2010).

Ces phases constituent le cycle de marche et se répètent pour chaque pas. Ce dernier peut varier légèrement en fonction de facteurs tels que la vitesse de marche, la surface du sol et la condition physique de la personne qui marche (Perry et Burnfield 2010)

Enfin d'un point de vue interne, lorsqu'un individu sain entame un processus de marche, son système nerveux central crée des séquences motrices qui ont pour but de stimuler un groupe adéquat de muscle. En réponse à ces stimuli, les muscles squelettiques produisent une force. Le tissu musculaire squelettique étant relié au squelette osseux via des tendons, la capacité de bouger est permise avec un rendement optimal (Yamaguchi 2001). Tout ce processus repose donc sur une coordination complexe entre les systèmes et peut être facilement dérégulé.

Ainsi grâce à ces descriptions de la marche non pathologique, il devient possible de comparer des résultats de marche pathologique pour voir les changements potentiels et de comprendre quel point peut être amélioré pour revenir à des patrons de marche connue non pathologique.

1.2 Type d'analyse de la marche

Comme exprimé auparavant, l'analyse de la marche n'est pas une chose très récente, mais cette dernière a beaucoup évolué dans le temps en passant d'une méthode d'évaluation qualitative (subjective) à quantitative (objective).

1.2.1 Forces de réaction au sol

Lorsque le pied entre en contact avec le sol, une force de réaction se produit, connue sous le nom de force de réaction au sol. Tout au long de la phase d'appui, cette force de réaction au sol persiste et son vecteur se décompose en une composante verticale ainsi qu'en deux composantes de cisaillement. Le point d'application de ce vecteur est par ailleurs représenté par le centre de pression (COP) du pied. Durant toute la période du cycle de marche, la force de contact évolue et forme un modèle répétable à chaque cycle. Pour la résultante verticale, le motif, se distingue plusieurs caractéristiques notables comme le pic en début de phase d'appui et le pic juste avant la phase d'envol. De manière logique, il est possible de les nommer pic de chargement ($Fz1$) et pic de déchargement ($Fz2$). Puis les deux autres composantes de cisaillement sont la résultante médio-latérale et antéro-postérieure, qui comportent elles aussi des pics prédominant dans leur motif. La résultante antéro-postérieure comprend aussi deux pics ($Fy1$ et $Fy2$) et la résultante médio-latérale quant à elle ne présente qu'un seul pic Fx .

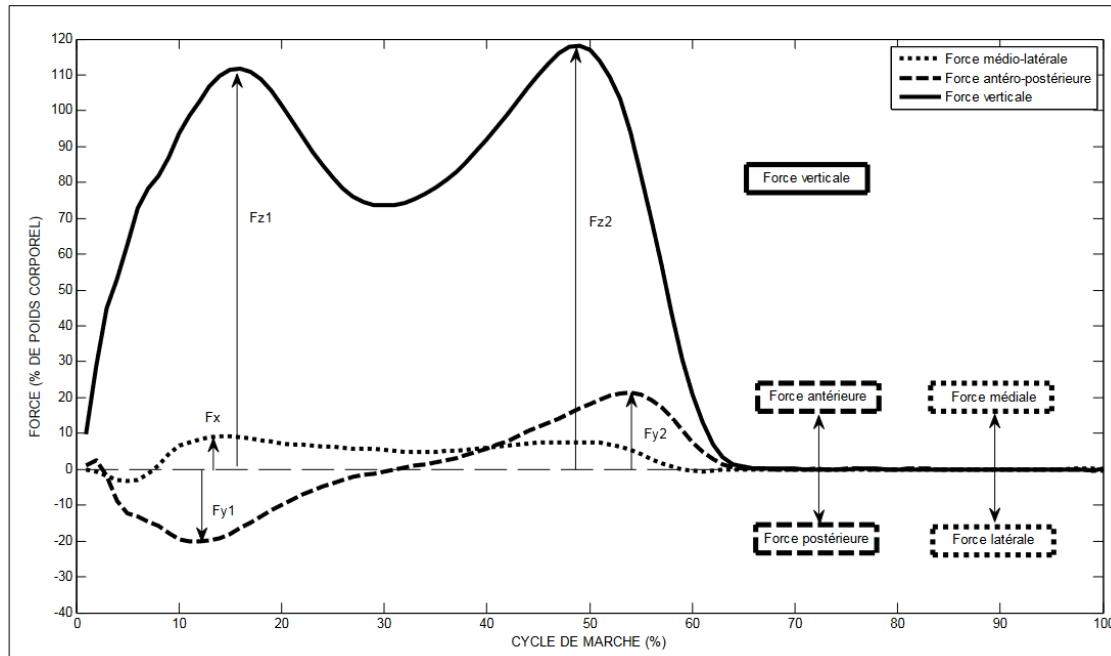


Figure 1.2 Résultantes des forces de réaction au sol pendant un cycle de marche

1.2.2 Forces de contact articulaire

La force de contact articulaire est une composante importante dans l'étude de la marche, car elle représente la somme des forces de compression active due aux muscles et des forces de réactions de l'articulation (Winter 2009).

$$F_C = F_M + F_R \quad (1.1)$$

Winter explique que les forces de réaction articulaire (F_R) représentent la résultante des forces engendrées par le principe d'action-réaction décrit par la troisième loi de Newton, agissant entre les os constituant l'articulation. Les forces (F_M) sont quant à elles les forces de compression actives générées par l'activation musculaire. En effet, lorsqu'un muscle se contracte activement, les surfaces articulaires se rapprochent, créant ainsi des forces de compression et de cisaillement (Winter 2009). Il est aussi rapporté que les muscles sont ceux qui contribuent le plus à la création des forces de contact articulaire élevé pendant la marche (Sasaki et Neptune 2010).

Dans la littérature, il peut parfois être complexe de distinguer entre les forces de contact et les forces de réaction articulaire, il était donc important de spécifier la différence.

Puis comme pour la force de réaction au sol, plusieurs pics peuvent être distingués. En premier lieu, pour la force proximale distale possède deux pics positifs F_{pd1} et F_{pd2} , mais aussi un pic négatif F_{pd3} . La force antéro-postérieure quant à elle possède seulement deux pics (F_{ap1} et F_{ap2}).

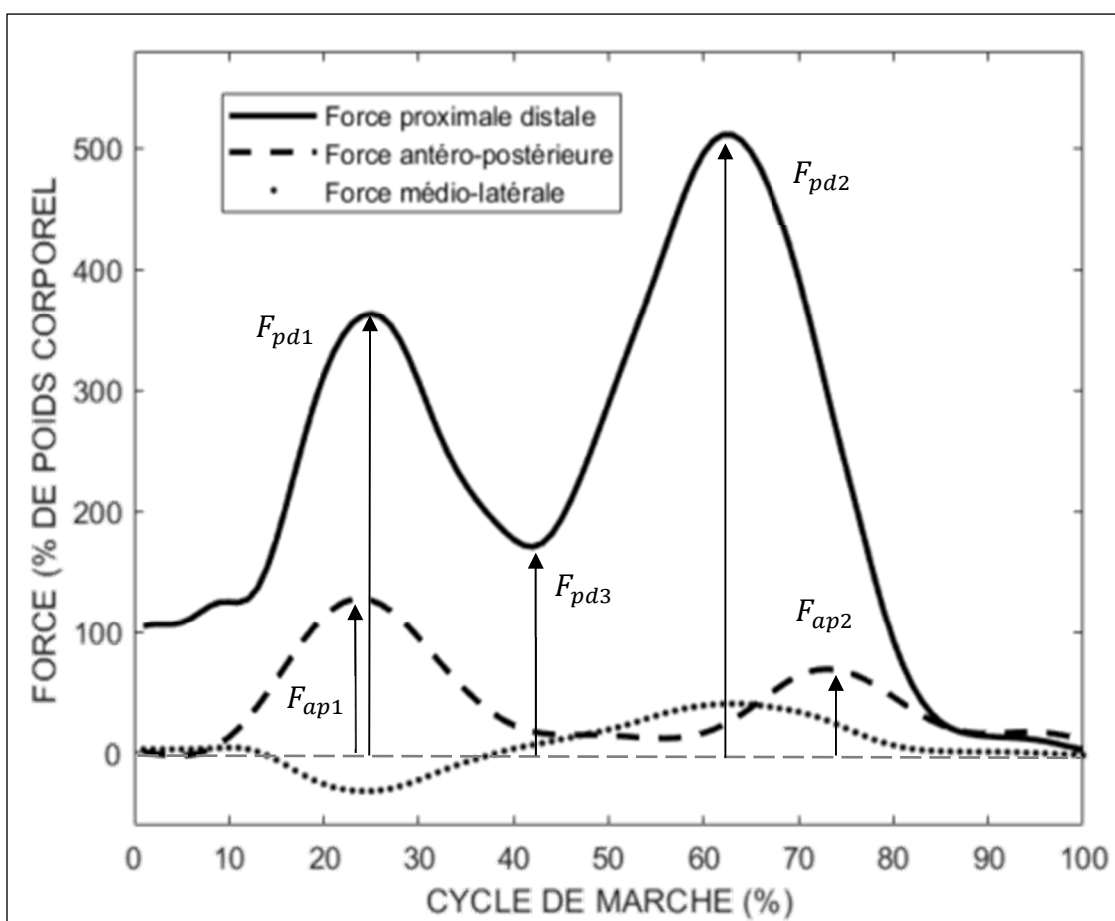


Figure 1.3 Évolution des résultantes de force de contact au genou pour un cycle de marche

Les charges articulaires aux genoux sont assez élevées par rapport aux forces de réaction au sol. Les pics de charge articulaire au genou dépassent le poids du corps (d'après le graphique, 5 BW pour le pic le plus élevé). Ces charges importantes sont principalement attribuables aux forces musculaires. Selon Sasaki et Neptune, le premier pic de charge articulaire est

principalement dû aux groupes musculaires des vasti, tandis que le deuxième pic est attribuable au gastrocnémien (Sasaki et Neptune 2010). Cependant, malgré la grande influence des muscles sur les forces de contact articulaire, d'autres paramètres sont à prendre en compte comme l'angle des articulations.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Les causes de la démarche asymétrique sont souvent dues à des troubles neurologiques à la suite d'un accident vasculaire cérébrale (AVC), mais il est aussi possible que l'origine de cette anomalie soit musculosquelettique comme avec un rétrécissement du canal rachidien (Eng et Tang 2007). Les conséquences de ce dérèglement sont visibles au niveau de la vitesse de marche, de l'équilibre et la force produite par la jambe affectée, qui sont considérablement diminués. Toutes ces nouvelles contraintes rendent la marche asymétrique beaucoup plus énergivore pour la personne atteinte que pour une personne saine. De plus, en raison de ces compensations asymétriques, la répartition de la charge s'altère et sur le long terme cela peut influencer de manière néfaste sur la densité minérale osseuse ou bien encore favoriser l'arthrose. L'asymétrie est donc une conséquence d'une pathologie et sur le long terme la persistance de cette anomalie va engendrer d'autres déficiences musculosquelettiques.

Afin de se rendre compte des mauvaises répartitions de charge, l'analyse des forces de contact aux articulations devient donc intéressante. Malheureusement, mesurer directement les forces internes, comme les forces musculaires ou les forces de contact articulaire, pendant le mouvement ou en statique, présente des défis considérables et souvent rendus impossibles. En outre, même si de telles méthodes étaient réalisables, elles seraient souvent très invasives pour les patients et ne seraient pas conformes à l'éthique. Ainsi, dès les premières apparitions des modèles mathématiques performants et de l'évolution technologique des méthodes de mesure telle que la capture de mouvement, la modélisation musculosquelettique émerge comme une alternative prometteuse.

Selon le degré de complexité et les besoins de l'étude envisagée (ergonomie, réadaptation, planification chirurgicale, etc.), l'approche de la modélisation peut varier en utilisant, par exemple, des modèles plus ou moins simplifiés du corps humain. Tandis qu'un modèle plus réaliste offre davantage d'informations pertinentes, son réalisme accru entraîne une complexité

de calcul considérable lors de la résolution. Plusieurs approches, tel que les méthodes inverses ou directes peuvent être employées pour aborder ces calculs complexes en biomécanique.

Des outils existent déjà, tels que Opensim et AnyBody technology, chacun adoptant une approche spécifique en fonction du logiciel utilisé. Cependant, l'objectif de ces logiciels demeure similaire : analyser de manière approfondie le mouvement humain afin d'explorer de nouvelles possibilités dans la conception d'orthèses et de prothèses, d'améliorer la planification chirurgicale, et de faciliter la rééducation. La modélisation musculosquelettique représente ainsi un domaine de recherche en constante évolution, caractérisée par des modèles de plus en plus précis et sophistiqués, visant une meilleure compréhension du mouvement humain. Ainsi grâce à ce genre de méthode, l'analyse des forces de réaction pour des sujets spécifiques et des conditions de marche précise devient possible.

De plus, pour réaliser différentes analyses spécifiques telles que la reproduction de la marche asymétrique, l'utilisation de tapis roulants à double courroie semble être la meilleure option. Ces tapis permettent de facilement modifier la vitesse de marche de manière distincte pour chaque membre, ce qui est essentiel dans les études sur l'asymétrie de la marche. De plus, ils offrent un gain de place dans les laboratoires. Cependant, il est important de noter que la marche quotidienne se déroule sur un sol considéré comme immobile, tandis que la marche sur tapis roulant se déroule sur un sol mobile. Cette distinction soulève la question de savoir si le comportement de la marche diffère en fonction de son exécution sur un tapis roulant ou sur un sol fixe. Bien que la solution du tapis roulant soit souvent privilégiée dans les expériences de recherche ou cliniques, il est essentiel de considérer cette différence dans l'interprétation des résultats. Cette différence a donc été étudiée grâce à une revue systématique de Semaan (Semaan et al. 2022). Grâce aux comparaisons effectuées, il a été conclu que les différences entre la marche sur tapis roulant et la marche au sol en ce qui concerne les paramètres spatiotemporels ne sont pas significatives. Cependant, il a également été observé une augmentation de l'activité musculaire des membres inférieurs lors de la marche sur tapis roulant. Mais malgré ces conclusions sur la modification du patron de marche, le tapis roulant reste un des meilleurs outils pour la rééducation et l'étude de la marche.

Ainsi afin de comparer les différentes études sur la marche en condition asymétrique utilisant un tapis roulant à double courroie, une recherche bibliographique a été faite où les mots clés étaient par exemple « split-belt treadmill » ou encore « asymmetrical gait ». Ces recherches ont pu être effectuées par des sites de base de données telles que Science Direct, Pubmed, Springer Link, ClinicalKey ou encore Springer Link.

Une fois, les recherches effectuées et treize (13) articles semblaient pertinents pour cette étude des forces de contact aux genoux pendant la marche symétrique et asymétrique. Ces treize articles ont tous effectué leur recherche sur des sujets adultes, mais seul huit d'entre elles les ont effectués sur des individus sains (Mawase et al. 2013), (Darter, Labrecque, et Perera 2018), (Conradsson, Hinton, et Paquette 2019), (Syrett, Peterson, et Darter 2021), (Roper et al. 2021), (Kribus-Shmiel, Bahat, et Plotnik 2021), (Buurke et al. 2022) et (Hurt et al. 2022). Pour les autres études, elles ont été menées sur des personnes ayant subi des AVC (Reisman et al. 2007), (Reisman et al. 2009), (Betschart, McFadyen, et Nadeau 2018) et (Hirata et al. 2019) et sur des personnes ayant subi une amputation transtibiale (Kline et al. 2020). Ces articles ont donc été choisis, car ils utilisent tous les tapis roulant à double courroies en vue d'une analyse biomécanique de marche en condition asymétrique sur les membres inférieurs. De plus, ce projet étant dans la continuité du projet de Gourdou, ce dernier est aussi intégré dans cette revue de littérature. Puis la thèse de Lauzière sur « les asymétries locomotrices réelles et perçues lors de différentes conditions de marche sur tapis roulant chez les personnes saines et hémiparétiques » (Lauzière 2014) remplissait tous les critères de sélection pour cette revue de littérature.

Après de nombreuses études ayant permis de comprendre et de prouver l'existence d'un processus d'adaptation de la marche à des perturbations asymétriques (Prokop et al. 1995), de nouvelles perspectives ont émergé dans le domaine de la réadaptation et de l'analyse de la marche pour les personnes ayant subi un AVC. C'est notamment le cas des recherches menées par Reisman, qui ont étudié la capacité des personnes post-AVC à s'adapter aux changements de locomotion à l'aide d'un tapis roulant de type SBT et à transférer ces adaptations à un environnement de la vie quotidienne, grâce à la plasticité du système central (Reisman et al. 2007) et (Reisman et al. 2009).

Après avoir constaté cette plasticité, la prochaine étape a consisté à déterminer si cette adaptation pouvait perdurer et à identifier les paramètres les plus influencés par cette adaptabilité. Dans ce contexte, des études ont examiné l'adaptation de différents paramètres lors de la marche sur un tapis roulant à deux courroies. En effet, l'adaptabilité du membre inférieur suite à une variation de l'environnement de marche instigué par un tapis roulant à double courroi a fait l'objet de nombreuses études avec divers paramètres étudiés. Cependant, des paramètres sont plus redondants que d'autres, en effet, il est facile de constater que les paramètres spatio-temporels comme la longueur de pas sont largement utilisés pour ce genre d'analyse. Ainsi on retrouve des comparaisons d'indice de symétrie sur la longueur de pas ou la variabilité des paramètres spatiaux temporels avec la plupart des études regroupés dans cette synthèse, à l'exception de l'étude menée par Hurt et al. (Hurt et al. 2022).

Cependant, toutes les études n'ont pas uniquement porté sur les paramètres spatiaux temporels mais ont proposé de faire des comparaisons des longueurs de pas avec d'autres paramètres comme les moments, les forces de réactions au sol ou encore les forces de contact articulaire. Donc parmi ces comparaisons, on retrouve celle entre la longueur de pas et la marge de stabilité (Darter et al. 2018), celle entre la longueur de pas et les moments articulaires (Lauzière 2014; Roper et al. 2021), celle entre la longueur de pas et les forces de contact articulaires (Syrett et al. 2021).

Puis une autre étude a aussi effectué des analyses sur des paramètres comme le travail positif des membres inférieurs lors de variations de vitesse de marche en condition asymétrique, mais aussi en incluant une variation de pente dans le but de mieux comprendre les effets des environnements variés sur la locomotion humaine (Hurt et al. 2022).

Ensuite, toujours dans la suite de l'adaptabilité des comportements des paramètres, l'étude de Mawase et al. s'est intéressé sur l'adaptabilité des forces de réaction au sol vertical sur un grand nombre de cycles de marche (Mawase et al. 2013).

Également pour évaluer l'adaptabilité, mais cette fois-ci dans le temps, des améliorations acquises lors des exercices de marche, Betschart a proposé une étude avec un suivi sur un plus long terme. Ce qui a permis de démontrer que les améliorations sur la longueur de pas persistaient un mois après les entraînements (Betschart et al. 2018).

Tableau 2.1 Synthèse de la marche en condition asymétrique sur un tapis roulant à double courroie

Auteur	Sujet					Essai				Vitesse en m/s	
	Nombre	T	H/F	Âge ± SD	Expérience sur tapis roulant	Pathologie	Sym	Asym	Sol		Protocole
1) D. Reisman et al. ; 2007	26	A	AVC : 9H ; 4F Sains : 9H ; 4F	AVC : 32 ± 12 Sains : 32 ± 12	/	13 Post AVC 13 sains	2	1	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent : 0,5 Côté rapide : 1,5
2) D. Reisman et al. ; 2009	22	A	AVC : 9H ; 2F Sains : 9H ; 2F	AVC : 35 ± 9,2 Sains : 35 ± 9,2	/	11 Post AVC 11 sains	2	1	1	Séquence/ Ordre défini	Côté rapide : V _{maxsol} Côté lent : V _{maxsol} /2
3) P. Gourdon ; 2010	17	A	7 H ; 10 F	28 ± 5,8	/	/	3	18	/	Séquence/ Ordre aléatoire	Côté rapide : V1=0,75 ; V2=1 ; V _{conf} Côté lent : 10%V ; 20%V ; 30%V ; 40%V ; 50%V***
4) F. Mawase et al. ; 2013	10	A	6 H ; 4 F	25,8 ± 9,4	/	/	2	1	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent : 0,5 Côté rapide : 1
5) Lauzière Séléna ; 2014	30	A	/	AVC : 49,3 ± 13,2 Sains : 56,6 ± 17,2	/	30 Post AVC 10 Sains	2	1	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent S : 30% de V _{conf} A.V.C : V _{conf} Côté rapide S : 2*V _{lent} A.V.C : 2*V _{lent}
6) B. J. Darter et al. ; 2018	20	A	9 H ; 11 F	27 ± 5	débutant	/	3	2	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent : 0,5 Côté rapide : 1,5
7) M. Betschart et al. ; 2018	12	A	10 H ; 2 F	53 ± 23,5	débutant	Post-AVC	6	6	/	Séquence/ Ordre défini	Vitesse de confort Asym ratio 2:1
8) K. Hirata et al. ; 2019	22	A	5 H ; 17 F	67 ± 9,3	/	22 Post AVC 9 Sains	2	2	/	Séquence/ Ordre défini	Vitesse de confort Asym ratio 2:1
9) D. Conradsson et al. ; 2019	28	A	11 H ;	69	/	/	2	1	/	Séquence/ Ordre défini	Vitesse de confort Asym ratio 2:1
10) Paul W. Kline et al. ; 2020	8	A	/	69 ± 5	/	Amputation transbilial	3	5	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent : 50%V _{rapide} Côté rapide : 75%V _{sol}
11) E. Daniel Syrett et al. 2021	20	A	4 M ; 16 F	25,5 ± 5,2	débutant	/	2	2	/	Séquence/ Ordre défini	Côté lent : 0,5 Côté rapide : 1,5
12) Jamie A. Roper et al. 2021	25	A	9H ; 16F	71 ± 4	débutant	/	1	1	/	Séquence/ Ordre défini	Marche symétrique V _{conf} /2 Marche Asym ratio 2:1
13) Lotem KfirBus-Shmied et al. 2021	13	A	6F ; 7H	30,5 ± 4,5	/	/	4	6	/	Séquence/ Ordre défini	Vitesse de confort ; 150%*V _{conf} Côté lent : 0,5 Côté rapide : 1,5
14) Tom J.W. Bourke et al. 2022	14	A	7H ; 7F	20,5 ± 1,6	débutant	/	3	1	/	Séquence/ Ordre défini	Vitesse lente : 0,5 Vitesse rapide : 1,5
15) Christopher P. hurt et al. 2022	13	A	/	25,3	/	/	6	3	/	Séquence/ Ordre défini Avec plan incliné du tapis roulant 0°, 5° et 10°	

Tableau 2.2 Synthèse des variables énoncés dans les études

Auteur	Variables						
	Spatio-temporelle	EMG	Moments	Travail	Force de réaction au sol	Force de contact articulaire	Force musculaire
1) D. Reisman et al. ; 2007	X						
2) D. Reisman et al. ; 2009	X						
3) P. Gourdou ; 2010	X	X			X		
4) F. Mawase et al. ; 2013	X				X		
5) Lauzière Sélène ; 2014	X		X				
6) B. J. Darter et al. ; 2018	X						
7) M. Betschart et al. ; 2018	X						
8) K. Hirata et al. ; 2019	X				X		
9) D. Conradsson et al. ; 2019	X						
10) Paul W. Kline et al. ; 2020	X						
11) E. Daniel Syrett et al. 2021	X					X	
12) Jamie A. Roper et al. 2021	X		X				
13) Lotem Kribus-Shmiel et al. 2021	X						
14) Tom J.W. Buurke et al. 2022	X						
15) Christopher P. hurt et al. 2022			X	X			

Cette revue de littérature met en évidence que la plupart des études portant sur la marche en condition asymétrique se sont concentrées sur l'analyse des paramètres spatiaux temporels. Ces études ont montré que ces paramètres peuvent être modifiés grâce aux exercices réalisables avec le paradigme du tapis roulant à deux courroies, et que ces modifications peuvent perdurer dans le temps.

Cependant, très peu d'analyses se sont intéressées à d'autres paramètres comme les forces de contact articulaire comme Syrett. Ce dernier a donc quantifié la symétrie du pic de la phase d'appui des forces de contact aux genoux et celle de la longueur de pas pour des marches symétrique et asymétrique. Le but de cette analyse était donc de comparer ces deux paramètres pour voir si l'un influait sur l'autre. À l'issue de ce travail aucune corrélation significative a pu être mise en valeur.

Cependant, les résultats des indices de symétrie des forces de contact au niveau du genou s'avèrent être des indicateurs significatifs pour cette étude en cours. Dans un premier temps, il convient de souligner que l'étude a été menée sur des sujets sains, avec une moyenne d'âge de 25,5 ans. Le protocole expérimental comprenait une première phase de marche symétrique à vitesse lente (0,5 m/s), suivie d'une phase de marche asymétrique (avec des vitesses lentes à 0,5 m/s et rapides à 1,5 m/s), et enfin une dernière phase de marche symétrique à vitesse lente. Sur la base de ces trois essais de marche, les résultats montrent qu'initialement, l'indice de symétrie est de 0, ce qui indique une équivalence des forces de contact au niveau des genoux lors de la marche symétrique à vitesse lente. Lors du deuxième essai de marche, en condition asymétrique, l'indice de symétrie indique toujours une symétrie parfaite au début de l'adaptation, mais évolue vers la fin de l'essai pour montrer une asymétrie de 4% entre les forces. Enfin, lors du dernier essai de marche (symétrique), l'indice révèle une asymétrie de -13% entre les forces des côtés droit et gauche (Syrett et al. 2021).

En outre, l'étude visant à examiner les effets de la marche asymétrique combinée à différents degrés d'inclinaison sur le fonctionnement des articulations se révèle pertinente, notamment dans le cadre de l'essai de marche asymétrique avec une pente de 0 degré. Ainsi il est présenté que pour cet essai de marche la jambe affectée à la courroie rapide produit un travail mécanique positif total de 14% alors que la jambe lente produit 22% de travail. Ce résultat suggère donc

qu'il existe une asymétrie dans le travail mécanique positif au genou lors de la marche asymétrique (Hurt et al. 2022).

Aux vues de ces résultats, on remarque que les résultats sont effectués sur un petit nombre d'essais de marche et ne montre pas l'évolution potentielle des asymétries des forces de contacts ou d'autres paramètres en fonction de différents taux d'asymétrie de marche. Ainsi cette présente étude a pour objectif d'étudier les variations et les évolutions de l'asymétrie entre les membres dominants et non dominants sur les résultantes des forces de contact des genoux. Puis, dans un second temps, de mettre en relation l'évolution de ces dernières avec les forces de contact au sol, afin d'estimer s'il existe une corrélation entre ces forces.

CHAPITRE 3

DESCRIPTION DU LOGICIEL ANYBODY TECHNOLOGY

3.1 Structure du logiciel

Comprendre la structure d'un logiciel permet de mieux appréhender comment toutes les parties composant le logiciel interagissent entre elles pour atteindre un objectif commun. Cette compréhension est un atout précieux, car elle va permettre aux utilisateurs et développeurs de faciliter la résolution des problèmes, l'optimisation, la personnalisation et l'adaptation aux autres besoins spécifiques.

De manière générale l'interface du logiciel AnyBody se compose de plusieurs fenêtres ayant des particularités différentes. Les principales fenêtres sont donc (Figures 2.1 et 2.3) :

- La fenêtre éditrice (1)
- L'arborescence du modèle (2)
- Fenêtre d'information (3)
- Fenêtre de progression (4)
- Vue du modèle (5)
- Affichage des résultats (6)

Tout d'abord, la fenêtre de l'éditeur AnyScript occupe une place centrale, permettant à l'utilisateur d'écrire et de modifier les scripts selon ses besoins. Pour faciliter l'accès à l'information, les fichiers AnyScript sont organisés de manière hiérarchisée. L'arborescence du modèle reflète cette structure hiérarchique, offrant une compréhension approfondie de la construction du modèle musculosquelettique et permettant un accès rapide à diverses informations telles que les descriptions d'objets.

Pour approfondir l'accès aux détails sur les objets constituant le modèle, la fenêtre d'information fournit des données précises ainsi que des liens hypertextes, simplifiant la navigation entre les fichiers AnyScript. En continuant sur le thème de l'accès à l'information, la fenêtre de visualisation du modèle permet d'observer le système musculosquelettique en trois dimensions, offrant des perspectives statiques et dynamiques.

Enfin, une fonction d'affichage des résultats est disponible, complétant ainsi les fonctionnalités globales de l'environnement AnyScript.

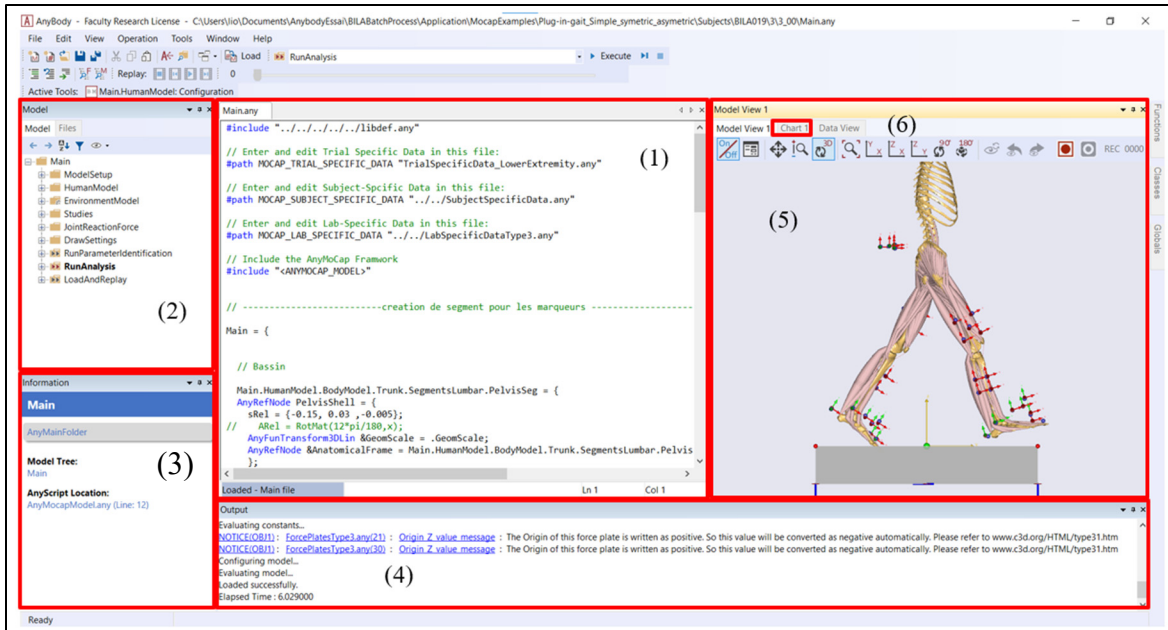


Figure 3.1 Interface d'utilisation du logiciel AnyBody

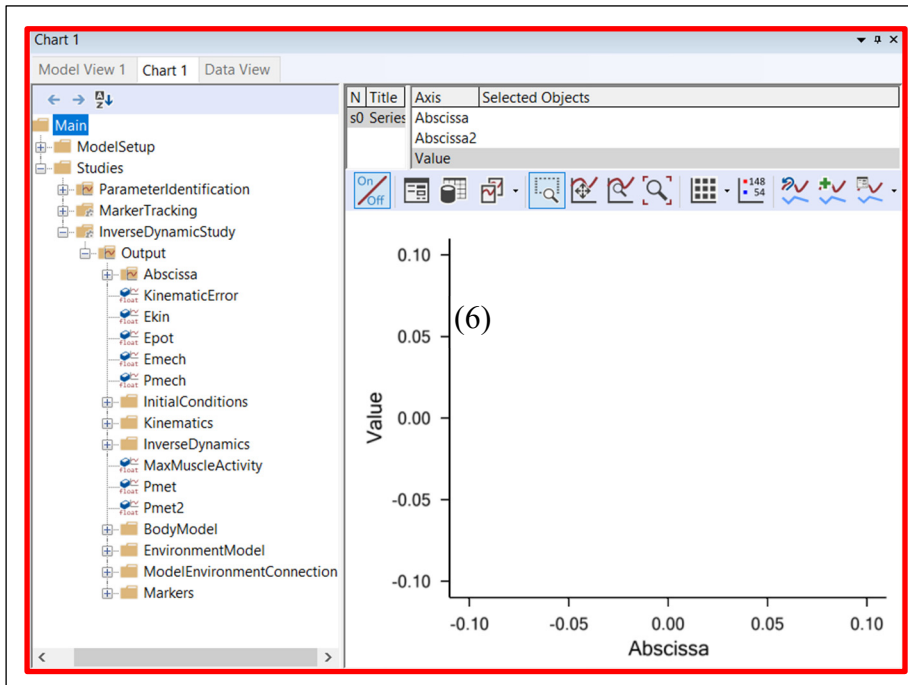


Figure 3.2 Interface de l'affichage des résultats (zone 6)

3.2 Langage du logiciel

Pour modifier ou créer des modèles d'études dans l'AMS, le langage de programmation propre à AnyScript est utilisé. Ce langage repose sur deux concepts de programmation : la programmation déclarative et la programmation orientée objet. Ces aspects de programmation dans le langage AnyScript se concrétisent par un ensemble de classes prédéfinies mises à disposition, conduisant à la création d'objets. Par exemple, l'AMS propose des classes prédéfinies pour la création de différents types d'articulations (Damsgaard et al. 2006). Cette approche de programmation facilite la lisibilité du code et le rend plus flexible. Grâce aux classes prédéfinies, la mise en relation des objets est simplifiée.

3.3 Modèles musculosquelettiques

Les modèles musculosquelettiques humains sont des représentations plus ou moins grossières du corps et permettent ainsi de décrire et d'explorer une multitude de problèmes biomécanique. Comme indiqué par le terme musculosquelettique, ces modèles contiennent, en premier lieu, la géométrie des os, appelés segment, avec leurs propriétés telles que la masse, la taille, le centre de masse ou encore l'inertie. Ensuite, l'architecture musculaire et la dynamique de leur activation sont intégrées dans ces modèles musculosquelettiques.

Puis, comme évoqué précédemment, un des objectifs majeurs est de pouvoir créer et partager les modèles musculosquelettiques. Ce partage se fait grâce à une bibliothèque nommée AMMR (AnyBody Model Repository). Cette dernière contient donc différents modèles humains, de muscles, d'articulations et d'autres éléments anatomiques ainsi que des exemples permettant de faire différentes études. En effet selon les besoins il est possible de soit choisir un modèle existant soit d'en créer un. La liste des modèles existant est décrite par le tableau ci-dessous.

Tableau 3.1 Tableau répertoriant les modèles musculosquelettiques existant dans le logiciel AnyBody

Segments	Modèles
Tronc	Modèle de la colonne lombaire
	Modèle de la colonne cervicale
	Modèle de la colonne thoracique
Membre supérieur	Modèle du bras et épaule
	Modèle détaillé de la main
	Modèle Rengensburg-Ulm de la main
Membre inférieur	Modèle de la "jambe"
	Modèle des membres inférieurs Twente v.1.2
	Modèle des membres inférieurs Twente v.2.1
	Modèle de pied GM
Tête	Modèle de la mandibule symétrique
	Modèle de la mandibule d'Aalborg

Dans le cas d'une étude sur la marche, les modèles pertinents sont ceux des membres inférieurs. Trois (3) modèles sont accessibles via la bibliothèque (le modèle de la jambe, le modèle des membres inférieurs Twente version 1 et version 2).

Tableau 3.2 Caractéristiques des modèles préexistants dans le logiciel AnyBody

Segments	Modèles	Éléments musculaires
Membre inférieur	Modèle de la "jambe"	35
	Modèle des membres inférieurs Twente v.1.2	159
	Modèle des membres inférieurs Twente v.2.1	169

Le modèle de la "jambe" est le plus ancien à avoir été intégré dans le référentiel de modèles d'AnyBody. Il se distingue par sa simplicité, illustrée notamment par le nombre limité d'éléments musculaires utilisés.

En revanche, le modèle des membres inférieurs Twente v.2.1 est l'un des modèles les plus complexes et a été développé dans le cadre de l'étude menée par V. Carbone dans le projet européen TLEMSafe. L'objectif de ce dernier était de recueillir de nouvelles données sur la géométrie musculosquelettique du membre inférieur et de les implanter dans le logiciel AnyBody tout en se basant sur les données anthropométriques de Klein Horsman (Carbone et al. 2015; Klein Horsman et al. 2007) .

Pour obtenir le nouveau jeu de données, les équipes responsables du projet ont réalisé des mesures à l'aide de techniques d'imagerie médicale et de dissection sur le membre inférieur

droit d'un cadavre frais. Il s'agissait d'un homme blanc de 85 ans, exempt de pathologies susceptibles d'affecter le système musculosquelettique. En outre la jambe droite du sujet pesait environ 45 kg et mesurait 813 mm (Carbone et al. 2015).

3.3.1 Segments

Des phalanges du pied aux os du bassin, les membres inférieurs sont constitués de plusieurs os, chacun exerçant une fonction spécifique dans les mouvements et les activités du corps. Cependant, une analyse exhaustive de cet ensemble nécessiterait une quantité d'informations considérable. Ainsi, l'étude menée par Carbone et al. a identifié six (6) segments principaux pour simplifier cette investigation.

Tableau 3.3 Nombre de segments dans le modèle musculosquelettique du TLEM version 2

Segments	Nombre
Tête + tronc	1
Bassin	1
Fémur	2
Rotule	2
Tibia	2
Astragale	2
Pied	2
TOTAL	12

Ces six (6) segments ont tous été dotés d'une origine et d'un système de coordonnées locales. Par exemple, l'origine du fémur est déterminée comme étant le point situé au centre de l'articulation de la hanche. Son système de coordonnées est défini de la manière suivante : l'axe Z est aligné parallèlement à la ligne reliant les épines iliaques antérosupérieures droite et gauche, dirigé vers la droite ; l'axe X est aligné parallèlement à la ligne dans le plan défini par les deux épines iliaques antérosupérieures et le point médian des deux épines iliaques postérosupérieures, perpendiculaire à Z, dirigé vers l'avant ; enfin, l'axe Y est dirigé vers le crâne, perpendiculaire aux axes X et Z (Carbone et al. 2015).

De plus chaque segment possède une masse, un centre de masse et une inertie qui lui est propre. Pour trouver ces valeurs, Winter propose de se baser sur la masse totale de l'individu. En effet pour toute augmentation de la masse totale il est observé aussi une augmentation individuelle

de la masse des segments. En se basant sur ce postulat, il est possible de lier la masse totale du sujet avec celle de ces segments, en exprimant la masse de ce dernier en pourcentage de la masse totale de l'individu. De manière assez similaire, l'emplacement du centre de masse s'exprime selon un pourcentage de la longueur du segment à partir de l'extrémité distale ou proximale (Winter 2009).

Tableau 3.4 Caractéristiques des segments (pourcentage de masse du segment ; pourcentage de la longueur du segment)

Segment	Masse [%]	Centre de masse [%]
Pelvis	14,2 M	10,5 L
Cuisses	10 M	43,3 L
Jambes	4,65 M	43,3 L
Pieds	1,45 M	50 L

M : masse totale
L : longueur totale su segment à partir de l'extrémité proximale

3.3.2 Articulations

Le membre inférieur se compose de 12 segments interconnectés par le biais d'articulations. En mécanique, une liaison est caractérisée par ses degrés de liberté, représentant sa capacité à effectuer des mouvements de rotation ou de translation. Lorsqu'une articulation n'est soumise à aucune contrainte, elle dispose de six degrés de liberté. En revanche, l'application de contraintes réduira ce nombre. Donc par exemple, l'articulation du genou est représentée par une liaison pivot ayant un DDL (degré de liberté). Le tableau ci-dessus regroupe le nombre et le type d'articulation est utilisé dans le modèle musculosquelettique du membre inférieur TLEM.

Tableau 3.5 Caractéristiques des articulations modélisées (nombre d'articulation dans le système, Type de liaison et degré de liberté (DDL))

Articulations	Nombre	Type de liaison	DDL
L5S1	1	Rotule	3
Hanche	2	Rotule	3
Genou	2	Pivot	1
fémoro-patellaire	2	Pivot	1
talo-crurale	2	Pivot	1
Sous-talienne	2	Pivot	1

Afin de visualiser correctement les liaisons de manière mécanique, voici différentes représentations des liaisons rotule et pivot.

Pour la liaison rotule :

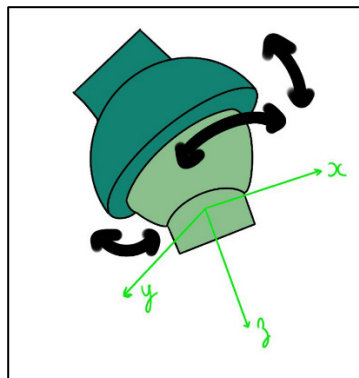


Figure 3.3 Représentation d'une liaison de type rotule

Pour la liaison pivot :

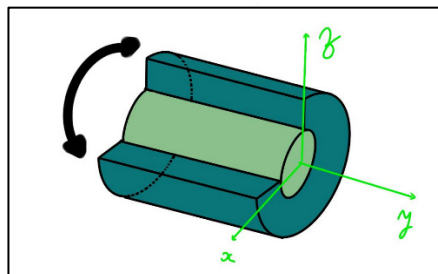


Figure 3.4 Représentation d'une liaison de type pivot

3.3.3 Points anatomiques

De manière générale, de nombreux paramètres comme des forces, des muscles, tendons ou encore des articulations sont rattachées aux segments, cependant pour que chaque connexion puisse se faire entre le segment et avec l'un de ces paramètres, des coordonnées précises doivent être connues. Par exemple, il faut avoir l'emplacement des insertions d'un muscle sur le segment. Pour ce faire, l'AMS s'est basé sur les données de Delp, Horsman et de Carbon (Klein Horsman et al. 2007) (Carbone et al. 2015).

Puis ces coordonnées ont aussi pour objectif d'aider au placement des repères locaux des segments.

Tableau 3.6 Position des repères osseux du modèle TLEM
Tiré et adapté de Klein Horsman et al. (2007, p. 241)

Segment	Repère osseux	X	Y	Z
Pelvis	Épine iliaque antéro-supérieure droite	3.76	8.78	4.15
	Épine iliaque antéro-supérieure gauche	3.76	8.78	-22.09
	Épine iliaque postéro-supérieure droite	-11.33	8.58	-4.53
	Épine iliaque postéro-supérieure gauche	-11.14	8.97	-13.34
	Tubercule pubien droit	6.10	-0.02	-7.33
	Tubercule pubien gauche	5.64	-0.05	12.09
Fémur	Trochanter majeur	-5.98	-3.66	5.12
	Épicondyle médial du fémur	7.68	-40.50	-3.21
	Épicondyle latéral du fémur	3.17	-39.96	5.47
Tibia	Épicondyle médial du tibia	7.78	-44.05	-2.06
	Épicondyle latéral du tibia	3.28	-43.60	5.22
	Tubérosité tibiale	1.26	-45.65	5.21
	Tête fibulaire	8.74	-45.77	4.27
	Malléole médiale	11.20	-79.21	1.04
	Malléole latérale	4.50	-81.59	4.55
Pied	Naviculaire	10.51	-83.41	6.16
	1er métatarsien proximal	14.71	-87.38	5.12
	métatarsien proximal	9.96	-90.12	4.72
	1er métatarsien distal (médian)	19.82	-90.81	1.29
	5e métatarsien distal (latéral)	10.42	-95.04	4.52
	Gros orteil (moyen)	22.75	-94.83	6.83

3.3.4 Muscles

Comme énoncé précédemment, la modélisation musculosquelettique possède un vaste champ d'action dans divers domaines d'application. Et comme chaque domaine ne présente pas les mêmes besoins et les mêmes degrés de complexités dans la représentation du sujet, il existe

différents types de modèles musculaires. Cependant pour un modèle d'analyse de marche, la représentation musculaire la plus souvent utilisée et celle utilisée par l'ABT est le modèle de Hill. Ce modèle est une représentation mathématique du muscle décrit en 1938 par Hill (Hill 1938). Ce dernier représente un muscle de manière à reproduire mécaniquement les propriétés contractiles du tissu musculaire (Zajac 1989). Pour ce faire le modèle de Hill est composé d'un élément contractile (CE) afin de décrire les propriétés contractiles du muscle, de deux éléments élastiques dont l'un monté en série (SEE) et l'autre en parallèle (PEE). Respectivement, ils représentent l'élasticité du tendon et de l'aponévrose et l'élasticité des tissus environnant tels que le fascia et l'épimysium. De plus de façon à prendre en compte l'alignement des fibres musculaires par rapport au tendon un angle (α) et est nommé angle de pennation. Le modèle de Hill est schématisé par la figure 3.5.

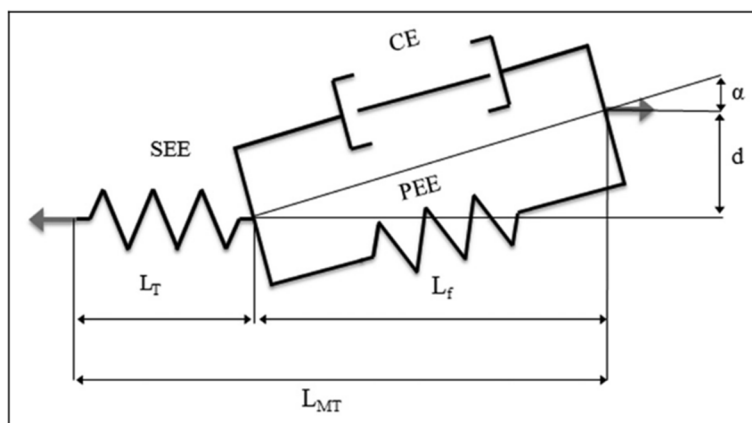


Figure 3.5 Schéma mécanique du modèle de Hill pour la modélisation des muscles
Tiré de Heinen et al. (2016, p. 2)

Chaque élément va donc décrire les caractéristiques contractiles du muscle, et ce grâce à des relations entre la force, la longueur et la vitesse (Heinen et al. 2016).

Donc le modèle musculosquelettique du TLEM version 2 propose d'utiliser 166 éléments de type Hill pour représenter les tendons et les muscles. Au total les 166 modèles de Hill ne représentent que 55 muscles actionneurs. Cette différence s'explique par taille de certains muscles et de donc de nombre de fibre musculaire. Par exemple certains muscles comme le

glutés ont besoin de plusieurs modèles de Hill pour le représenter. Le tableau ci-dessus décrit les muscles utilisés par le modèle ABT.

Tableau 3.7 Nombre de muscles utilisé dans le modèle TLEM v.2
Tiré et adapté de Carbonne et al. (2015, p. 738)

Muscle	Éléments	Masse [g]	Volume [ml]	Muscle	Éléments	Masse [g]	Volume [ml]
1 Adductor Brevis Distal	2	20	20	29 Obturator Externus Inferior	2	15	-
2 Adductor Brevis Mid	2	20	20	30 Obturator Externus Superior	3	26	-
3 Adductor Brevis Proximal	2	20	20	31 Obturator Internus	6	32	31
4 Adductor Longus	6	67	66	32 Pectineus	4	38	37
5 Adductor Magnus Distal	3	183	181	33 Peroneus Brevis	3	20	19
6 Adductor Magnus Mid	6	106	102	34 Peroneus Longus	3	43	42
7 Adductor Magnus Proximal	4	30	30	35 Piriformis	1	26	25
8 Biceps Femoris Caput Breve	3	61	60	36 Plantaris	1	6	5
9 Biceps Femoris Caput Longus	1	116	111	37 Popliteus	3	19	18
10 Extensor Digitorum Longus	4	36	35	38 Psoas Major	5	-	-
11 Extensor Hallucis Longus	3	17	16	39 Quadratus Femoris	4	34	33
12 Flexor Digitorum Longus	4	26	25	40 Rectus Femoris	2	118	114
13 Flexor Hallucis Longus	3	30	30	41 Sartorius	1	101	98
14 Gastrocnemius Lateralis	1	54	54	42 Semimembranosus	3	120	116
15 Gastrocnemius Medialis	1	111	107	43 Semitendinosus	1	111	106
16 Gemellus Inferior	1	2	-	44 Soleus Lateralis	3	150	146
17 Gemellus Superior	1	2	-	45 Soleus Medialis	3	82	80
18 Gluteus Maximus Inferior	6	336	316	46 Tensor Fasciae Latae	2	33	34
19 Gluteus Maximus Superior	6	134	130	47 Tibialis Anterior	3	77	75
20 Gluteus Medius Anterior	6	77	75	48 Tibialis Posterior Lateralis	3	45	43
21 Gluteus Medius Posterior	6	154	150	49 Tibialis Posterior Medialis	3	45	43
22 Gluteus Minimus Anterior	2	26	26	50 Vastus Intermedius	6	104	101
23 Gluteus Minimus Mid	2	26	26	51 Vastus Lateralis Inferior	6	84	84
24 Gluteus Minimus Posterior	2	26	26	52 Vastus Lateralis Superior	2	338	330
25 Gracialis	2	58	58	53 Vastus Medialis Inferior	2	47	46
26 Iliacus Lateralis	2	30	29	54 Vastus Medialis Mid	2	87	88
27 Iliacus Medialis	2	30	29	55 Vastus Medialis Superior	4	111	112
28 Iliacus Mid	2	30	29	Total			166

3.4 Méthode de résolution

Établir une connexion entre les données issues de la capture de mouvements dynamiques et les modèles musculosquelettiques constitue l'un des défis majeurs dans le développement des méthodes de résolution. Actuellement, les approches les plus répandues pour aborder les problèmes de biomécanique sont la dynamique directe et la dynamique inverse. Dans le contexte du logiciel AnyBody, la méthode privilégiée est la dynamique inverse. Pour parvenir à calculer les forces de contact au niveau des articulations et les forces musculaires, le logiciel comporte trois étapes d'analyse distinctes (figure 2.6) couvrant l'intégralité de la séquence temporelle des échantillons. (Andersen, Damsgaard, et Rasmussen 2009) La première étape du processus, appelée identification des paramètres, permet au logiciel

d'obtenir l'accès aux positions des marqueurs et aux longueurs de chaque segment. Une fois cette étape achevée, la deuxième consiste à réaliser une analyse de cinématique inverse pour obtenir les positions, vitesses et accélérations des segments. Enfin, la dernière étape concerne la dynamique inverse, où le logiciel détermine les forces internes nécessaires.

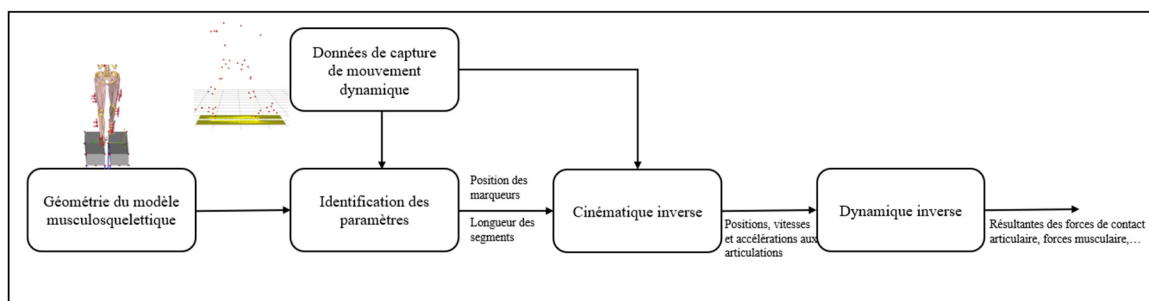


Figure 3.6 Méthode générale de résolution du logiciel Anybody Modeling System

Les défis pour obtenir les résultats sont souvent dus aux données de capture de mouvement recueillies par des méthodes expérimentales. En effet, l'une des premières difficultés notables est le bruit des trajectoires des marqueurs causé par le mouvement de la peau lors du mouvement appelé artefact cutané. Puis la plus importante difficulté réside dans la détermination cinématique du modèle. En effet, la plupart du temps il est attaché à un segment plus de deux (2) marqueurs or, un corps rigide possède au total six (6) degrés de liberté et un marqueur en possède trois (3). Ainsi lorsque le nombre de ddl des marqueurs est plus élevé que celui du segment, le système mécanique devient surdéterminé. À l'inverse, il est parfois impossible d'attribuer un marqueur à un segment (exemple : un os caché par un autre) et dans ce cas, le système devient sous déterminé (Andersen et al. 2009). Enfin, les implications de ces problèmes rendent l'utilisation des méthodes conventionnelles, telles que celle formulée par Nikravesh en 1988 (Andersen et al. 2010), impossible. Cependant, elles peuvent toujours servir d'inspiration pour de nouvelles approches telles que celle présentée par les concepteurs d'AnyBody.

3.4.1 Identification des paramètres

L'identification des paramètres constitue la première étape dans le processus de résolution du logiciel et va estimer les paramètres nécessaires pour une résolution de cinématique inverse. Cette étape implique la détermination des longueurs des segments pour chaque individu, ainsi que la localisation de chaque marqueur. En effet, la position des marqueurs sur la peau demeure approximative et doit être définie pour permettre la poursuite du processus de résolution. En ce qui concerne les données anthropométriques, un défi similaire se présente, car la mesure de la longueur d'un os depuis l'extérieur est souvent difficile. Cette problématique peut être cependant contournée en recourant à des techniques d'imagerie médicale.

Puis, comme évoqué dans la section 2.3, le modèle musculosquelettique de départ représente un modèle dit générique, il est donc important d'effectuer une mise à l'échelle du modèle afin que les données des captures de mouvement correspondent au sujet représenté (Andersen, Rasmussen, et Damsgaard 2007).

Le modèle musculosquelettique se définit comme un système formé par une série d'éléments, également désignés comme des corps rigides, interconnectés. Dans le langage de l'AMS, un corps rigide est équivalent à un segment. La caractéristique fondamentale de ces segments en tant que corps rigides réside dans leur nature de solides indéformables. Un solide est considéré comme indéformable lorsque pour tout point A et B appartenant à ce solide, la distance AB reste constante au cours du temps t. Cette simplification à son importance, car des problèmes d'incompatibilité cinématique peuvent en résulter. En effet, les marqueurs sont placés directement sur la peau et lors d'une activité telle que la marche, les marqueurs sont susceptibles de bouger engendrant un phénomène d'artefact cutané. Le marqueur étant censé être fixé au corps rigide, la différence de position d'un même marqueur entre deux instants par rapport au segment engendre des erreurs cinématiques.

D'un autre côté, le système mécanique étudié est caractérisé uniquement par des contraintes holonomes qui regroupent deux types de fonctions : les contraintes scléronomes et les contraintes rhéonômes. Les contraintes rhéonômes représentent des liaisons qui établissent des relations entre les coordonnées du système et le temps. Il est également essentiel de préciser que les contraintes scléronomes (Φ) décrivent les liaisons articulaires entre les segments et ne

dépendent pas explicitement du temps, tandis que les contraintes rhéonômes (Ψ) décrivent le mouvement (trajectoire des marqueurs) et dépendent du temps.

Le système mécanique peut être formulé par un ensemble d'équations tel que :

$$\Gamma(q(t), p, t) = 0 \quad (3.1)$$

$$\Gamma(q(t), p, t) = \begin{bmatrix} \Psi(q(t), p, t) \\ \Phi(q(t), p, t) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Ainsi pour un système surdéterminé, il est impossible de résoudre l'équation sans l'utilisation d'optimisation. Andersen et al. ont formulé l'algorithme de solution tel que :

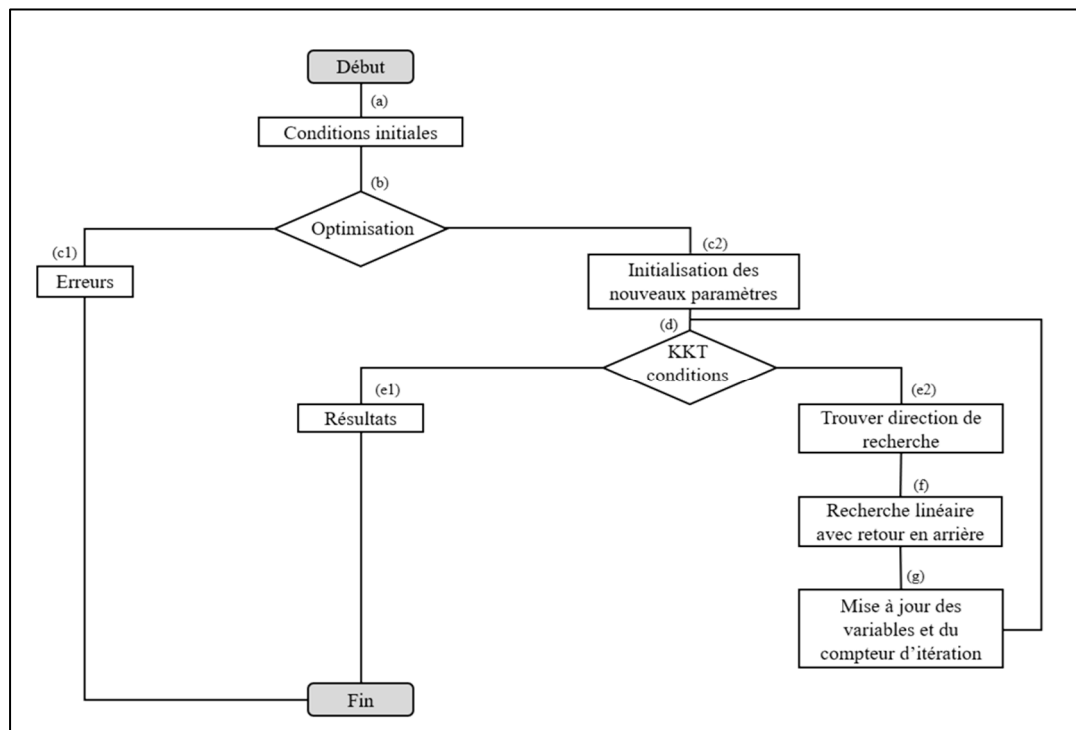


Figure 3.7 Diagramme des étapes de l'optimisation pour l'identification des paramètres

3.4.1.1 Conditions initiales

En général, la résolution du problème d'identification des paramètres consiste à trouver des valeurs constantes qui correspondent à une cinématique appropriée. Les conditions initiales

représentent ainsi les paramètres constants initiaux, tels que les coordonnées locales servant à décrire une articulation ou encore les coordonnées locales définissant un point de mesure, par exemple (Andersen et al. 2007). Ainsi la valeur des conditions initiales dépendra du paramétrage fait par l'utilisateur au préalable afin que la position des marqueurs corresponde au mieux aux marqueurs mesurés. Pour la suite, la notation des paramètres constants initiaux sera notée \hat{p} et pour les paramètres constants non initiaux p .

3.4.1.2 Optimisation

Le problème d'optimisation utilisé est un problème non linéaire et non convexe et est représenté par la fonction objective G (Andersen et al. 2010).

$$\begin{aligned} q_i^* &= \arg \min G(\Psi(q(t), \hat{p}, t_i)) \\ \text{s.t. } &\Phi(q(t), \hat{p}, t) \end{aligned} \quad (3.3)$$

Avec

$$G(\Psi(q_i, \hat{p}, t_i)) = \frac{1}{2} \Psi(q_i, \hat{p}, t_i)^T W(t_i) \Psi(q_i, \hat{p}, t_i) \quad (3.4)$$

$W(t_i)$ est une matrice de poids différentiable.

Tel que mentionné dans la section conditions initiales, il est établi que $p = \hat{p}$ avec \hat{p} connu.

Pour trouver les solutions q_1, \dots, q_N , le problème d'optimisation trouve les valeurs minimiser localement de manière à trouver les violations des équations des marqueurs sont autorisés ($q_1 = q(t_1), q_2 = q(t_2), \dots, q_N = q(t_N)$).

3.4.1.3 Initialisation des paramètres

Suite à la résolution du problème d'optimisation, deux (2) résultats sont envisageables. Le premier scénario implique que la résolution du problème n'a pas abouti à un résultat, et l'algorithme renverra un message d'erreur en raison d'un nombre excessif d'itérations. L'autre possibilité est que la minimisation a réussi à identifier un nouveau jeu de coordonnées initiales du système (q_1, \dots, q_n) (Andersen et al. 2010). Ces nouvelles coordonnées seront ensuite

utilisées dans un autre problème d'optimisation qui fera appel aux conditions de Karush-Kuhn-Tucker (KKT).

3.4.1.4 KKT conditions

Dans le but de déterminer de manière optimale les coordonnées des marqueurs et des articulations en fonction des points mesurés, l'algorithme d'Andersen et al. suggère l'intégration d'une nouvelle optimisation par minimisation locale. Cette fois-ci, cependant, des conditions particulières sont imposées, à savoir les conditions de Karush-Kuhn-Tucker (KKT). Ces conditions revêtent une importance cruciale, car elles agissent comme des régulateurs de croissance pour le problème d'optimisation (Andersen et al. 2007).

Le nouveau problème est formulé avec la fonction objective (G) et des contraintes différentiables (Φ). Dans ce cadre, chaque paire de points optimaux primaires et duaux doit respecter les conditions de Karush-Kuhn-Tucker (KKT) (Boyd et Vandenberghe 2004).

$$\begin{aligned} \min_{q_1, q_2, \dots, q_N, p} \quad & \sum_{i=1}^N G(\Psi(q(t_i), p, t_i)) \\ \text{s. t.} \quad & \Phi(q(t_k), p, t_k) = 0 \end{aligned} \quad (3.5)$$

Avec k le pas de temps et i le nombre d'itérations. Pour résoudre le problème d'optimisation, l'introduction d'une fonction Lagrangienne (L) est essentielle. Cette fonction introduit deux vecteurs de multiplicateurs de Lagrange (λ et ν), permettant ainsi l'incorporation des contraintes dans la fonction objective G . Cela quantifie l'impact des contraintes sur G , facilitant la recherche des points optimaux du problème.

$$L = \sum_{k=1}^N k_G + \sum_{k=1}^N k_{\Phi^T} \lambda_k + T^T \nu \quad (3.6)$$

En dérivant les conditions de Karush-Kuhn-Tucker (KKT) par rapport aux paramètres constants p et aux systèmes de coordonnées q , qui constituent les variables de conception, ainsi

qu'en ce qui concerne les multiplicateurs de Lagrange, on procède à la différentiation de la fonction de Lagrange. En résulte la formulation des équations associées à 0, reflétant les contraintes d'optimisation.

$$L_{q_i} = {}^i G_{q_i}^T + {}^i \Phi_{q_i}^T \lambda_i \quad (3.7)$$

$$L_p = \sum_{k=1}^N {}^k G_p^T + \sum_{k=1}^N {}^k \Phi_p^T \lambda_k + T_p^T v = 0 \quad (3.8)$$

$$L_{\lambda_i} = {}^k \Phi = 0 \quad (3.9)$$

$$L_v = T = 0 \quad (3.10)$$

Pour $i = 1, \dots, N$

Si les conditions répondent aux équations de Lagrange pour chaque paramètre, alors le problème d'optimisation est considéré comme résolu par la méthode de Newton, et l'algorithme s'interrompt, stockant les résultats en vue de la prochaine analyse d'inverse cinématique.

La méthode de Newton nécessaire à la résolution de l'optimisation se traduit par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} G_{q_i q_i}^T + (\Phi_{q_i}^T \lambda_i)_{q_i} & \Phi_{q_i}^T \\ \Phi_{q_i} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta q_i \\ \Delta \lambda_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -G_{q_i}^T - \Phi_{q_i}^T \lambda \\ -\Phi \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

En revanche, si tel n'est pas le cas, l'algorithme continue avec d'autres étapes d'analyses.

3.4.1.5 Trouver les directions de recherche

Pour poursuivre la recherche d'une solution viable, la suite du problème exploitera toujours les conditions KKT, mais cette fois-ci en les linéarisant.

Par souci de simplification des écritures d'équation, les termes A_i, B_i, C, a_i et b sont introduits dans l'équation matricielle des conditions KKT linéarisées.

$$\begin{bmatrix} A_1 & 0 & \cdots & -B_1 \\ 0 & \ddots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \dots & A_N & -B_N \\ -B_1^T & \dots & -B_N^T & C \end{bmatrix} \begin{bmatrix} [\Delta q_1] \\ [\Delta \lambda] \\ \vdots \\ [\Delta q_N] \\ [\Delta \lambda_N] \\ \Delta p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_N \\ b \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

La matrice A_i renferme les dérivées par rapport à q_i et λ_i des équations 3.11, où i varie de 1 à N . Une caractéristique distinctive d' A_i est qu'elle est inversible lorsque le système est bien défini. Quant aux matrices B_i et C , elles contiennent les mêmes dérivées d'équation, mais cette fois-ci par rapport au paramètre p avec toujours i variant de 1 à N .

$$A_i = \begin{bmatrix} {}^i G_{q_i q_i} + ({}^i \Phi_{q_i}^T \lambda_i)_{q_i} & {}^i \Phi_{q_i}^T \\ {}^i \Phi_{q_i} & 0 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

$$B_i \equiv \begin{bmatrix} -G_i^T - (\Phi_{i q_i}^T \lambda_i)_p \\ -\Phi_{i p} \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

$$C \equiv \sum_{i=1}^N (G_i^T + (\Phi_{i p}^T \lambda_i)_p) \quad (3.15)$$

$$a_i \equiv \begin{bmatrix} -G_{i q_i}^T - \Phi_{i q_i}^T \lambda_i \\ -\Phi_{i p} \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

$$b \equiv \sum_{i=1}^N (G_{i p}^T + \Phi_{i p}^T \lambda_i) \quad (3.17)$$

Du fait que la matrice A_i soit inversible, il est possible d'isolé les paramètres Δ_{q_i} et $\Delta \lambda_i$ des premières équations résultantes de l'ensemble linéaire représenter par l'équation (3.18).

$$A_i \begin{bmatrix} \Delta_{q_i} \\ \Delta \lambda_i \end{bmatrix} + B_i^T \Delta p = -a_i \quad (3.18)$$

$$\begin{bmatrix} \Delta q_i \\ \Delta \lambda_i \end{bmatrix} = -\frac{a_i}{A_i} - \frac{B_i^T \Delta p}{A_i} \quad (3.19)$$

Puis en injectant la nouvelle écriture des paramètres Δq_i et $\Delta \lambda_i$ dans l'équation (3.12) la valeur de Δp peut être trouvée pour tous les i variant de 1 à N et enfin en déduire celle de Δq_i et $\Delta \lambda_i$.

$$\left(-\sum_{i=1}^N (B_i^T A_i^{-1} B_i + C) \right) \Delta p = \sum_{i=1}^N B_i^T A_i^{-1} a_i + b \quad (3.20)$$

Une fois ce travail terminé, les lignes de recherches sont établies et vont être reprises par l'étape suivante de recherche linéaire avec retour en arrière pour trouver une solution finale (Boyd et Vandenberghe 2004).

3.4.1.6 Recherche linéaire avec retour en arrière et mise à jour des variables

Afin de maintenir une précision dans les solutions obtenues, il est crucial de déterminer une longueur de pas appropriée (γ) le long de la direction de recherche identifiée à l'étape précédente. Souvent, dans les problèmes comportant de nombreuses itérations, la notation des exposants peut être simplifiée, passant de $p(k+1) = p(k) + \gamma(k)\Delta p(k)$ à $p := p^k + \gamma\Delta p$. Pour éviter de perdre en précision et en efficacité, Andersen et al. ont opté pour la méthode de recherche linéaire avec retour en arrière, comme décrit par Boyd et Vandenberghe dans "Convex Optimization" (Boyd et Vandenberghe 2004). Cette méthode a été choisie, car elle est particulièrement appropriée lorsque le coût associé au problème de minimisation est nettement inférieur au coût de calcul de la direction de recherche (Boyd et Vandenberghe 2004), et son but est de réduire une taille de pas unitaire jusqu'à ce que la condition d'arrêt soit atteinte. Une fois que la condition d'arrêt est atteinte, l'algorithme va mettre les variables et le compteur d'itération à jour comme suit :

$$q_i^{k+1} := q_i^k + \gamma\Delta q_i \quad (3.21)$$

$$\lambda_i^{k+1} := \lambda_i^k + \gamma\Delta \lambda_i \quad (3.22)$$

$$p^{k+1} := p^k + \gamma \Delta p \quad (3.23)$$

$$v^{k+1} := v^k + \gamma \Delta v \quad (3.24)$$

Et finalement ces valeurs seront envoyées à l'étape de l'optimisation avec les conditions KKT pour qu'elles soient vérifiées et ce jusqu'à avoir une solution.

3.4.1.7 Mise à l'échelle

Pour chaque sujet, le modèle musculosquelettique initial partage la même géométrie globale et des propriétés communes telles que les points d'insertion des muscles ainsi que la force musculaire que peut produire un muscle. Ainsi, une mise à l'échelle de l'ensemble des paramètres est nécessaire pour établir une correspondance cinématique et anthropométrique entre les marqueurs et le modèle. Pour réaliser cette opération, Rasmussen et al. proposent une méthode générale de mise à l'échelle, basée sur une mise à l'échelle spécifique de la longueur-masse, prenant en considération le pourcentage de graisse. (Rasmussen et al. s. d.).

Chaque segment est défini par des nœuds situés dans son propre repère local. L'objectif de cette méthode est d'établir une correspondance entre les nœuds initiaux et les nœuds mis à l'échelle à l'aide d'une transformation non affine.

$$s = Sp_0 + t \quad (3.25)$$

Le vecteur s représente la position du nœud dans le système de coordonnées local du segment mis à l'échelle auquel il est lié. p_0 désigne la position de référence du nœud, S est la matrice d'échelle de dimension 3×3 , et t correspond à la translation, ajustant ainsi le système de coordonnées local par rapport à la géométrie effective du segment.

Puis la matrice S est considérée comme le produit de la matrice identité I avec le rapport d'échelle k .

$$S = kI \quad (3.26)$$

$$S = \begin{bmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & k_z \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

La mise à l'échelle est effectuée le long des trois (3) axes des coordonnées locales, conformément à la convention ISB. Les coefficients k_x , k_y et k_z peuvent prendre des valeurs différentes entraînant ainsi une extension ou une compression des segments le long de ces axes, cependant la convention ISB entraîne que seul k_y diffère des trois autres coefficients.

$$S_{yy} = k_y = \frac{L_1}{L_0} \quad (3.28)$$

Où L_1 est la longueur du segment mis à l'échelle et L_0 la longueur initiale du segment. En prenant en compte que les masses sont identifiées à l'aide des données du logiciel RAMIS (Human Solutions), le rapport suivant est établi :

$$k_m = \frac{m_1}{m_0} \quad (3.29)$$

$$\text{Et donc } S_{xx} = S_{zz} = \sqrt{\frac{k_m}{k_y}} \quad (3.30)$$

Avec m_1 et m_0 respectivement, les masses des segments mis à l'échelle et initial.

Ensuite, il suffit de multiplier la matrice de mise à l'échelle à toutes les coordonnées locales des segments définis dans la section précédente grâce à l'optimisation.

Finalement, il a été déterminé que si le pourcentage de graisse n'est pas pris en considération dans les calculs, les forces musculaires ne seront pas correctement estimées. Par conséquent, l'idée pour la suite est d'intégrer ce pourcentage du poids total du sujet dans l'estimation de la mise à l'échelle. Pour ce faire Rasmussen et al. se sont basés sur les équations de régression de Frankenfield et al. (Frankenfield et al. 2001) pour avoir une relation entre l'indice de masse

corporel (IMC) et le pourcentage de graisse corporel. Les équations représentant la population homme est l'équation (numéro eq) et l'équation (num) pour les femmes.

$$R_{fat_H} = -0,09 + 0,0149 * IMC - 0,00009 * IMC^2 \quad (3.31)$$

$$R_{fat_F} = -0,08 + 0,0203 * IMC - 0,000156 * IMC^2 \quad (3.32)$$

Il est important de noter que le calcul de l'indice de masse corporelle s'effectue de la manière suivante :

$$IMC = \frac{m}{taille^2} \quad (3.33)$$

Puis la relation pour mettre la force du modèle à l'échelle est :

$$F = F_0 * \frac{k_m R_{muscle,1}}{k_l R_{muscle,0}} \quad (3.34)$$

Avec toujours l'indice 0 représentant l'état du modèle de référence et 1 l'état du modèle en question. Et en fin R_{muscle} est défini selon l'équation (3.35)

$$R_{muscle} = 1 - R_{fat} - R_{other} \quad (3.35)$$

Après l'achèvement du processus de mise à l'échelle, la première phase de résolution du logiciel est également finalisée. Cela marque le début d'une deuxième phase, celle de la cinématique inverse, qui peut commencer en utilisant les résultats de l'identification de paramètre comme condition initiale.

3.4.2 Cinématique inverse

De manière générale, une analyse cinématique n'a pas pour objectif direct de corréler les forces et les couples aux mouvements. Son but premier est d'examiner l'ensemble des mouvements potentiels du système étudié (Yamaguchi 2001). Néanmoins, les conclusions tirées de cette analyse revêtent une importance cruciale dans la prédiction des forces internes du système. En effet, ces paramètres sont essentiels pour formuler les équations du mouvement dans le contexte de la dynamique (Andersen et al. 2009).

En premier lieu, le logiciel définit un ensemble de coordonnées cartésiennes pour chaque segment. Ainsi il est obtenu une matrice de coordonnées généralisées q , définie comme ci-dessus (Andersen et al. 2009) :

$$q = (q_1 \ q_2 \ \dots \ q_n)^T \quad (3.36)$$

Avec n : le nombre de segments du modèle musculosquelettique utilisé.

La matrice q est donc énoncée comme étant la combinaison de deux vecteurs : r et p , qui représente respectivement la translation et la rotation du centre de masse du segment par rapport à un système d'axes global.

$$q_i = (r_i \ p_i)^T \quad (3.37)$$

$$r_i = (x_i \ y_i \ z_i)^T \quad (3.38)$$

$$p_i = (e_{0_i} \ e_{1_i} \ e_{2_i} \ e_{3_i})^T \quad (3.39)$$

La méthode utilisée repose sur la résolution de l'équation suivante (3.40) avec Ψ représentant les équations de contrainte cinématique et Φ représentant les équations de pilotage.

$$\Gamma(q(t), p, t) = \begin{bmatrix} \Psi(q(t), p, t) \\ \Phi(q(t), p, t) \end{bmatrix} = 0 \quad (3.40)$$

En dérivant l'ensemble $\Gamma(q(t), p, t)$ par rapport au temps, les vitesses et les accélérations sont calculées :

$$\begin{bmatrix} \Psi \\ \Phi \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} 0 \\ \Phi_t \end{bmatrix} = 0$$

$$\begin{bmatrix} \Psi \\ \Phi \end{bmatrix} \ddot{q} + \begin{bmatrix} (\Psi_q \dot{q})_q \\ (\Phi_q \dot{q})_q + 2\Phi_{qt} \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} 0 \\ \Phi_{tt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Puis comme les articulations ne possèdent pas forcément les mêmes caractéristiques, cela induit que les équations de Φ seront différentes selon la liaison mécanique représentant l'articulation. Dans un modèle squelettique, la plupart du temps est retrouvé comme contrainte de pilotages : des contraintes sphériques, des contraintes rotoïdes et des contraintes universelles.

Les équations relatives au type de contraintes sont décrites ci-dessus :

- *Contrainte sphérique*

$$r_i + A(p_i)s'_i - (r_i + A(p_j)s'_j) = 0 \quad (3.42)$$

- *Contrainte rotoïdes*

$$\begin{aligned} r_i + A(p_i)s'_i - (r_i + A(p_j)s'_j) &= 0 \\ a_{3_i}^T a_{1_j} &= 0 \\ a_{3_i}^T a_{2_j} &= 0 \end{aligned} \quad (3.43)$$

- *Contraintes universelles*

$$\begin{aligned} r_i + A(p_i)s'_i - (r_i + A(p_j)s'_j) &= 0 \\ a_{3_i}^T a_{2_j} &= 0 \end{aligned} \quad (3.44)$$

La matrice (A), symbolisant la matrice de transformation et composé des paramètres d'Euler (a), caractérise l'orientation des segments des articulations i et j dans le système d'axe global. En ce qui concerne le paramètre s , il indique les positions relatives du centre articulaire en fonction de centre des masses du segment auquel il est associé.

$$A(p_i) = (a_{1_i} \ a_{2_i} \ a_{3_i}) \quad (3.45)$$

Maintenant que tous les éléments sont définis, le logiciel va devoir résoudre numériquement ce système pour enfin trouver les valeurs des positions (q), vitesses (\dot{q}) et accélérations (\ddot{q}) pour chaque pas de temps de la simulation. Ce genre de résolution numérique peut souvent prendre du temps à cause de la complexité du problème, c'est pour cela que la méthode développée pour ABT est basée sur la méthode de Newton-Raphson (Andersen et al. 2009).

3.4.3 Dynamique inverse

Dernière étape de la résolution numérique du problème musculosquelettique, l'analyse de la dynamique inverse permet de calculer, à partir du modèle mécanique multicorps défini, les forces musculaires en équilibre avec les forces externes telles que les forces de réaction au sol et la force gravitationnelle, ainsi que les forces du système musculosquelettique, telles que les

forces de réaction des articulations et les forces ligamentaires. En se basant sur les résultats obtenus par la cinématique inverse, les vitesses et les accélérations de chaque segment constituent les équations fondamentales pour formuler le problème de dynamique inverse selon les équations d'Alembert (RACINE s. d.).

Ce dernier énonce que pour chaque segment i du modèle multicorps, la somme des résultantes des forces \vec{F}_i et les forces d'inertie $m_i \vec{a}_i$, multiplier scalairement par le vecteur du travail virtuel $\delta \vec{q}_i$ est nulle :

$$\sum_i^n (\vec{F}_i - m_i \vec{a}_i) * \delta \vec{q}_i = 0 \quad (3.46)$$

$$\sum_i^n (M_i - I_i \alpha_i - \tilde{\omega}_i I_i \omega_i) \delta \vec{q}_i = 0$$

$$\tilde{\omega}_i = \omega_i^T = -\omega_i \quad (3.47)$$

Où F est la somme des vecteurs des forces musculaires ($f_i^{(M)}$), des forces de contact ($f_i^{(R)}$) et des charges appliquées connues ($f_i^{(app)}$). D'autre part les (m_i) est la masse pour chaque segment (i), (I) le tenseur d'inertie et (ω_i) la vitesse angulaire.

Puis le système étant supposé à l'équilibre entre deux pas de temps, il est possible d'écrire (Damsgaard, Rasmussen, et Christensen 2001) :

$$\begin{bmatrix} m_i I & 0 \\ 0 & J_i' \end{bmatrix} \dot{v}_i + \begin{bmatrix} 0 \\ \omega_i' \times J_i' \omega_i' \end{bmatrix} = f_i^{(M)} + f_i^{(R)} + f_i^{(app)} \quad (3.48)$$

En regroupant et en isolant les données inconnues donc les forces de contact et les forces musculaire dans d , l'équation () s'écrit telle que :

$$d_i = f_i^{app} - \begin{bmatrix} m_i I & 0 \\ 0 & J_i' \end{bmatrix} \dot{v}_i - \begin{bmatrix} 0 \\ \omega_i' \times J_i' \omega_i' \end{bmatrix} \quad (3.49)$$

De manière simplifiée il est possible de réécrire l'équation 3.49 comme ci-dessus :

$$d_i = M_i \alpha_i + b_i - f_i^{app} \quad (3.50)$$

Cependant le paramètre d demeure inconnue, car composé des forces internes, il est donc plus intéressant de représenter ce facteur sous forme de matrice de coefficients directionnels C de manière à avoir $C = [C^M C^R]$. Les indices M et R signifient l'appartenance de la matrice aux forces musculaires et aux forces de contact respectivement. En outre les forces internes sont représentées par les contraintes rhéonômes pour les conséquences des forces musculaires et scléronômes pour les forces ligamentaires et géométriques.

Ainsi il devient facile de déterminer les forces de contact par une résolution mécanique traditionnelle, car le modèle est déterminé. En revanche, ce n'est pas le cas pour les forces musculaires qui est un modèle surdéterminé avec des directions différentes par rapport à celle des contraintes. Ainsi il devient intéressant de formuler le problème musculaire tel que :

$$Cf = d \quad (3.51)$$

Où f représente la matrice contenant les amplitudes des forces musculaires de chaque muscle. Pour achever le processus de résolution, il est nécessaire de trouver les meilleures solutions pour l'équation 3.51. Cela implique de passer par une phase d'optimisation. Dans le logiciel ABT, la dynamique inverse et l'optimisation du recrutement musculaire se déroulent de manière simultanée. Cependant, pour une meilleure compréhension, ces deux méthodes sont décrites de manière distincte.

3.4.4 Recrutement musculaire

En pratique, pour accomplir un mouvement, le système nerveux central prend la décision d'activer certains muscles ou groupes musculaires parmi la variété de muscles présents dans le corps. Face à cette situation, il est facile de penser que chaque mouvement est associé à une coordination musculaire spécifique. Malheureusement, dans le cas de la marche, la plupart du temps, l'individu doit s'adapter à son environnement pour maintenir une certaine stabilité tout en continuant à avancer. Cela rend la prédiction de la coordination musculaire pratiquement impossible, étant donné qu'il existe une infinité de modèles potentiels d'activité musculaire que le système nerveux central pourrait choisir. Ce qui revient à dire de manière mathématique que le système est statiquement indéterminé et l'équilibre peut être résolu par une infinité de forces musculaires et articulaires. C'est pourquoi la méthode de dynamique inverse exprime les forces

selon l'équation (3.51), pour en effet avoir une interprétation et une résolution mathématique de cette indétermination (Rasmussen, Damsgaard, et Voigt 2001). De plus, la résolution mathématique se fait selon le postulat que le système nerveux central ferait ces choix de coordination musculaire afin que la charge appliquée sur les muscles et le corps en général soit minimisée. Pour rester fidèle à cette hypothèse, l'optimisation par minimisation paraît être le choix le plus approprié pour la résolution de l'équation (3.51) (Rasmussen et al. 2001).

Le paramètre inconnu étant les forces musculaires, il est supposé que grâce à l'optimisation de f^M suivant une fonction objective G , ces dernières auront un résultat.

Le problème d'optimisation se présente tel que :

$$\begin{aligned}
 & \underset{f}{\text{Minimisation}} && G(f^M) \\
 & \text{Sous condition de} && \\
 & Cf^M = d && (3.52) \\
 & \text{et} && \\
 & f_i^M \geq 0 &&
 \end{aligned}$$

Pour chaque muscle, avec i prenant des valeurs de 1 au nombre de muscles présents dans le système mécanique modélisé. Il est crucial de noter que cette condition spécifie que les muscles ont uniquement la capacité de tirer et ne peuvent jamais exercer une force de poussée. Cette restriction s'applique exclusivement aux forces musculaires et ne concerne en aucun cas les forces articulaires, qui demeurent libres.

Enfin pour clôturer la description sur le recrutement musculaire, un dernier point reste à aborder, celui du choix de la fonction objective G .

En effet, il existe différentes approches pour distribuer la force musculaire dans ce problème d'optimisation. Les critères pouvant être choisis sont le critère polynomial, le critère à saturation douce ou encore le critère Min/Max.

Le critère Min/Max ayant été développé par l'équipe d'ABT, il est le critère le plus fréquemment utilisé dans la résolution des systèmes mécaniques par le logiciel AnyBody, et ressemble au critère polynomial. (Damsgaard, Christensen, et Rasmussen s. d.)

La fonction objective pour le critère Min/Max est tel que :

$$G(f^M) = \max\left(\frac{f_i^M}{N_i}\right) \quad (3.53)$$

f_i^M est donc la force musculaire du muscle i et N_i est le facteur de normalisation, qui se définit comme étant la force maximale que peut générer le muscle selon le modèle de Hill (Damsgaard et al. s. d.).

Donc grâce à ce critère, qui va déterminer une solution unique en répartissant les charges musculaires au plus de muscle possible afin que la force musculaire soit aussi faible que possible pour les muscles (Rasmussen et al. 2001).

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

En 2008, M. Philippe Gourdou a entrepris un projet de recherche intitulé « Étude de l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain. » (Gourdou 2010) dans le cadre de son mémoire à l'école de Technologie Supérieure. Ce projet a impliqué la collecte et le traitement de données. Cependant, il est important de noter que bien que cette étude ait été très complète, elle n'a pas abordé les aspects relatifs aux résultantes des forces de réaction articulaire.

4.1 Description des données

4.1.1 Sources des données

Dans le cadre de ce projet, les données constituent le socle sur lequel reposent toutes les décisions et analyses. Un panel de vingt adultes asymptomatiques et en bonne santé avait été ciblé. Cet échantillon paritaire de dix femmes et dix hommes a cependant été réduit à dix-sept pour des problèmes matériels lors de l'acquisition des données. Puis après une seconde vérification pour cette étude, le nombre de sujets s'est de nouveau abaissé à treize (13). En effet, certains marqueurs présentaient des anomalies rendant le traitement des données impossible.

En 2008, le recrutement des participants s'était effectué grâce aux systèmes de communication interne au laboratoire (LIO) et de bouche à oreille. Mais tous les participants devaient répondre à des critères. En effet, les critères d'inclusion et d'exclusion jouent un rôle crucial dans une expérimentation pour plusieurs raisons. Tout d'abord, ces critères visent à assurer la sécurité des participants pendant l'expérience en excluant ceux qui pourraient être vulnérables en raison de problèmes de santé, de troubles moteurs ou de conditions médicales préexistantes susceptibles d'être aggravées par l'expérimentation.

De plus, en se basant sur des critères clairs, l'expérimentation peut garantir une meilleure fiabilité des données. Par exemple, il est essentiel de s'assurer que les participants comprennent

les instructions données et puissent répondre correctement aux questions dans la langue requise (dans le cas l'étude : le français).

En outre, ces critères contribuent à l'efficacité de l'expérimentation en minimisant les risques potentiels de données inutilisables. Ils permettent également de respecter les normes éthiques en recherche, en veillant à ce que les participants puissent donner un consentement éclairé.

Tableau 4.1 Tableau récapitulatif des critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusions	Critères d'exclusions
Être majeur	Souffrir d'un trouble moteur
Comprendre les questionnaires et les instructions	Avoir un trouble de l'équilibre
Être capable de répondre aux questionnaires	Avoir des troubles cardiaques ou respiratoires
Avoir une endurance suffisante	Traumatisme aux articulations du membre inférieur

Tableau 4.2 Caractéristique de chaque sujet (Sexe, âge, taille, poids, Longueur de jambe, largeur de bassin, vitesse de confort lors de la marche, côté dominant)

Sujet	Sexe	Age	Taille [m]	Poids [kg]	Longueur de jambe [m]	Largeur du bassin [m]	Vitesse de confort [m/s]	Côté dominant
1	F	25	1.71	58.76	0.806	0.198	1.5	droit
2	M	25	1.74	72.27	0.808	0.184	1.4	droit
3	M	25	1.71	71.95	0.805	0.185	1.45	gauche
4	M	24	1.72	65.48	0.798	0.212	1.35	gauche
5	F	31	1.73	57.91	0.824	0.193	1.4	droit
6	M	26	1.81	62.2	0.865	0.201	1.45	droit
7	F	23	1.57	57.9	0.75	0.175	1.35	droit
8	F	26	1.69	60.11	0.793	0.194	1.4	droit
9	F	44	1.71	71.95	0.805	0.215	1.4	droit
10	F	25	1.58	53.31	0.708	0.17	1.35	droit
11	F	40	1.72	67.92	0.785	0.2	1.35	droit
12	M	25	1.69	62.79	0.745	0.185	1.6	droit
13	F	28	1.74	71.64	0.832	0.214	1.45	droit

Longueur de jambe : distance entre la tête fémorale et le talon

Largeur du bassin : distance entre la tête fémorale gauche et la tête fémorale droite

Vitesse de confort : Vitesse de déplacement confortable du sujet sur le tapis roulant

Côté dominant : Jambe dominante du sujet

Tableau 4.3 Moyenne et écart type selon le sexe du sujet

	FEMME (n=9)		HOMME (n=5)		TOTAL (n=14)	
	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type
Âge	30.25	7.70	25.00	0.71	28.23	6.47
Taille	1.68	0.07	1.73	0.05	1.70	0.06
Poids	62.44	7.06	66.94	4.88	64.17	6.50
Longueur de jambe	0.79	0.04	0.80	0.04	0.79	0.04
Largeur de bassin	0.19	0.02	0.19	0.01	0.19	0.01
Vitesse de confort	1.40	0.05	1.45	0.09	1.42	0.07

Longueur de jambe : distance entre la tête fémorale et le talon
Largeur du bassin : distance entre la tête fémorale gauche et la tête fémorale droite
Vitesse de confort : Vitesse de déplacement confortable du sujet sur le tapis roulant

4.1.2 Données obtenues

L'expérience menée par M. Gourdou impliquait la marche de sujets en bonne santé sur un tapis roulant à deux courroies, avec des variations de vitesse sur le côté non dominant chez la personne en train de marcher. Cette expérience de marche était divisée en trois segments distincts ($V_{ref1} = 0.75$ m/s, $V_{ref2} = 1$ m/s, et V_{conf} = vitesse de confort déterminé par les participants lors de l'expérience), chacun comprenant six essais de marche, ce qui totalisait 18 essais de marche. Les variations de vitesse du côté non dominant étaient régies par un taux d'asymétrie calculé par rapport à la vitesse du côté dominant (qui restait constante lors des essais) et ces dernières étaient introduites de manière aléatoire, mais chaque série d'essais commençait toujours par un essai de marche symétrique. Le taux d'asymétrie variait de 0 à 50%. Ainsi la vitesse de la jambe non dominante se calculait de la manière suivante :

$$V_{ND} = V_D - T_{asym} * V_D \quad (4.1)$$

$$V_{ND} = (1 - T_{asym}) * V_D \quad (4.2)$$

Pour cette étude, seuls les essais suivant la vitesse de confort ont été sélectionnés.

Tableau 4.4 Exemple de l'ordre de passage des vitesses lors de l'expérimentation

D	V conf					
ND	0	50	30	10	40	20
<i>D : Côté dominant</i>						
<i>ND : Côté non dominant</i>						
<i>V_conf : Vitesse de confort</i>						

Par ailleurs, outre les acquisitions de marche en mode dynamique, des acquisitions statiques ont également été réalisées. Ces fichiers revêtent une grande importance, car ils seront utilisés lors du traitement des données.

À l'issue de l'expérimentation, les données transmises étaient des fichiers de type C3D pour le mouvement et des fichiers EMG pour l'activité musculaire. Les fichiers C3D sont principalement utilisés dans le domaine de la biomécanique et de l'animation 3D. Ils permettent le stockage des données de capture de mouvement humain dans l'espace en enregistrant les coordonnées tridimensionnelles de points anatomiques (marqueurs). Ces derniers possèdent une structure hiérarchique particulière, permettant ainsi de stocker une variété de paramètres en même temps comme les forces de réaction au sol, les positions ou encore des sorties analogiques.

Les marqueurs étaient donc placés suivant des points anatomiques.

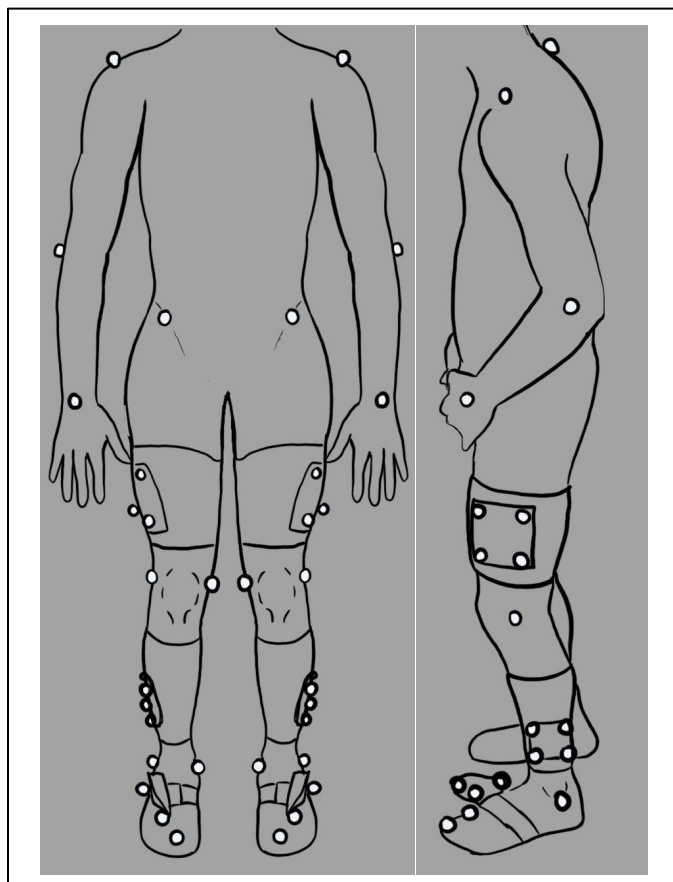


Figure 4.1 Position des différents marqueurs sur le corps pour la capture de mouvement (avec en A) une vue frontale et en B) une vue latérale)

4.2 Traitement des données et modélisation

Le logiciel AnyBody Technology est un puissant outil de modélisation qui intègre la technologie de capture de mouvement (mocap) afin d'analyser et simuler les mouvements humains. Cependant, il nécessite une préparation minutieuse des données. Il est impératif de garantir que les données de capture de mouvement soient correctement calibrées, synchronisées et que les marqueurs soient identifiés avec précision.

Puis grâce à l'interface de l'AMS, il est facile d'importer les données C3D dans le modèle choisi via le AnyBody Managed Model Repository (AMMR).

4.2.1 Traitement des données post acquisition

Comme mentionné précédemment, la collecte de données avait déjà été réalisée, cependant il restait à effectuer le traitement de données avant de les utiliser. Ce processus de préparation peut être résumé de la manière suivante :

- Calibration statique : Pour établir un modèle de référence pour chaque essai de marche d'un sujet, il est nécessaire de créer un modèle VSK (Visual Skeleton Model). Cette phase implique la création de segments et l'ajout de marqueurs. Chaque segment représente une partie du corps (un membre), et pour positionner correctement ces segments, on se base sur les marqueurs provenant du fichier C3D statique. Ensuite, pour assurer la cohérence du modèle, des liaisons sont établies entre les segments. Ces liaisons définissent comment les segments sont connectés les uns aux autres, en établissant des relations parent-enfant entre eux.

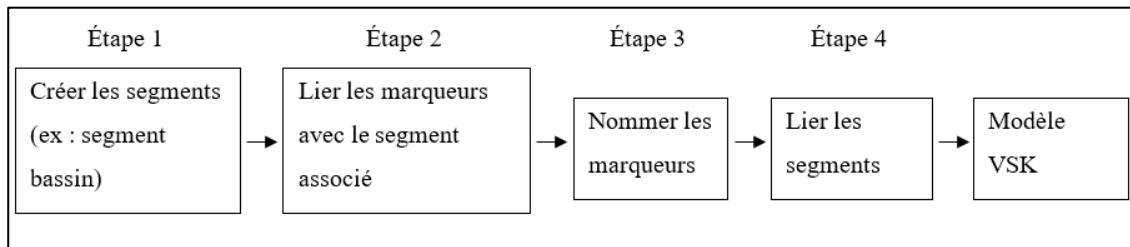


Figure 4.2 Déroulement des étapes pour la labélisation des fichiers de capture de mouvement

Tableau 4.5 Énumération des liaisons parent/enfant effectuer dans le logiciel NEXUS

Segment parent	Segment enfant
Bassin	Épaules
Épaules	Bras droit
Épaules	Bras gauche
Bras droit	Avant-bras droit
Bras gauche	Avant-bras gauche
Bassin	Fémur droit
Bassin	Fémur gauche
Fémur droit	Genou droit
Fémur gauche	Genou gauche
Fémur droit	Tibia droit
Fémur gauche	Tibia gauche
Tibia droit	Pied droit
Tibia gauche	Pied gauche
Pied droit	Naviculaire droit
Pied gauche	Naviculaire gauche

- Étiquetage des marqueurs : La calibration statique permet désormais d'associer un nom et une position à chaque marqueur provenant des fichiers de marche. Cette étape revêt une grande importance et est très chronophage, car lors de l'acquisition du mouvement, certains marqueurs peuvent temporairement disparaître. Lorsqu'ils réapparaissent, ils sont considérés comme de nouveaux marqueurs. Par conséquent, il est essentiel de leur réattribuer correctement leur nom et leur position. Ce travail est effectué image par image. Comme mentionné précédemment, cette étape est critique, car elle est indispensable pour permettre la simulation dans AnyBody.

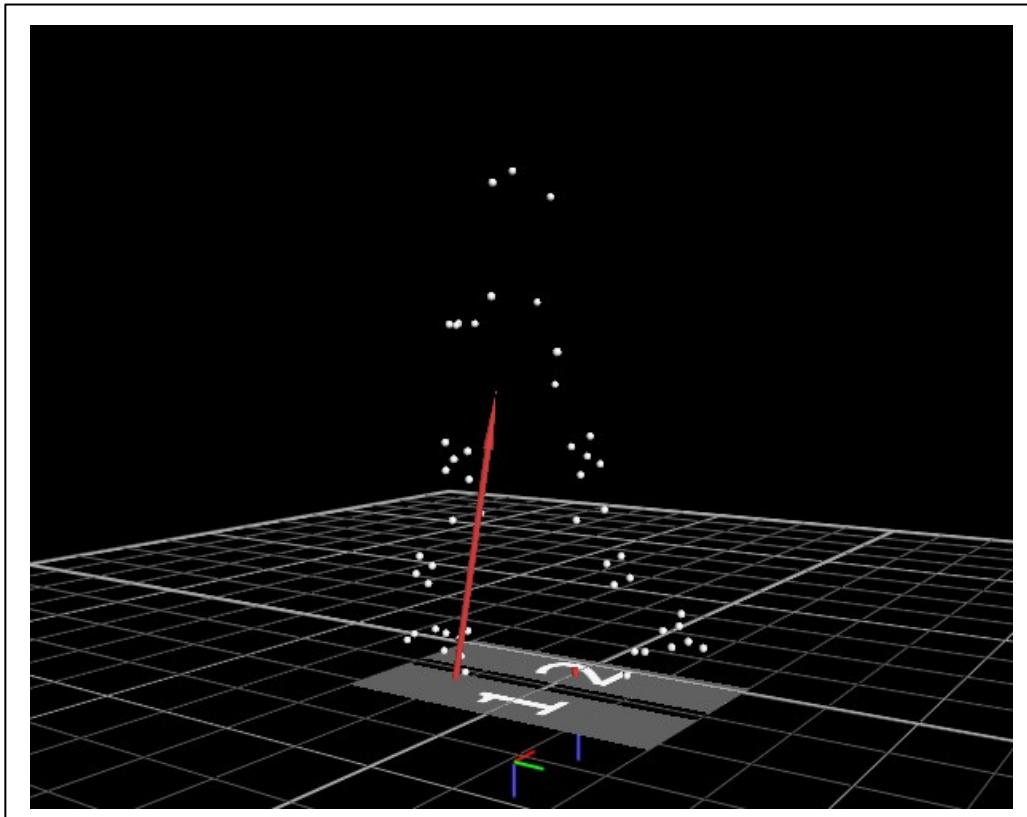


Figure 4.3 Visualisation des marqueurs pendant un essai de marche sur tapis roulant à double courrois dans le logiciel NEXUS

- Gap filling : lorsque les marqueurs disparaissent, cela crée une interruption dans leurs trajectoires. Il est donc essentiel de combler ces interruptions. Pour ce faire, le logiciel VICON Nexus propose cinq (5) méthodes de remplissage des trajectoires : Spline File, Pattern Fill, Rigid Body Fill, Kinematic Fill et Cyclic Fill. Cependant, seules trois (3) de ces méthodes ont été utilisées pour le remplissage des lacunes.

En particulier, l'option "Rigid Body Fill" était préférée pour les marqueurs situés sur une surface rigide, car elle permettait de calculer la trajectoire manquante en utilisant les données des autres marqueurs présents sur cette surface rigide.

De plus, certains marqueurs, tels que ceux situés près de la malléole, présentent des comportements similaires. Ainsi, si l'un de ces deux marqueurs disparaît, la méthode "Pattern Fill" peut être employée. Cette méthode utilise la forme de la trajectoire complète pour générer la partie manquante de la trajectoire.

Enfin, pour tous les autres marqueurs qui ne correspondent pas à ces deux catégories, mais qui ont des données cycliques, la méthode "Cyclic Fill" peut être appliquée. Cette méthode utilise les cycles précédents ou suivants dans les trajectoires existantes pour remplir les lacunes.

4.2.2 Modèle musculosquelettique

Parmi les modèles existant dans l'AMMR, celui qui a été choisi pour mener à bien cette étude était le modèle nommé dans l'AMMR : « plug in gait simple lower extremity ». Ce dernier est un modèle dit simplifié (TLEM version 2) (Carbone et al. 2015) car il regroupe des segments géométriques et des articulations idéalisées pour représenter le mouvement. Ce modèle a été décrit dans le chapitre 2 dans le paragraphe 2.3 nommé « Modèle musculosquelettique ».

Puis, étant donné que chaque sujet possède des caractéristiques morphologiques différentes, il était de mise de changer certains paramètres afin que la mise à l'échelle soit la plus correspondante à la réalité. Ces paramètres étaient donc le poids [kg], la taille [m], la longueur entre les têtes fémorales, et enfin la longueur des segments fémur, tibia et pied.

4.2.3 Plateforme de forces

Comme indiqué lors de la description de l'expérimentation, pendant la collecte de données, chaque participant marchait sur un tapis roulant à deux courroies ADAL® 3D-COP qui était muni de capteur de force afin de recueillir des mesures en temps réel des forces exercées par le pied sur le sol dans les trois dimensions spatiales lors des essais de marche. Pour ce faire chaque courroie possédait deux (2) plateformes Kistler® qui elles fonctionnaient avec quatre (4) capteurs de force (Gourdou 2010). Comme spécifié auparavant, les fichiers C3D possèdent une structure hiérarchique permettant de stocker les paramètres comme les forces de réactions au sol et les centres de pression. Ces informations étant essentielles pour les calculs effectués par l'AMS et elles doivent être correctement configurées. En d'autres termes, la modélisation des plateformes de force va permettre l'intégration des données de mesure des forces appliquées par les pieds au contact de son environnement (ici le tapis roulant) dans le modèle. L'intégration des plateformes de force dans l'AMS (AnyBody Modeling System) nécessite une connaissance préalable de différentes informations. La première étape consiste à identifier le

type spécifique de plateforme de force utilisé. Cette information est cruciale, car elle dicte les données spécifiques à déclarer dans l'AMS via Anyscript. Il existe quatre types de plateformes de force, et leur différenciation réside dans la méthode d'enregistrement des données dans les fichiers C3D. Par exemple, pour une plateforme Kistler®, le type 3 est le plus fréquemment utilisé. Dans le cas présent de cette étude, le type de plateforme de force était le type 2 et 3. Cette dualité résulte de deux scénarios distincts : certains fichiers avaient été étiquetés et traités au cours du projet initial portant sur l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain (Gourdou 2010). En parallèle, d'autres fichiers ont été étiquetés et traités spécifiquement pour le présent projet. Ainsi, il existe deux versions de définition des plateformes de force en fonction du fichier utilisé.

4.2.4 Conditions initiales

Afin d'animer le modèle et obtenir les informations souhaitées, il est nécessaire de calibrer correctement les marqueurs avec chaque segment. Pour ce faire, la première étape est de créer des marqueurs dits virtuels dans AnyBody. Visuellement dans AnyBody, la distinction entre les marqueurs virtuels et les marqueurs réels (provenant des données de capture de mouvement) s'effectue par le biais de la couleur. Les marqueurs virtuels sont donc représentés en rouge, tandis que les marqueurs réels sont en bleu.

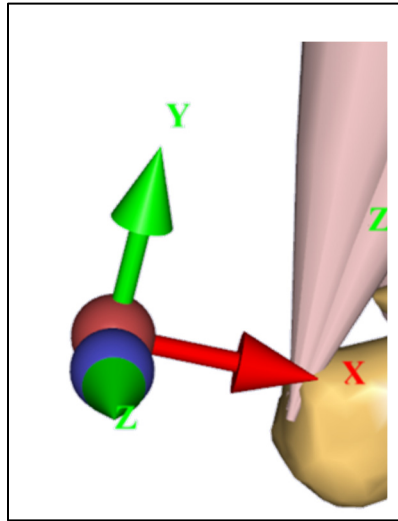


Figure 4.4 Représentation d'un marqueur dans la vue du logiciel (avec en bleu le marqueur réel et en rouge le marqueur virtuel)

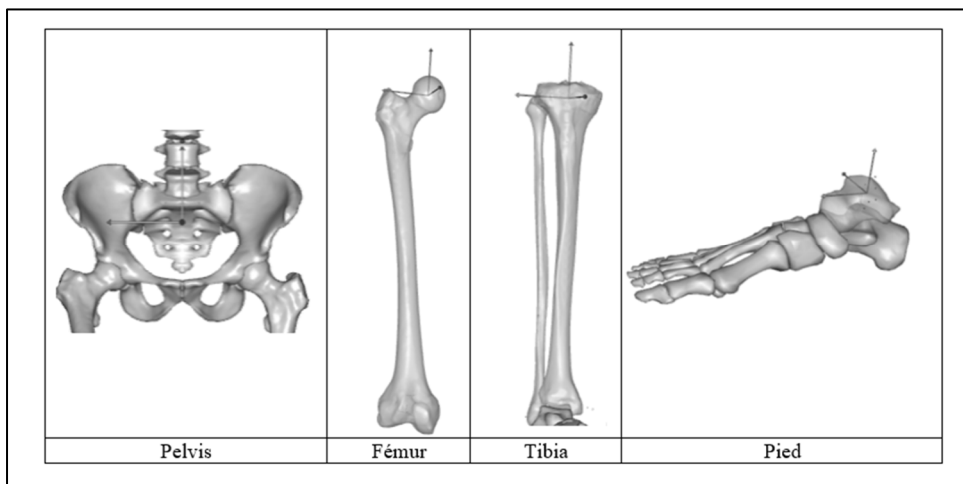
Une fois créée, il faut associer les marqueurs virtuels à leur marqueur réel (donc celui provenant du fichier C3D). Cependant à cause des incertitudes dues au positionnement des marqueurs sur la peau, il est difficile d'obtenir les coordonnées exactes du marqueur par rapport au référentiel local de l'os. Avec l'intention de compenser cette difficulté, les marqueurs virtuels possèdent un système de coordonnées bien particulier, leur permettant d'être soit libres soit contraints. Ces deux options donnent l'opportunité d'optimiser ou non la position des marqueurs suivant une direction. La figure 4-5 illustre également un exemple de système de coordonnées partiellement contraint. En effet, deux de ces directions sont marquées en vert, indiquant que ce marqueur ne sera pas optimisé le long de l'axe x en rouge, mais plutôt optimisé le long des axes y et z, qui sont en vert.

Dans un second temps, il est essentiel d'établir les conditions initiales afin d'avoir une idée de la position des segments. Cela implique de positionner ces segments de manière à les rapprocher autant que possible de leur position de départ réelle pendant les exercices de la marche. En effet, le système étudié est une configuration mécanique à chaîne fermée, ce qui implique qu'il peut y avoir plusieurs solutions cinématiques qui respectent les contraintes cinématiques du modèle. Par ailleurs, comme mentionné dans la section sur l'identification des paramètres, il est essentiel que cette phase manuelle soit correctement réalisée, car les

paramètres initiaux en découlent directement, et par conséquent, toute la résolution par dynamique inverse en dépend implicitement.

Ainsi, chaque marqueur virtuel est relié au référentiel de l'articulation auquel il est associé. Ensuite, les meilleures coordonnées possibles sont attribuées au marqueur par rapport au marqueur réel. Les angles des articulations sont également mis à jour pour correspondre au mieux à la posture de départ.

Tableau 4.6 Représentation des systèmes d'axe pour le pelvis, le fémur, le tibia et le pied



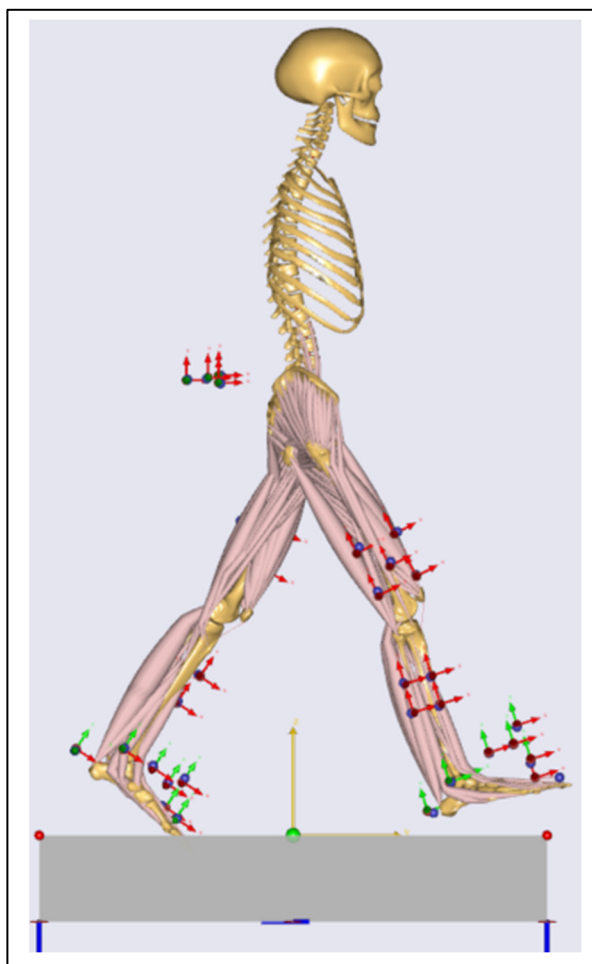


Figure 4.5 Visualisation en vue latérale du modèle après avoir terminé le processus des conditions initiales

En outre, il convient de distinguer deux types de marqueurs : les marqueurs individuels et les clusters de marqueurs. Concrètement, les clusters sont composés de marqueurs fixés sur une même plaque, ce qui les rend interdépendants. Il est important de prendre en considération cette différence lors de la création des marqueurs dans l'AMS. Par conséquent, il est nécessaire de créer un nouveau référentiel pour chaque groupe de marqueurs afin de définir les liens entre eux. En effet lors des différentes étapes de résolution décrites dans le chapitre 2, il est important que ces interdépendances soient définies afin qu'elles n'engendrent aucune aberration cinématique.

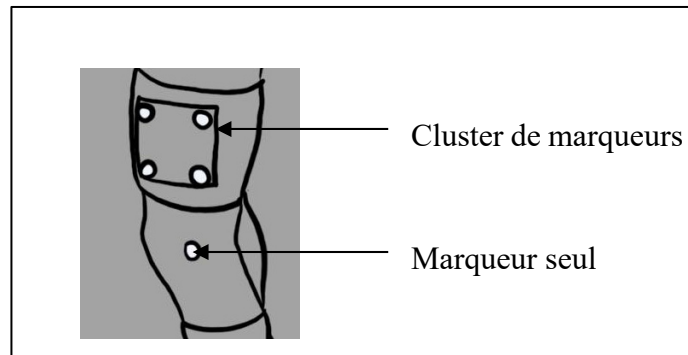


Figure 4.6 Visualisation d'un groupe de marqueur et d'un marqueur seul

Donc dans le cas de figure des clusters de marqueur, il convient de créer un nouveau référentiel d'axe associé au segment sur lequel le corps rigide des marqueurs est collé.

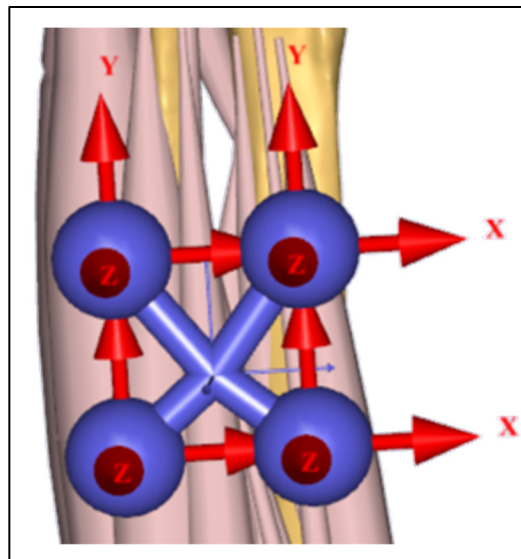


Figure 4.7 Groupe de marqueur modélisé par le logiciel AMS

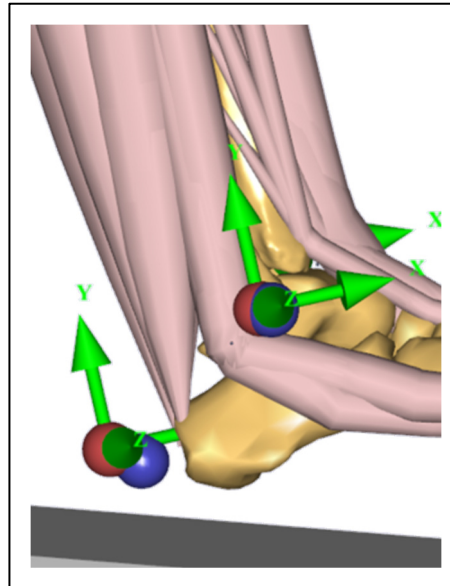


Figure 4.8 Marqueurs seuls modélisés par le logiciel AMS

4.3 Résolution et simulation

Une fois, toute la mise en place du modèle musculosquelettique avec les données de capture de mouvement, les simulations peuvent être lancées en commençant par l'identification des paramètres jusqu'à la résolution par dynamique inverse et la sauvegarde des résultats. Toutes les étapes nécessaires à la résolution du problème mécanique introduit ont été décrites dans le chapitre 3.

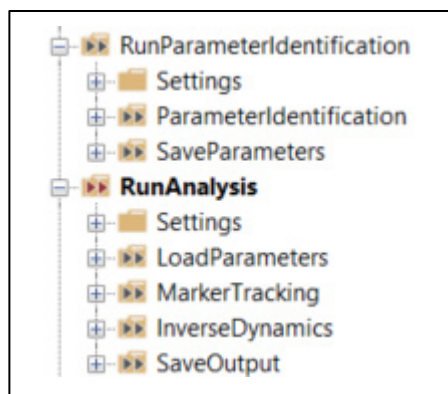


Figure 4.9 Arborecence des différentes étapes de résolution

4.4 Données obtenues en sortie de simulation

Une fois toutes les étapes de résolution terminées, l'AMS regroupe tous les résultats issus de cette simulation dans un seul et même fichier de type h5. Ce dernier est donc une grande bibliothèque contenant une multitude d'informations. Et afin d'analyser les comportements des genoux lors de la marche en condition symétrique et asymétrique, il a été choisi d'extraire les résultats des résultantes des forces de contact au niveau de l'articulation du genou droit et gauche ainsi que les couples angle/vitesse angulaires au niveau de l'articulation du genou et de la cheville.

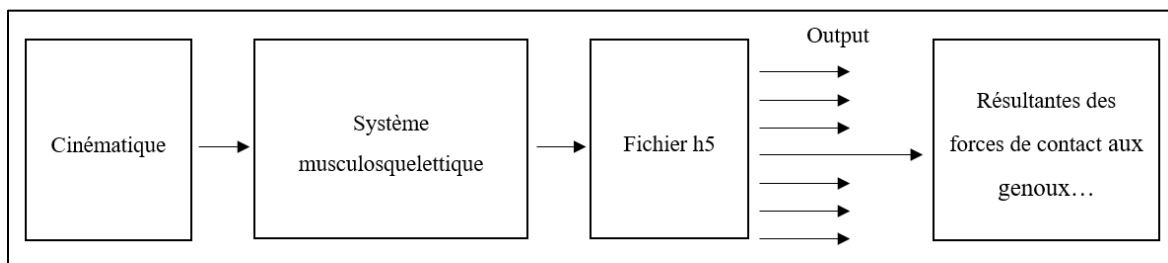


Figure 4.10 Schématisation des étapes pour parvenir aux données de sortie

4.5 Traitement des données post-simulation

4.5.1 Extraction des Outputs

Étant donné que les fichiers h5 constituent une vaste bibliothèque, il est essentiel de connaître les chemins de chaque composante de sortie préalablement sélectionnée. Pour identifier le chemin des signaux à étudier, il suffit de se rendre dans la fenêtre d'affichage des résultats d'AnyBody. Ensuite, il devient très facile de localiser les chemins souhaités, car l'AMS organise de nouveau les résultats sous forme d'un arbre, où l'on retrouvera les trois principales analyses effectuées lors de la résolution.

En parcourant le fichier « InverseDynamicStudy » et en naviguant à l'intérieur, il devient aisé de localiser les chemins des forces de réaction. Cependant, comme mentionné précédemment

dans la section sur les forces de contact articulaire, il peut arriver que les appellations entre forces de contact articulaire et réactions articulaires soient confondues, notamment dans le cas d'AnyBody, où les « joint reaction force » représente le signal des forces de contact.

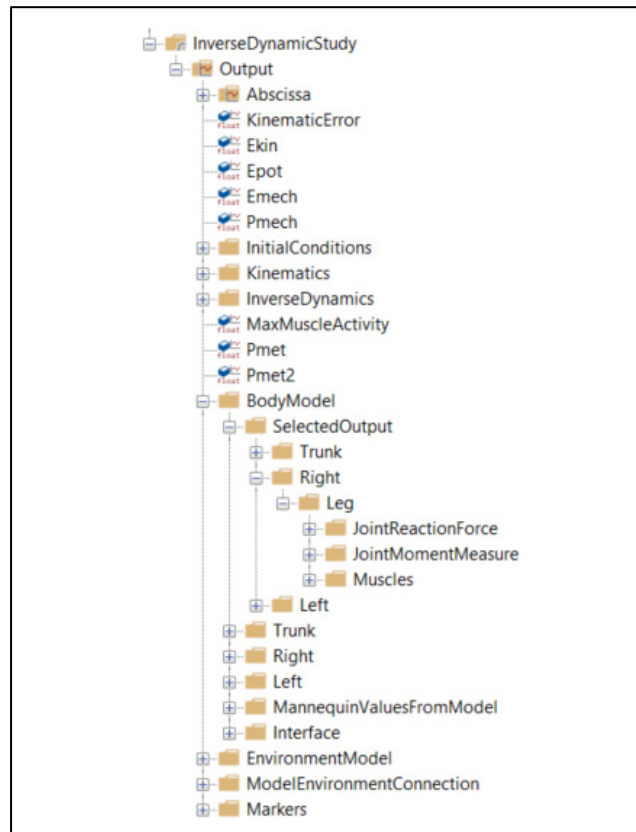


Figure 4.11 Arborescence des résultats en déroulant « inverseDynamicStudy »

4.5.2 Filtrage des données

Les signaux obtenus par le logiciel possèdent à certains moments du bruit et cela peut entraver le bon déroulement des étapes suivantes. Donc afin d'éviter des difficultés aux prochaines étapes, les signaux des résultantes de force de contact sont filtrés. Il a été appliqué un filtre type passe-bas d'ordre 2 utilisant la méthode de Butterworth et sa fréquence de coupure était de 0,2.

4.5.3 Variables choisies

D'après l'ouvrage *Practical research planning and design* (Leedy et Ormrod 2016), une variable de recherche est définie comme une caractéristique ayant au moins deux valeurs possibles. De plus, le même ouvrage introduit deux termes pertinents, à savoir la variable indépendante et la variable dépendante. Ces termes revêtent, de l'intérêt car ensemble, ils fournissent la base et la direction pour l'analyse des données recueillies lors d'une expérimentation.

Pendant l'expérimentation en question, le taux d'asymétrie de la marche variait de 0% à 50%. Ce taux d'asymétrie de la marche peut être étudié en tant que cause potentielle d'autres phénomènes. Conformément à la définition de Leedy et Ormrod, le taux d'asymétrie de la marche serait considéré comme la variable indépendante dans ce cas précis.

Ensuite, l'objectif de l'étude consiste à observer et analyser l'asymétrie de manière bilatérale chez les sujets, en calculant un indice de symétrie pour chaque sujet et, surtout, pour chaque taux d'asymétrie de la marche. Ainsi, l'indice d'asymétrie correspond à la définition donnée par Leedy et Ormrod de la variable dépendante, étant influencée par la variable indépendante, à savoir le taux d'asymétrie de la marche.

De plus, comme mentionné dans la description des forces de réaction au sol et des forces de contact articulaire dans le chapitre 1, les motifs de forces présentent des pics distincts lors du moment de chargement et juste avant la phase d'envol. Chaque amplitude de ces pics est sélectionnée comme facteur d'analyse et est nommée P1 (pic de chargement), P2 (pic se produisant juste avant la phase d'envol) et P3 (pic négatif situé entre P1 et P2). Afin d'identifier ces pics sur les signaux obtenus, il était nécessaire de déterminer le début et la fin de chaque cycle de marche, permettant ainsi de travailler sur chaque cycle de manière individuelle. Une fois cette étape achevée, un découpage supplémentaire était requis pour isoler les pics les uns des autres, facilitant ainsi leur identification.

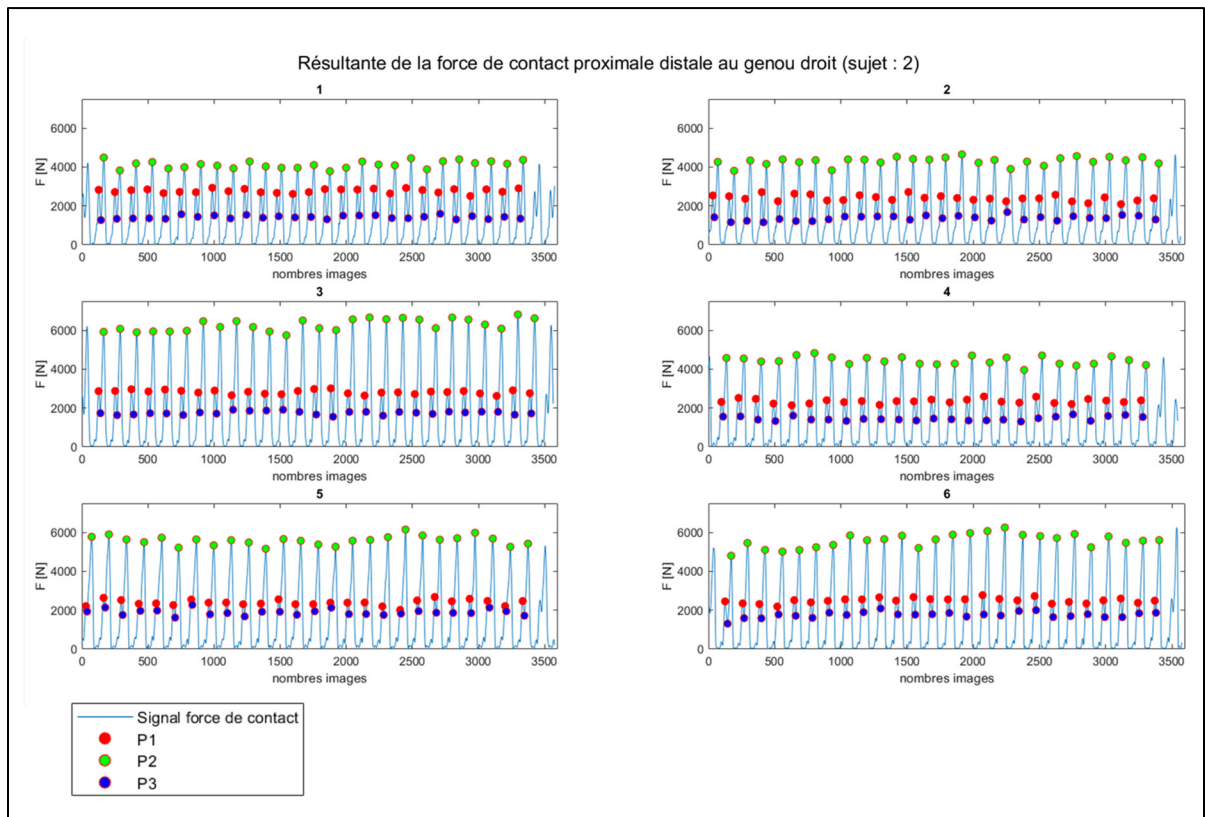


Figure 4.12 Représentation des différents pics (P1, P2 et P3) trouvés pour chaque condition de marche et pour un sujet pour la force proximale distale

4.5.4 Indice d'asymétrie

Afin de faire l'analyse bilatérale de la marche au niveau des genoux selon le taux d'asymétrie de marche, il est nécessaire de trouver un moyen de quantifier l'asymétrie entre le genou gauche et droit. Suivant l'article de Nadeau (Nadeau 2014), il a été choisi de prendre comme indice de symétrie SI pour les forces de contact aux genoux et pour les forces de réactions au sol.

$$SI_{sum} = \frac{NP - P}{NP + P} \quad (4.3)$$

Avec NP : membre non parétique

Et P : membre parétique

Appliqué à ce projet où les sujets sont tous sains, l'indice de symétrie devient :

$$SI = \frac{D - ND}{D + ND} \quad (4.4)$$

Avec D : Dominant

Et ND : Non dominant.

Il est décrit que pour une analyse spatiotemporelle, les rapports d'asymétries comme $\frac{NP}{P}$ sont pertinents alors que pour les analyses obtenues par la cinématique et la cinétique le choix de quantification est plus complexe, car elle va dépendre de la variabilité des données et de l'objectif définit.

En outre, le choix du dénominateur pour l'indice de symétrie n'est pas anodin. En effet, selon Lauzière, l'utilisation d'un dénominateur composé d'un seul côté influence la direction de l'asymétrie, ce qui introduit un biais lors de l'analyse des moyennes, par exemple (Nadeau 2014).

Un indice égal à zéro indique une symétrie parfaite entre les deux membres. En revanche, une tendance vers +1 signifie que la valeur du membre dominant est supérieure à celle du membre non dominant, tandis qu'une tendance vers -1 indique l'inverse.

4.5.5 Analyse statistique et régression linéaire

Pour chaque sujet, six (6) essais de marche avec une variation de la vitesse de marche sur le membre non dominant ont été réalisés. Ainsi, pour chaque sujet, la variable dépendante a été mesurée six (6) fois également. Le test de variance à mesures répétées a été choisi en raison du plan expérimental proposé, visant à comprendre le comportement spécifique des sujets. Grâce à ce plan d'expérience à mesures répétées, un même sujet est mesuré sous chacun des niveaux du taux d'asymétrie de marche. Dans ce type de plan, l'effet de l'asymétrie de marche de la condition i (de 0 à 50 pourcents) sur les n sujets est comparé avec la réponse du même sujet n dans toutes les autres conditions i . Pour ce faire, l'utilisation de modèle d'analyse de la variance (ANOVA) a été choisie.

Puis dans un second temps, pour estimer la corrélation de l'effet des forces de réaction au sol verticale sur les forces de contacts proximal distal au genou, une régression linéaire a été effectuée. Ce dernier basique est formulé telle que :

$$FDCG = C * GRFV \quad (4.5)$$

C étant une constante déterminée lors de la régression, pour trouver la meilleure droite de régression pour représenter au mieux la relation entre les forces de contact proximal distale et les forces de réaction verticale. Puis une autre valeur importante est calculée lors de cette régression, et ce paramètre statistique est R^2 . Ce dernier représente la proportion de la variance des forces de contact proximal distal qui est expliquée par le modèle de régression. Ainsi plus la valeur de R^2 est proche de 1 plus le modèle correspond aux données, à l'inverse 0 signifie que le modèle ne représente aucune des données.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

Ce chapitre présentera une série de résultats mettant en évidence les modifications induites par le taux d'asymétrie imposé au membre non dominant sur les paramètres étudiés, à savoir les forces de contact au sol et les résultantes de la force de contact au niveau des genoux. Pour chaque section présenter la cohorte est composé de (n=13) sujets et chaque analyse a été effectuée sur 20 cycles de marche.

5.1 Force verticale de réaction au sol

5.1.1 Variable P1

La variable P1 représente le premier pic positif dans le cycle de marche et donc le pic de chargement. Le tableau 5.1 ci-dessus représente la moyenne de l'indice d'asymétrie de 20 cycles de marche pour tous les taux d'asymétrie.

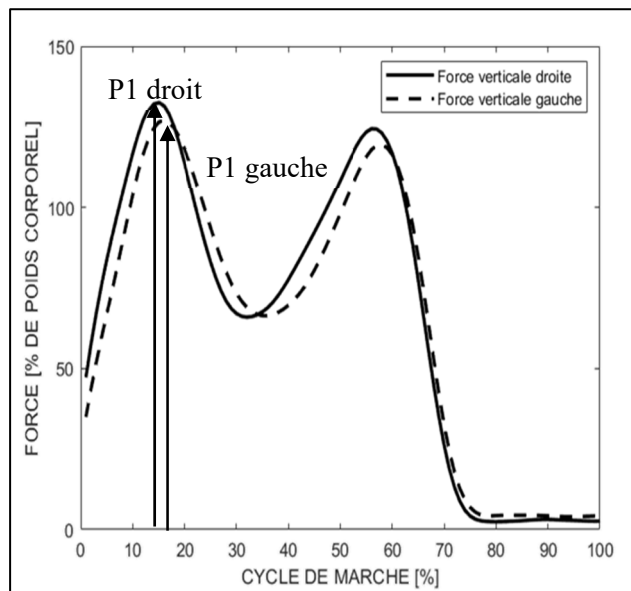


Figure 5.1 Force verticale de réaction au sol pour les membres droit et gauche sur 1 cycle de marche

Tableau 5.1 Valeurs des moyennes de l'indice d'asymétrie sur 20 cycles de marche pour n=13 sujets et selon les taux d'asymétrie de marche pour la variable P1 de la force de réaction au sol verticale

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P1</i>						
Conditions	0	10	20	30	40	50
Sujets						
1	0.04	0.03	0.04	0.03	0.00	0.00
2	0.02	0.03	0.01	0.00	0.02	0.01
3	-0.03	-0.03	-0.02	-0.04	-0.03	-0.05
4	-0.05	0.00	-0.06	-0.02	-0.06	-0.05
5	0.02	0.02	0.00	0.01	0.00	-0.02
6	0.05	0.03	0.02	0.02	0.02	0.00
7	0.01	0.00	-0.01	0.00	-0.02	-0.03
8	0.02	0.04	0.00	0.00	0.00	0.01
9	0.05	0.04	0.04	0.06	0.03	0.02
10	0.08	0.07	0.06	0.04	0.04	0.02
11	0.04	0.02	0.01	0.00	0.00	0.00
12	0.06	0.05	0.05	0.04	0.05	0.03
13	0.00	0.00	0.00	-0.01	0.00	0.02
min	-0.05	-0.03	-0.06	-0.04	-0.06	-0.05
max	0.08	0.07	0.06	0.06	0.05	0.03

Pour la marche symétrique (condition 0%), l'indice d'asymétrie varie dans l'intervalle [-0,05, 0,08]. En ce qui concerne les marches asymétriques, une réduction de 10% de la vitesse de marche pour le membre non dominant correspond à une plage de valeurs équivalente à [-0,03, 0,07]. Pour un taux d'asymétrie de marche de 20%, l'intervalle est [-0,06, 0,06], pour 30%, les indices d'asymétrie varient de [-0,04, 0,06], pour 40%, les sujets présentent des variations de [-0,06, 0,05] et enfin, pour un taux de 50%, l'intervalle est [-0,05, 0,03].

Sur l'ensemble des conditions de marche, la valeur minimale atteinte par le taux d'asymétrie est de -0.06 et la valeur la plus haute est 0.08. Il est remarqué que la valeur la plus élevée est atteinte lors de la condition de marche symétrique alors que pour la valeur la plus basse elle est atteinte lors des conditions 20% et 40% de taux d'asymétrie. Afin d'avoir un meilleur visuel

sur l'évolution du taux d'asymétrie de chaque sujet en fonction de la condition de marche, voici en figure (5.2) un graphique des profils.

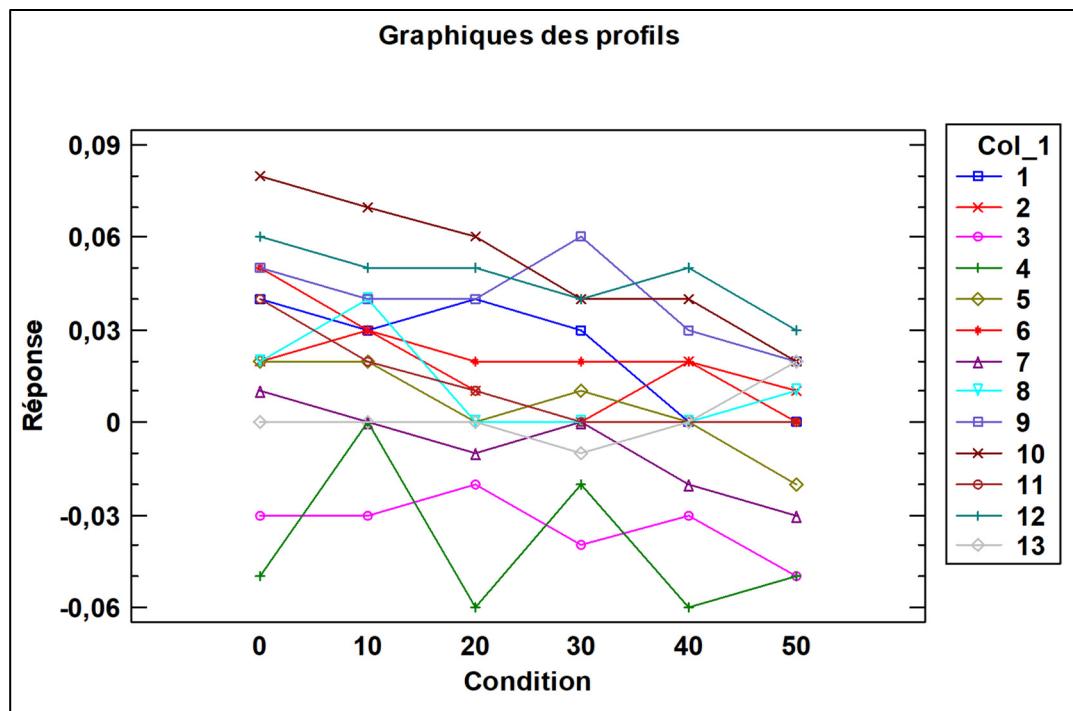


Figure 5.2 Graphique des profils montrant l'évolution des moyennes des indices d'asymétrie pour le facteur d'analyse P1 pour la force verticale des forces de réaction au sol. Col_1 : Sujet ; Réponse : Indice de symétrie ; Condition : Condition de marche 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%

Dans la plupart des cas, il est remarqué que la première valeur, qui représente la moyenne de l'indice d'asymétrie au taux d'asymétrie de 0%, est généralement plus élevée que celle associée au taux d'asymétrie de marche à 50%. Cette tendance de diminution de l'indice est d'ailleurs confirmée par le graphique de la figure (5.3) (avec $p < 0.05$).

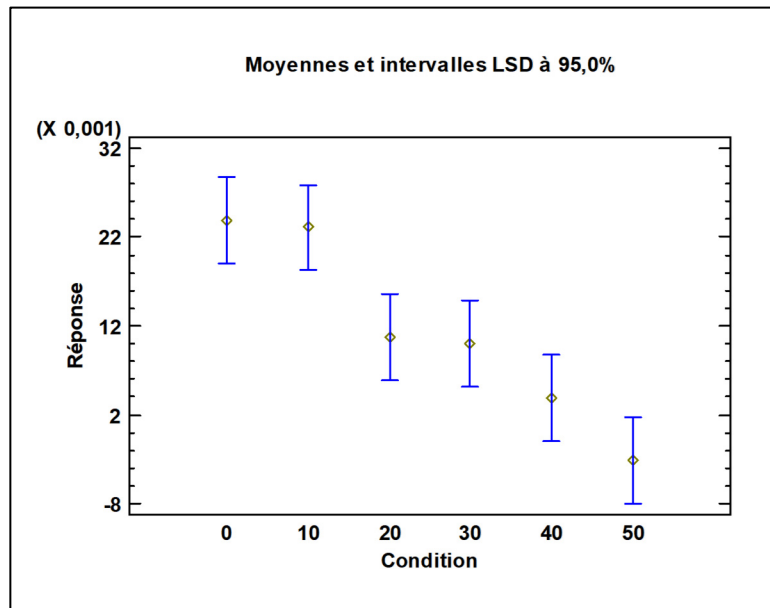


Figure 5.3 Graphique des tendances

En général, il est admis que les individus en bonne santé, lorsqu'ils marchent de manière symétrique, ont une démarche équilibrée. Cependant, il a été observé que cette affirmation ne se vérifie pas toujours, même chez des personnes en bonne santé, où des asymétries bilatérales peuvent apparaître pendant la marche. Il devient donc essentiel de déterminer à quel moment l'indice de symétrie est considéré comme dépassant le seuil de symétrie (Nadeau 2014). Patterson et al. (2010) ont défini le seuil d'asymétrie en stipulant que celui-ci est atteint lorsque la valeur de l'indice d'asymétrie dépasse l'intervalle de confiance de 95 % des sujets en bonne santé (Patterson et al. 2010). Dans le cas présent, les intervalles de confiance pour la variable P1 des forces de réaction verticale au sol pour tous les taux de marche sont répertoriés dans le tableau suivant :

Tableau 5.2 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de réaction au sol verticale.

<i>Intervalle de confiance 95% ; Variable P1</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
2	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
3	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
4	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
5	0.02	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01
6	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
7	0.01	0.02	0.01	0.02	0.01	0.01
8	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
9	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
10	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
11	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
12	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
13	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01

Pour la plupart des sujets, il est nécessaire que les indices de symétrie de la variable P1 soient compris dans l'intervalle $[-0.01, 0.01]$ pour que l'on considère qu'ils sont symétriques. Ainsi, seulement trois sujets sont symétriques bilatéralement (les sujets 5, 7 et 13) pour la condition de marche symétrique. Pour 10% d'asymétrie de marche, encore trois sujets sont considérés comme symétriques avec cette fois-ci les sujets 4, 7 et 13. Pour le taux de 20%, un plus grand nombre de sujets est considéré comme symétrique, puisque les sujets 2, 5, 7, 8, 11 et 13 (totalisant 6 patients) sont dans l'intervalle de confiance de 95% $[-0.01, 0.01]$. À 30% d'asymétrie de marche, six (6) sujets sont présents dans leur intervalle de confiance respectif. Les sujets concernés qui ne dépassent pas ce seuil sont les sujets 2, 5, 7, 8, 11 et 13. Puis, enfin, pour les taux 40 et 50%, un total de cinq (5) sujets est présent dans l'intervalle $[-0.01, 0.01]$. Respectivement, les taux 40% et 50% regroupent les sujets 1, 5, 8, 11 et 13, et 1, 2, 6, 8 et 11. On remarque que sur la cohorte des treize sujets, quatre sujets sont symétriques de manière récurrente selon le taux d'asymétrie de marche. On relève que le sujet 13 est considéré comme symétrique pour les taux 0%, 10%, 20%, 30% et 40%, que le sujet 7 quant à lui est symétrique pour les taux 0%, 10%, 20% et 30%, les sujets 8 et 11 pour les taux 20%, 30%, 40% et 50%.

5.1.2 Variable P2

La variable P2 correspond comme son homologue P1 à un pic de la force de réaction au sol vertical, et cette variable (P2) représente le pic de déchargement qui se produit à environ à 50% du cycle de marche.

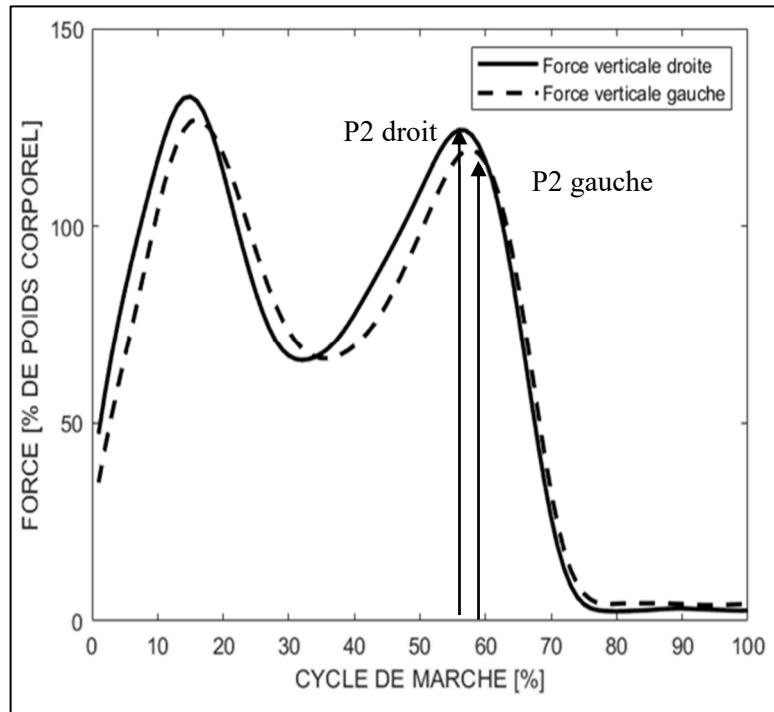


Figure 5.4 : Force verticale de réaction des membres droit et gauche pour un cycle de marche

Tableau 5.3 Moyenne des indices de symétrie pour la force de réaction au sol verticale pour les treize sujets selon les différentes conditions de marche.

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P2</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.03	0.03	0.04	0.03	0.04	0.04
2	0.04	0.04	0.04	0.06	0.07	0.05
3	-0.02	-0.02	-0.01	0.00	0.01	-0.01
4	-0.02	0.02	-0.01	0.03	0.01	0.01
5	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.03
6	0.02	0.02	0.01	0.02	0.01	0.00
7	0.02	0.02	0.04	0.05	0.03	0.03
8	0.02	0.06	0.04	0.05	0.04	0.04
9	0.04	0.07	0.06	0.07	0.08	0.05
10	0.05	0.06	0.07	0.07	0.08	0.07
11	0.03	0.03	0.04	0.04	0.04	0.04
12	0.05	0.04	0.04	0.04	0.04	0.06
13	0.00	0.02	0.02	0.02	0.03	0.03
min	-0.02	-0.02	-0.01	0.00	0.01	-0.01
max	0.05	0.07	0.07	0.07	0.08	0.07

À 0% d'asymétrie de marche : Le minimum de l'indice de symétrie est de -0.02 alors que le maximum est de 0.05. L'intervalle des valeurs de l'indice de symétrie pour une marche normale est donc de [-0.02, 0.05].

À 10% d'asymétrie de marche : L'intervalle des valeurs pour la troisième colonne du tableau est de [-0.02, 0.07].

À 20% d'asymétrie de marche : La plage de variations se situe de -0.01 à 0.07.

À 30% d'asymétrie de marche : L'intervalle équivaut à [0.00, 0.07].

À 40% d'asymétrie de marche : L'intervalle correspond à [0.01, 0.08].

À 50% d'asymétrie de marche : les valeurs évoluent de 0.01 à 0.07.

De manière générale, la valeur la plus basse de l'indice d'asymétrie calculé pour toute variable confondue vaut -0.02 et la plus haute est 0.08. En d'autres termes, cela signifie que pour le pic de déchargement de la force de réaction au sol vertical, la jambe dominante et non dominante aura comme valeur la plus basse -2% d'asymétrie et 8% d'asymétrie pour la valeur la plus élevée.

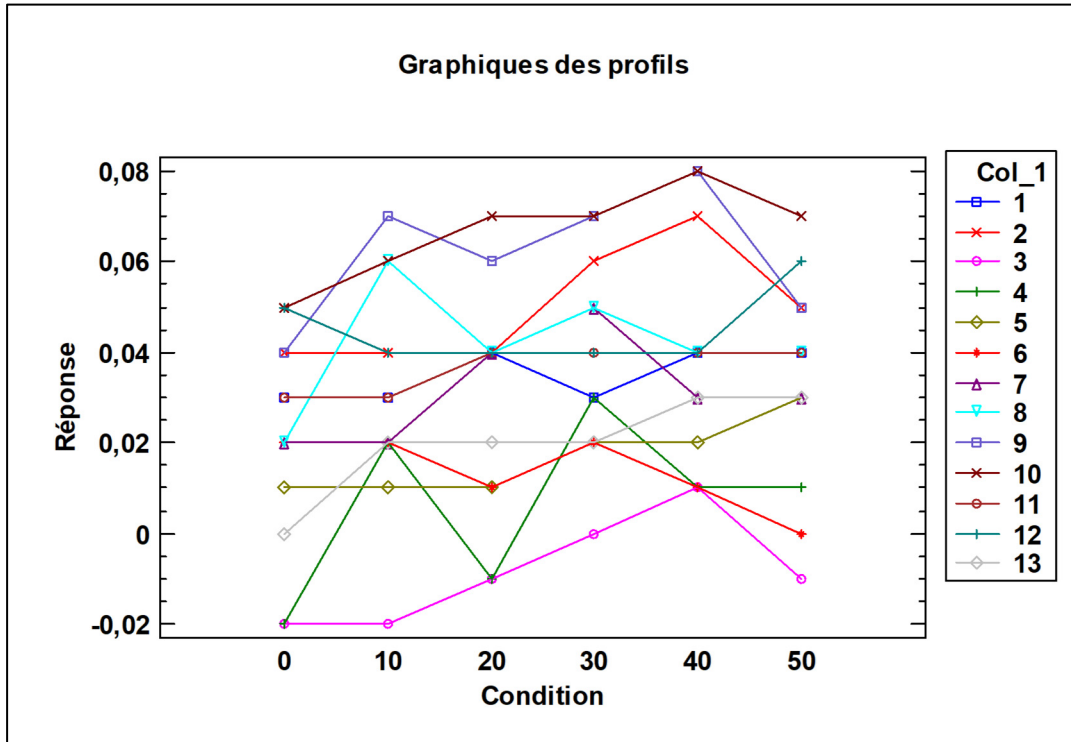


Figure 5.5 Évolution des indices de symétrie de la variable P2 de la force de réaction verticale selon les conditions de marche pour les treize (13) sujets.

Le graphique des profils montre que de manière assez générale les moyennes des indices de symétrie ont tendance à augmenter avec le taux d'asymétrie de marche.

Ensuite, l'analyse de variance à mesures répétées figure (5.6) a révélé que les indices de symétrie au pic de déchargement ont tendance à augmenter avec l'augmentation du taux d'asymétrie de marche jusqu'à 40%, et cette augmentation est statistiquement significative ($p < 0,05$). Ensuite, de 40% à 50%, une légère diminution des moyennes des indices a été observée. Ainsi, à mesure que le taux d'asymétrie augmente, une différence plus prononcée entre les amplitudes de la force de réaction au sol vertical au pic de déchargement se produit. De plus, l'augmentation significative des valeurs de l'indice de symétrie indique que l'écart

entre les amplitudes du côté dominant et non dominant devient plus important, avec des amplitudes plus élevées du côté dominant.

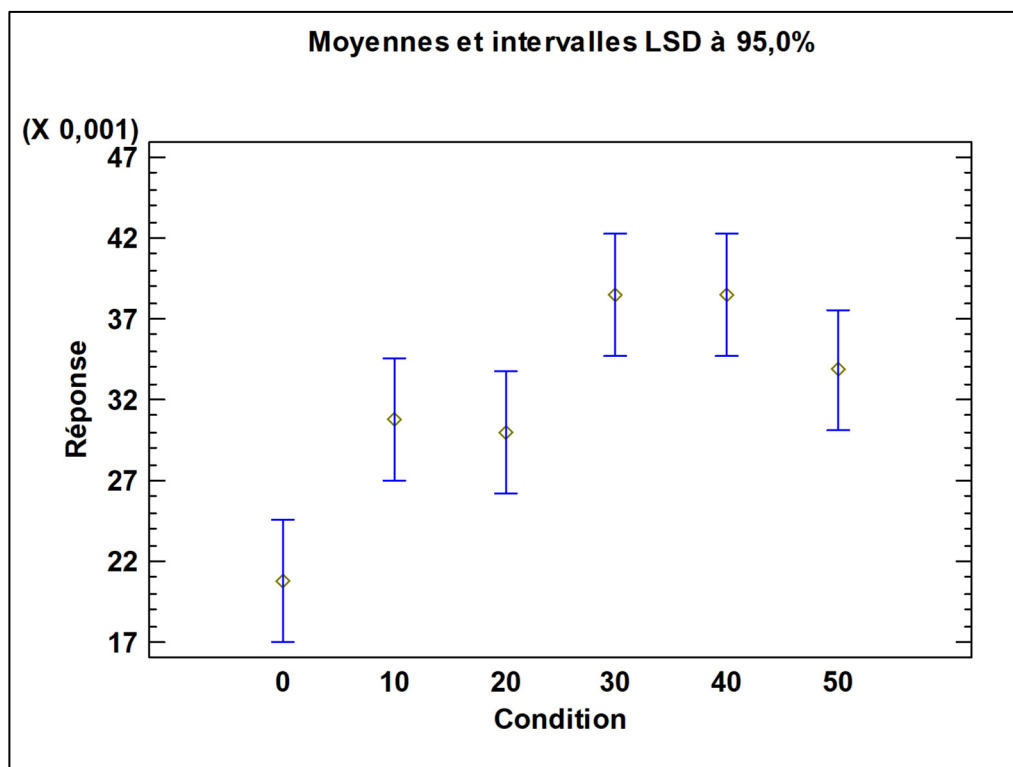


Figure 5.6 Tendence pour la variable P2 de la force de réaction au sol verticale.

Tableau 5.4 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P2 de la force de réaction au sol verticale

<i>Intervalle de confiance 95% ; Variable P2</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
2	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
3	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
4	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
5	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01
6	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
7	0.01	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01
8	0.00	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01
9	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
10	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01
11	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01
12	0.01	0.01	0.01	0.00	0.01	0.01
13	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01

Afin de déterminer si les individus présentent une marche symétrique ou asymétrique, la méthode précédemment appliquée est la même. Cette méthode consiste à examiner si la moyenne des indices de symétrie se situe dans l'intervalle de confiance à 95%. Ainsi, pour la première colonne (taux d'asymétrie à 0%), trois sujets sont considérés comme bilatéralement symétriques : les sujets 5, 6 et 13. À un taux d'asymétrie de marche de 10%, aucun sujet n'est considéré comme symétrique. En revanche, à 20% d'asymétrie de marche, quatre sujets deviennent symétriques selon la moyenne de leur indice d'asymétrie. Les quatre sujets concernés sont les sujets 3, 4, 5 et 6. À 30% de taux d'asymétrie, seul le sujet 3 est identifié comme symétrique. Ensuite, pour 40%, seuls les sujets 3, 4 et 6 sont considérés comme symétriques pour le pic P2. Enfin, pour 50% d'asymétrie, les sujets dont la valeur moyenne se situe dans l'intervalle de confiance à 95% sont les sujets 3, 4 et 6.

5.1.3 Variable P3

La variable P3 représente le point culminant du pic négatif de la phase du milieu (mid-stance) de la force de réaction vertical au sol. Le tableau répertorie à nouveau la moyenne des indices d'asymétrie de 20 cycles de marche pour les treize (13) sujets.

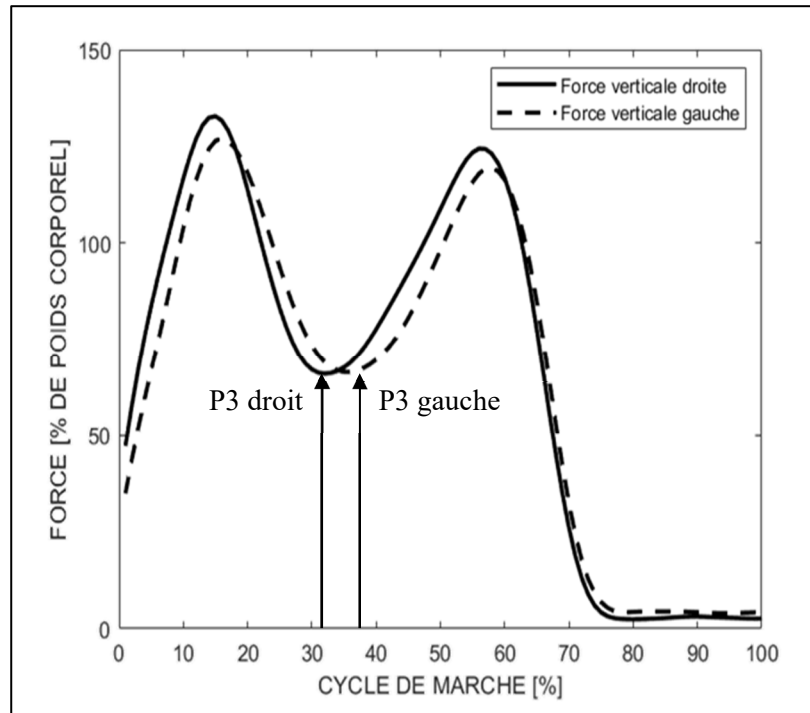


Figure 5.7 Pic P3 de la force de réaction au sol verticale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche et en condition symétrique

Tableau 5.5 Moyenne des indices de symétrie sur 20 cycles de marche pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P3</i>						
Sujets \ Conditions	0	10	20	30	40	50
1	0.01	0.00	-0.03	-0.02	-0.03	-0.02
2	0.00	0.00	-0.03	-0.06	-0.02	-0.05
3	-0.03	-0.04	-0.03	-0.06	-0.05	-0.06
4	-0.02	0.00	-0.04	-0.04	-0.04	-0.04
5	0.01	0.00	-0.01	-0.03	-0.02	-0.03
6	0.02	0.00	0.01	0.00	-0.01	-0.02
7	0.05	0.04	0.03	0.02	0.03	0.01
8	0.02	0.02	-0.01	-0.04	-0.05	-0.03
9	0.00	-0.01	0.00	-0.02	-0.06	-0.04
10	0.00	0.01	-0.01	-0.02	-0.03	-0.02
11	0.02	0.00	-0.02	-0.04	-0.04	-0.05
12	0.02	0.02	0.03	0.00	-0.01	-0.03
13	0.05	0.00	-0.02	-0.02	-0.04	-0.05
min	-0.03	-0.04	-0.04	-0.06	-0.06	-0.06
max	0.05	0.04	0.03	0.02	0.03	0.01

Pour chaque taux d'asymétrie de marche, les intervalles des indices d'asymétrie sont décrits comme suit :

- Pour une démarche symétrique (0%), les valeurs s'étendent de -0,03 à 0,05.
- À un taux d'asymétrie de 10%, l'intervalle est [-0,04, 0,04].
- Pour un taux de 20%, l'évolution des valeurs commence à -0,04 et se termine à 0,03.
- Le taux de 30% d'asymétrie fait varier les indices d'asymétrie de -0,06 à 0,02.
- Enfin, les indices pour les taux de 40% et 50% possèdent des intervalles respectivement égaux à [-0,06, 0,03] et [-0,06, 0,01].

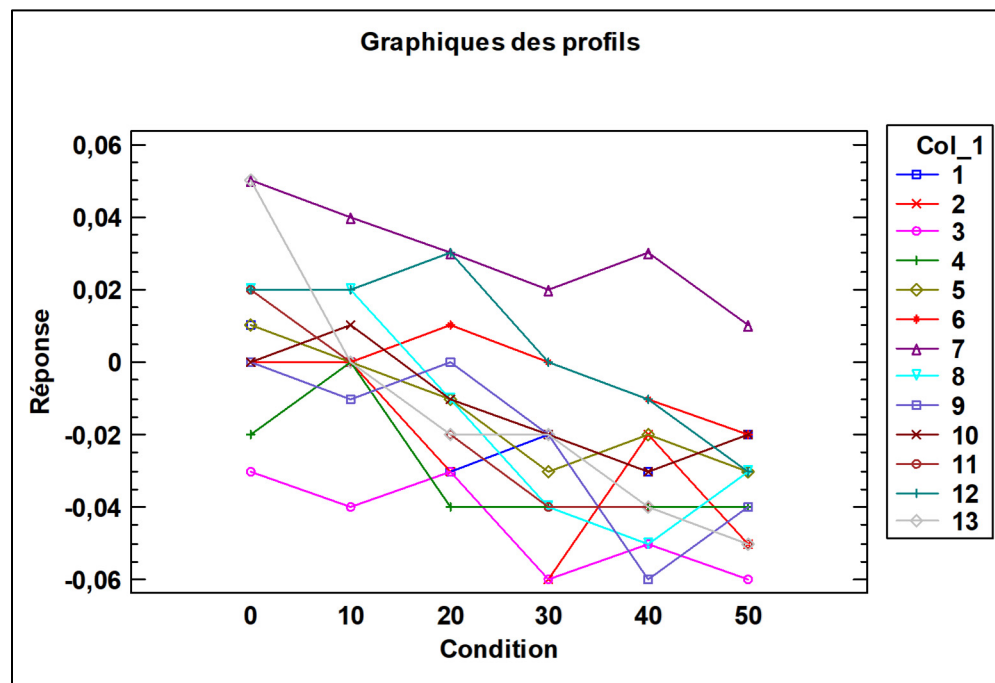


Figure 5.8 Évolution de l'indice de symétrie en fonction des conditions de marche pour les treize sujets et pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale

L'évolution des indices d'asymétrie par rapport aux conditions de marche à diminuer et même à basculer du côté négatif, c'est-à-dire que les amplitudes des forces au point P3 du côté non dominant deviennent plus élevées que celle du côté dominant. Cette description est par ailleurs confirmée par le graphique de la figure (5.9) obtenue suite au test de variance ANOVA ($p < 0.05$) et LSD à 95%.

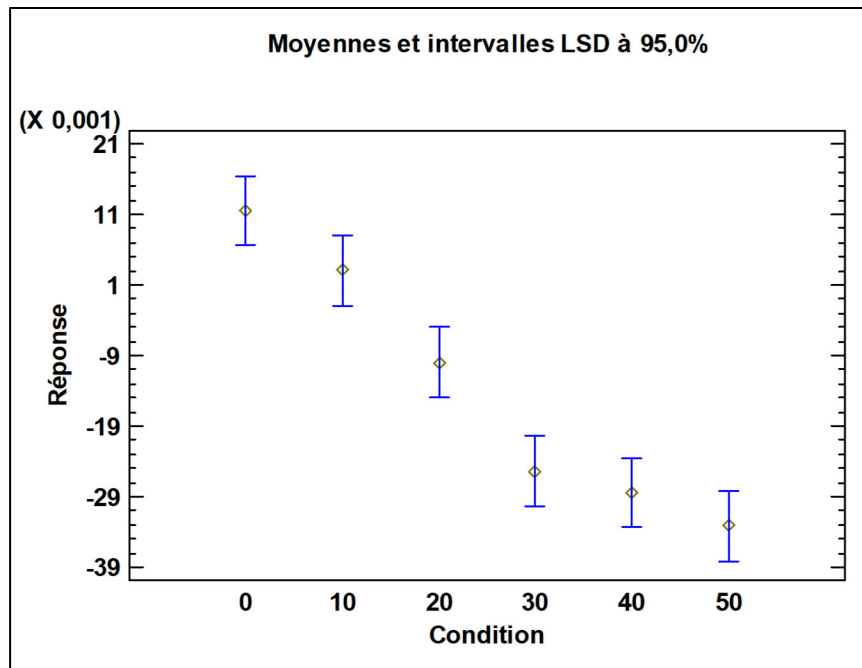


Figure 5.9 Tendence des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale

Tableau 5.6 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P3 de la force de réaction au sol verticale

Intervalle de confiance 95% ; Variable P3

Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
2	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
3	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
4	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
5	0.01	0.01	0.01	0.01	0.00	0.00
6	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
7	0.01	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01
8	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
9	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
10	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
11	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
12	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
13	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01

Pour le pic P3 des forces de réaction au sol, cinq personnes (sujets 1, 2, 5, 9 et 10) sont considérées comme symétriques lors de la marche dite symétrique. À 10% de taux d'asymétrie, neuf personnes (sujets 1, 2, 4, 5, 6, 9, 10, 11 et 13) sont considérées comme symétriques. À 20% d'asymétrie, les sujets symétriques sont les suivants : 5, 8, 9 et 10. À 30% d'asymétrie de marche, deux sujets en moins sont appréciés comme symétriques, à savoir les sujets 6 et 12, totalisant deux sujets. À 40%, deux sujets possèdent un indice symétrique dans l'intervalle de confiance à 95%, à savoir les sujets 6 et 12. Enfin, à 50% d'asymétrie, un seul sujet est identifié comme symétrique, à savoir le sujet 7.

5.2 Force de contact au genou

5.2.1 Résultante de la force de contact suivant le plan proximal distal

5.2.1.1 Variable P1

La variable étudiée à présent est P1, représentant le premier pic après le contact initial du talon, décrivant le pic de chargement pour la force de contact proximale-distale. De même que pour

les forces de réaction au sol, les moyennes des indices d'asymétrie ont été calculées sur 20 cycles de marche consécutifs.

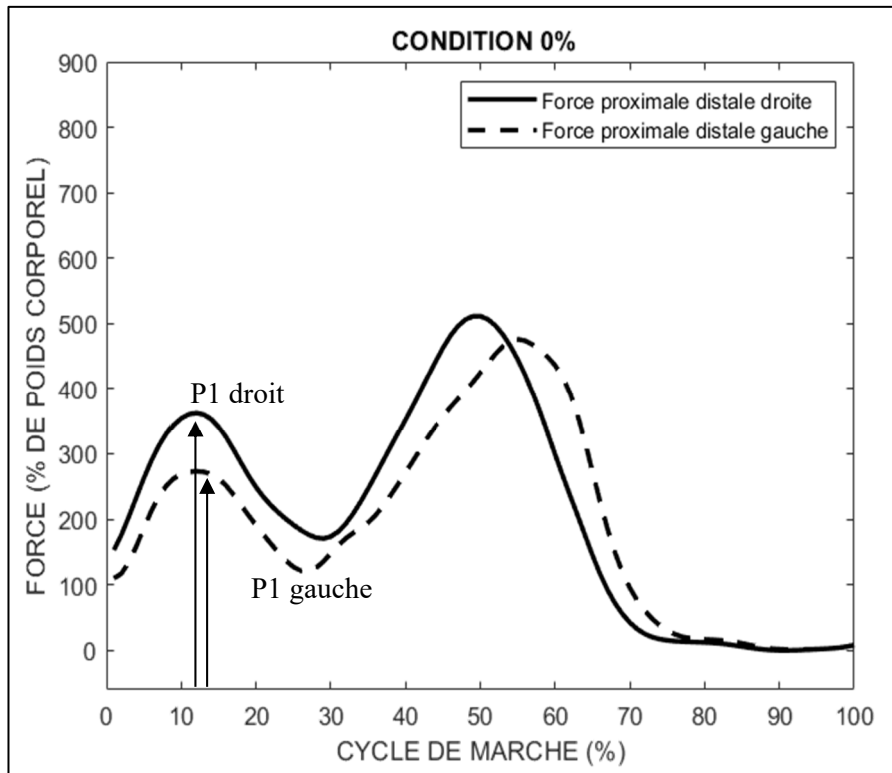


Figure 5.10 Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P1

Tableau 5.7 Moyenne des indices de symétrie de la variable P1 pour la force de contact proximale distale

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P1</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.12	0.09	0.01	0.17	0.01	0.01
2	0.02	0.02	-0.03	0.00	0.01	-0.01
3	0.01	-0.14	0.07	0.11	-0.01	0.03
4	-0.18	-0.07	-0.05	0.02	0.20	0.15
5	0.07	-0.20	-0.19	-0.13	-0.06	-0.14
6	0.06	0.20	-0.03	-0.05	0.00	0.01
7	-0.05	-0.10	-0.06	-0.16	-0.02	-0.07
8	0.13	0.16	-0.09	0.11	-0.01	-0.08
9	0.19	0.07	0.08	0.26	0.01	0.02
10	0.14	0.08	0.03	0.01	0.11	-0.20
11	0.22	0.13	0.07	0.19	0.02	0.15
12	0.17	-0.05	0.09	-0.08	-0.05	0.08
13	0.14	0.03	0.03	-0.06	-0.09	0.18
min	-0.18	-0.20	-0.19	-0.16	-0.09	-0.20
max	0.22	0.20	0.09	0.26	0.20	0.18

Dans un premier temps, il est observé que les indices d'asymétrie sont en moyenne plus élevés pour la force de contact au genou que pour la force de réaction au sol.

Pour la marche symétrique, les valeurs des sujets se situent dans l'intervalle $[-0.18, 0.22]$. Avec l'introduction de la marche asymétrique, cet intervalle change, et les valeurs sont alors comprises dans $[-0.20, 0.20]$. À un taux d'asymétrie de 20%, l'intervalle devient $[-0.19, 0.09]$, puis à 30% d'asymétrie, il s'étend à $[-0.16, 0.26]$. Pour un taux d'asymétrie de 40%, l'intervalle est $[-0.09, 0.20]$, et enfin, à un taux d'asymétrie de 50%, l'intervalle adopte les valeurs $[-0.20, 0.18]$.

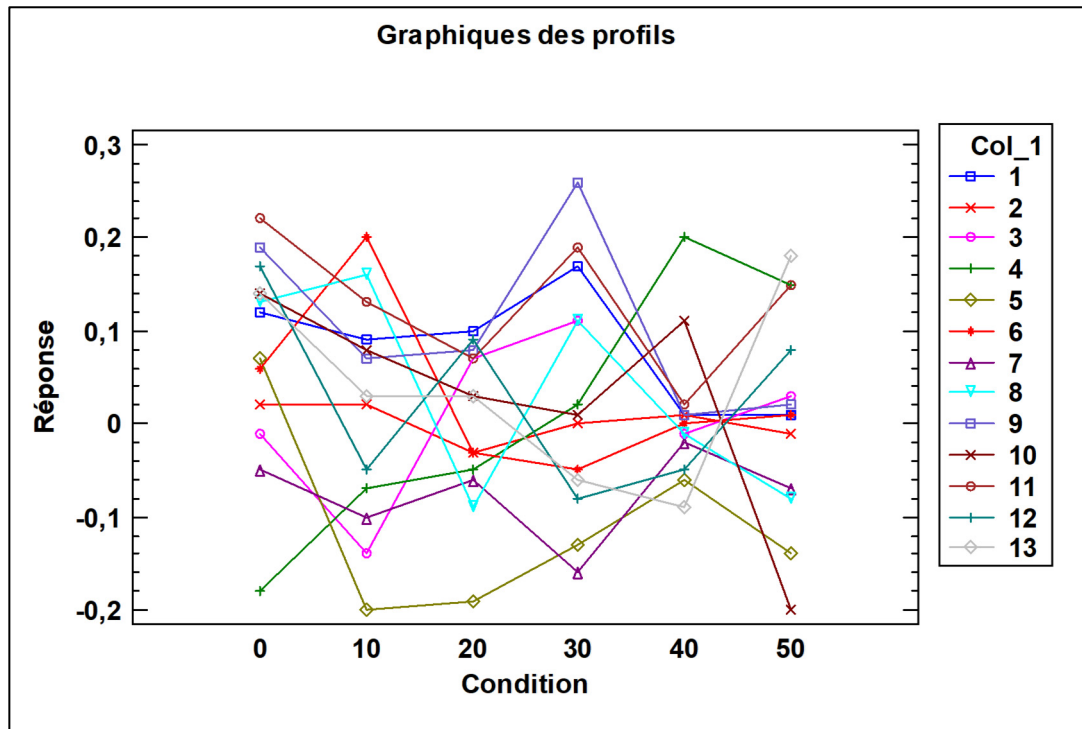


Figure 5.11 Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P1 de la force de contact proximale distale

Suivant le graphique des profils en figure (5.11), il est difficile d'observer une quelconque tendance des indices d'asymétrie par rapport aux différentes conditions de marche.

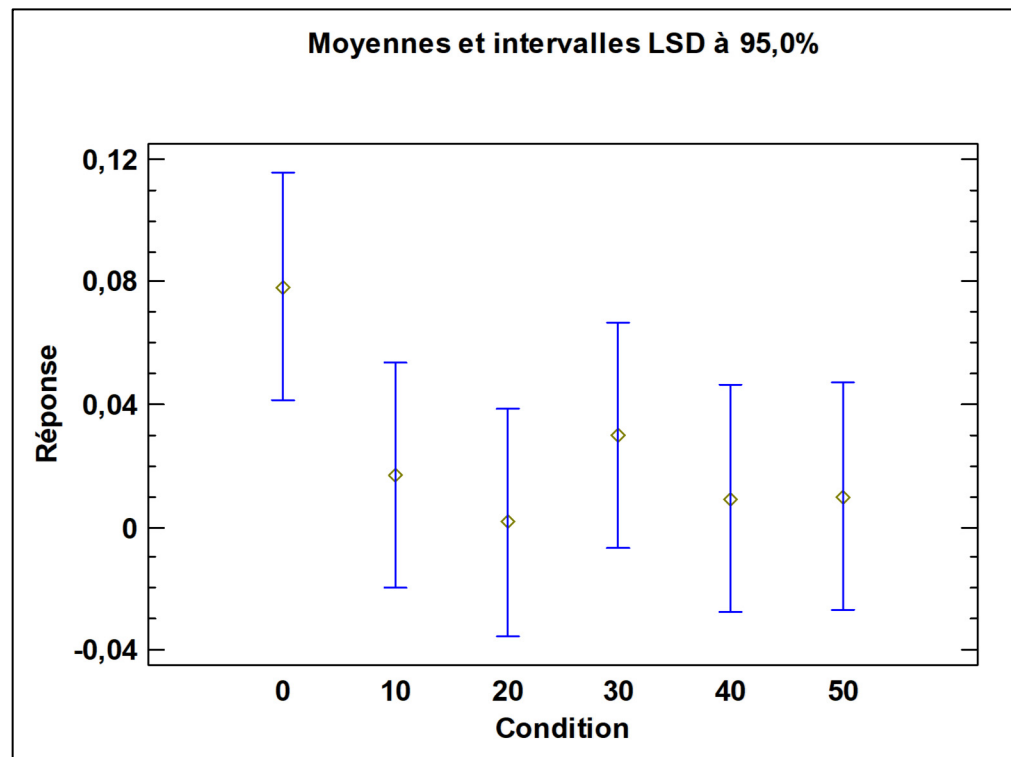


Figure 5.12 Tendance des indices de symétrie de la variable P1 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale

D'après ce graphique, une légère diminution des indices d'asymétrie est observée entre les conditions 0% et 10%. Cela suggère que les indices de symétrie se rapprochent davantage de la symétrie parfaite dans la condition 10% d'asymétrie par rapport à la condition 0%. Autrement dit, une marche avec une asymétrie de 10% conduit à une symétrie plus prononcée dans les forces de contact proximale-distale au pic de chargement. Ensuite pour les autres conditions (de 10% à 50%) aucune tendance pour l'indice n'est percevable.

Tableau 5.8 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact proximale distale

<i>Intervalle de confiance ; Variable P1</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.02	0.01	0.02	0.02	0.02	0.03
2	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02
3	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.02
4	0.01	0.01	0.02	0.02	0.02	0.01
5	0.03	0.02	0.01	0.02	0.02	0.02
6	0.02	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02
7	0.02	0.03	0.02	0.03	0.02	0.03
8	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.01
9	0.02	0.02	0.02	0.04	0.08	0.04
10	0.02	0.02	0.01	0.01	0.02	0.02
11	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02
12	0.02	0.01	0.01	0.02	0.01	0.02
13	0.01	0.01	0.01	0.02	0.01	0.03

Les sujets considérés comme symétriques sont énumérés en fonction de la moyenne de leur indice de symétrie, si celle-ci se situe dans l'intervalle de confiance à 95%. À 0% d'asymétrie, seul le sujet 1 valide le seuil. À 10%, aucun sujet n'est considéré comme symétrique. Pour la condition de 20% d'asymétrie, seul le sujet 1 est identifié comme symétrique, similaire à la condition 0%. Le nombre de sujets augmente à 30% d'asymétrie, passant d'un à trois sujets (2, 4 et 10). À 40%, le nombre de sujets augmente encore, avec un total de huit (8) sujets (1, 2, 3, 6, 7, 8, 9 et 11). Enfin, à 50% de taux d'asymétrie, le nombre de sujets diminue à quatre (1, 2, 6 et 9).

5.2.1.2 Variable P2

La variable P2 et la force de contact proximal distal sont illustrées dans la figure (5.13). Cette figure met également en évidence les écarts possibles entre le côté droit et gauche, qui seront ensuite quantifiés par l'indice de symétrie.

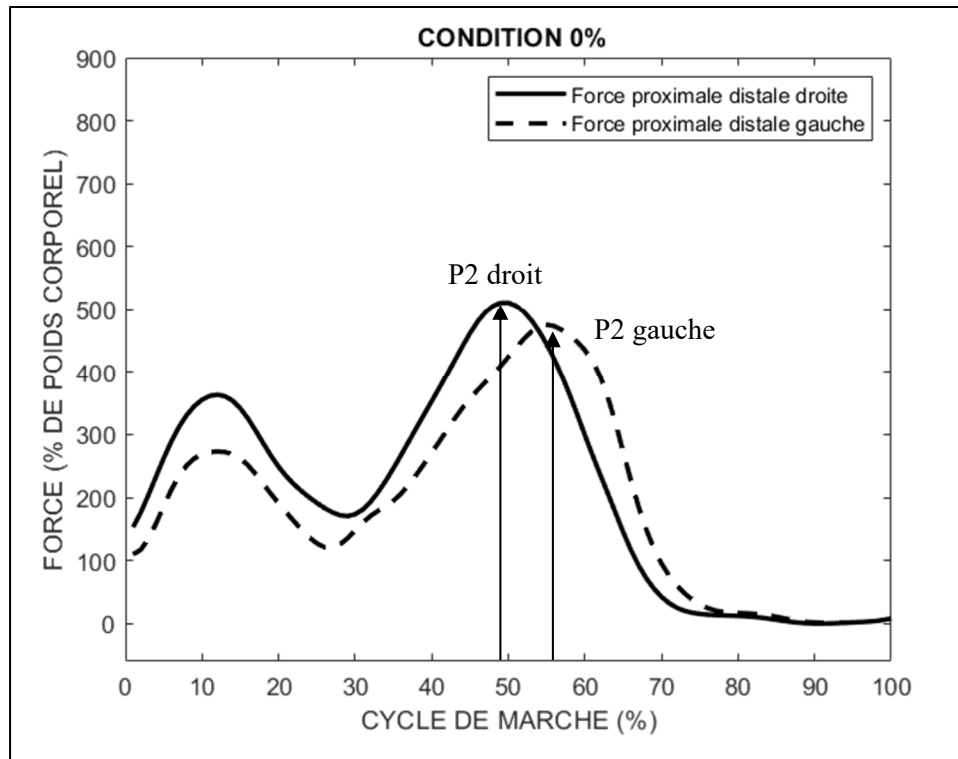


Figure 5.13 Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P2

Tableau 5.9 Moyenne des indices de symétrie de la variable P2 pour la force de contact proximale distale

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P2</i>						
Sujets \ Conditions	0	10	20	30	40	50
1	0.22	0.09	0.20	0.26	0.25	0.37
2	0.15	0.30	0.17	0.23	0.48	0.48
3	0.06	-0.09	0.02	-0.05	0.10	0.07
4	-0.14	0.03	0.10	0.06	0.27	0.28
5	0.02	0.16	0.14	0.16	0.22	0.33
6	-0.12	0.18	0.05	-0.05	0.10	-0.01
7	0.19	0.14	0.18	0.13	0.29	0.35
8	0.00	0.12	0.06	0.23	0.09	0.26
9	0.05	0.39	0.24	0.18	0.48	0.20
10	-0.02	0.05	0.00	0.18	0.07	0.37
11	0.05	-0.08	0.15	0.14	0.25	0.28
12	0.00	0.02	0.11	0.18	0.10	0.16
13	-0.02	0.32	0.31	0.42	0.37	0.20
min	-0.14	-0.09	0.00	-0.05	0.07	-0.01
max	0.22	0.39	0.31	0.42	0.48	0.48

La plage de données pour la colonne taux d'asymétrie 0% correspond à [-0.14, 0.22], pour le taux 10%, [-0.09, 0.39], pour 20%, [0.00, 0.31], pour 30%, [-0.05, 0.42], pour 40%, [0.07, 0.48] et pour terminer, à 50% de taux d'asymétrie de marche les valeurs fluctuent de -0.01 à 0.48.

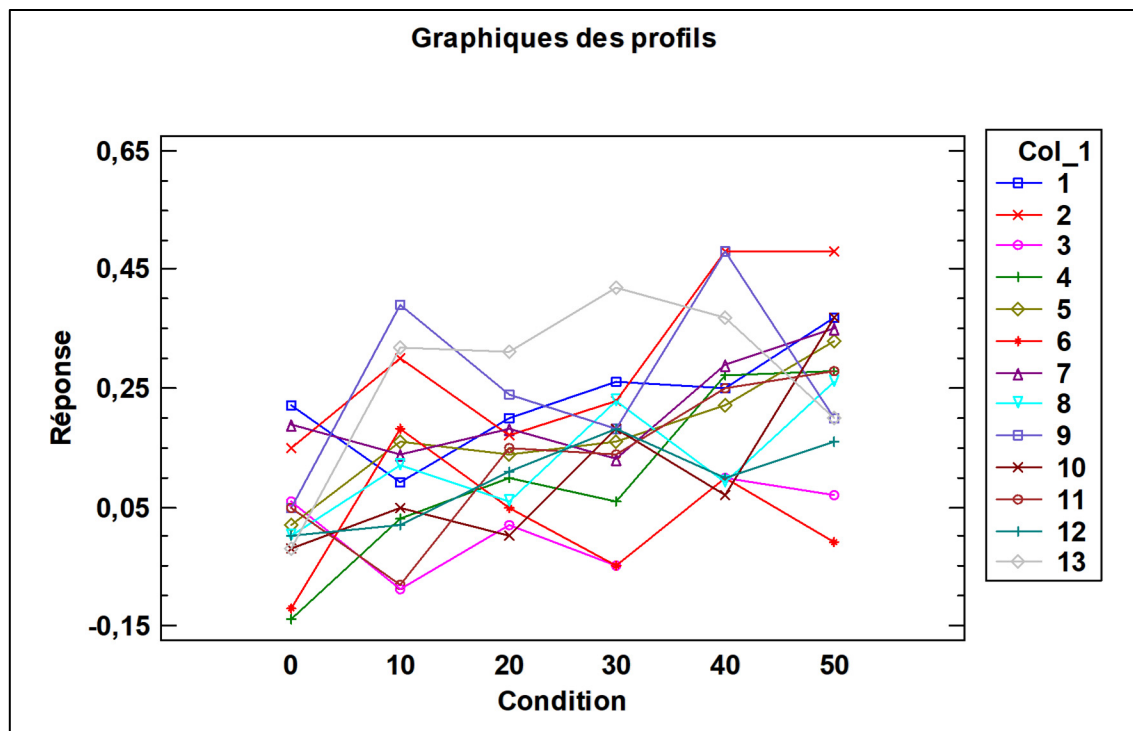


Figure 5.14 Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P2 de la force de contact proximale distale

D'après cette représentation graphique, la plupart des sujets présentent une augmentation de leur indice de symétrie en fonction de l'augmentation de l'asymétrie de marche. En effet, la grande majorité des sujets montrent un indice initial (condition 0) plus faible que celui observé à la condition 50.

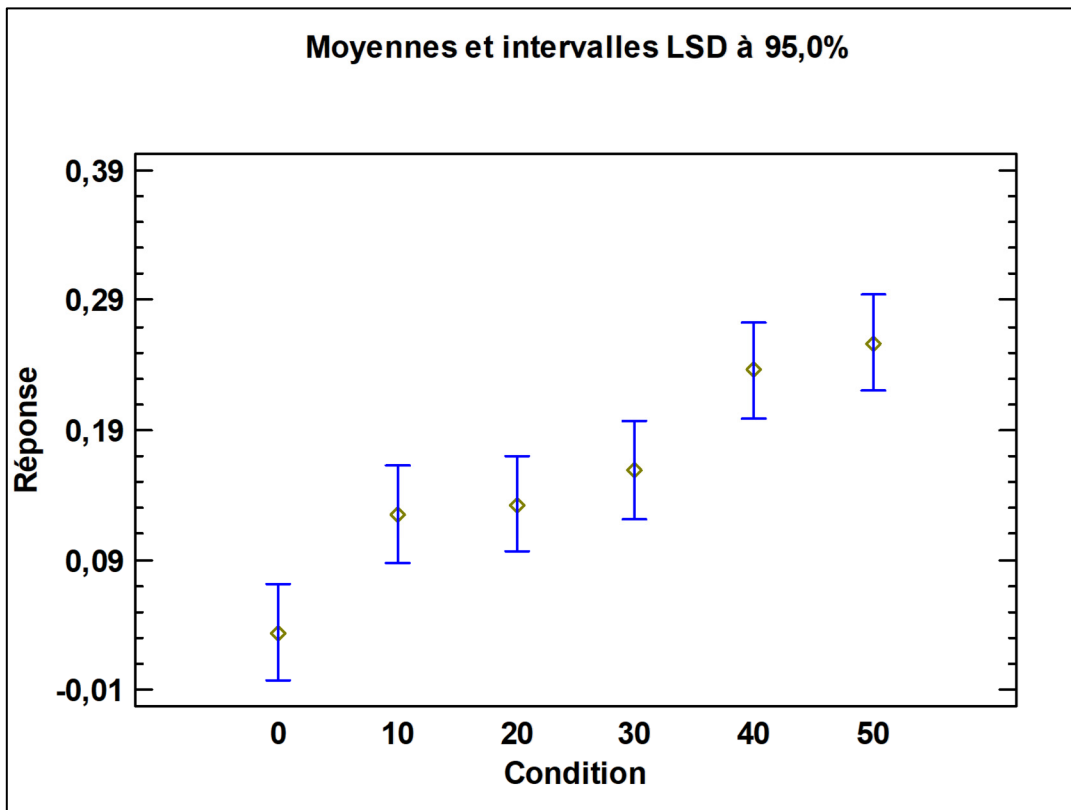


Figure 5.15 Tendence des indices de symétrie de la variable P2 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale

Après avoir observé les profils graphiques initiaux, une analyse de variance (ANOVA) révèle une tendance significative à l'augmentation entre les conditions 0 et 50, confirmant ainsi la première observation. Cependant, cette tendance est plus difficile à démontrer entre les conditions 10, 20 et 30. De plus, il existe également une tendance à l'augmentation entre les conditions 0 et 40.

Tableau 5.10 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P2 de la force de contact proximale distale

<i>Intervalle de confiance ; Variable P2</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.02	0.01	0.03	0.04	0.02	0.03
2	0.01	0.01	0.01	0.03	0.01	0.02
3	0.01	0.02	0.02	0.01	0.02	0.03
4	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03
5	0.01	0.01	0.02	0.02	0.01	0.02
6	0.03	0.02	0.03	0.01	0.03	0.03
7	0.02	0.01	0.03	0.03	0.03	0.03
8	0.01	0.01	0.03	0.01	0.02	0.02
9	0.02	0.02	0.03	0.02	0.02	0.02
10	0.02	0.02	0.01	0.02	0.02	0.01
11	0.01	0.01	0.01	0.03	0.02	0.03
12	0.01	0.01	0.02	0.04	0.03	0.02
13	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03

Concernant le pic de déchargement de la résultante de la force de contact en proximal distal, la condition de marche symétrique se distingue par un plus grand nombre de personnes considérées comme symétriques. Les sujets 8, 10, 12 et 13 entrent dans cette catégorie. À 10% d'asymétrie de marche, ce nombre diminue à un seul sujet, à savoir le sujet 12. À 20%, les sujets 3 et 10 présentent une symétrie. En revanche, les taux de 30% et 40% ne révèlent aucun sujet symétrique. Enfin, à 50%, le sujet 6 est identifié comme présentant une symétrie.

5.2.1.3 Variable P3

Enfin, la variable étudiée pour les forces de contact proximale-distale est P3.

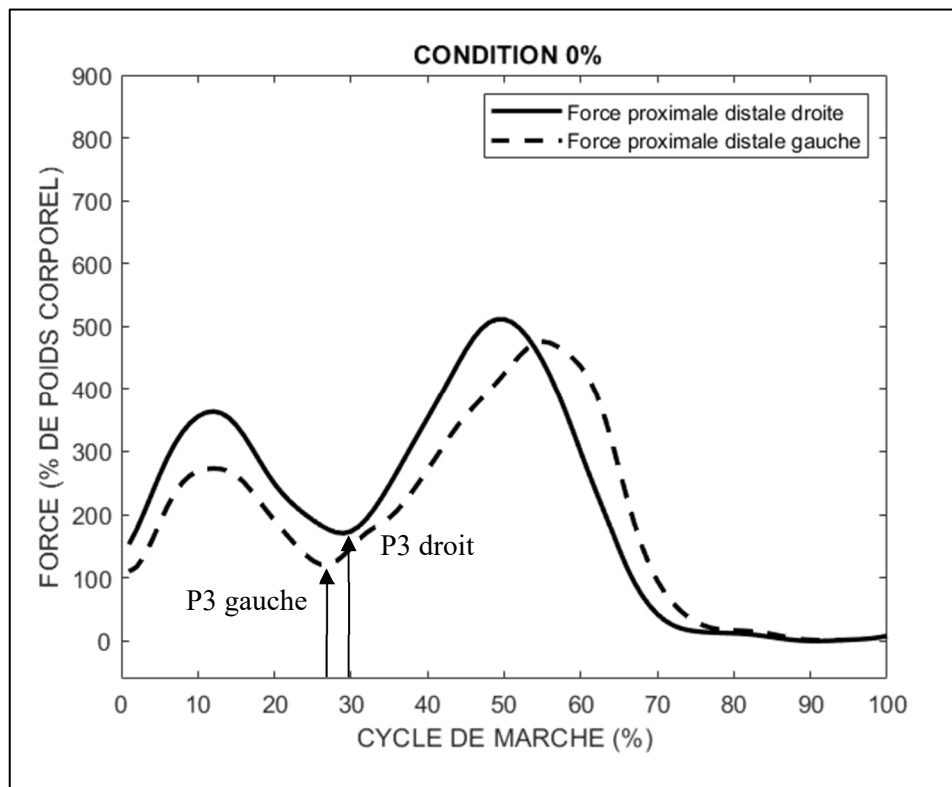


Figure 5.16 Courbe des forces de contact proximale distale pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P3

Tableau 5.11 Moyenne des indices de symétrie de la variable P3 pour la force de contact proximale distale

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P3</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.13	0.08	0.12	0.18	0.09	0.03
2	0.15	0.12	0.02	0.13	0.21	0.05
3	-0.15	-0.18	-0.13	-0.14	-0.09	-0.13
4	-0.13	-0.06	-0.06	-0.05	0.21	0.11
5	-0.04	-0.03	-0.07	-0.08	-0.08	-0.06
6	0.11	0.11	0.04	0.06	0.03	0.17
7	0.02	0.05	0.05	-0.16	0.01	-0.07
8	0.14	0.01	-0.18	0.15	-0.05	0.08
9	-0.04	0.24	0.11	0.21	0.07	0.05
10	0.01	-0.07	0.19	-0.03	0.03	0.09
11	0.08	-0.03	0.07	0.12	0.06	0.17
12	0.06	0.12	0.15	0.09	0.12	0.16
13	0.12	0.22	0.13	-0.03	-0.13	0.19
min	-0.15	-0.18	-0.18	-0.16	-0.13	-0.13
max	0.15	0.24	0.19	0.21	0.21	0.19

La plage de données pour la colonne taux d'asymétrie 0% correspond à [-0.15, 0.15], pour le taux 10%, [-0.18, 0.24], pour 20%, [-0.18, 0.19], pour 30%, [-0.16, 0.21], pour 40%, [0.13, 0.21] et pour terminer, à 50% de taux d'asymétrie de marche les valeurs fluctuent de -0.13 à 0.19.

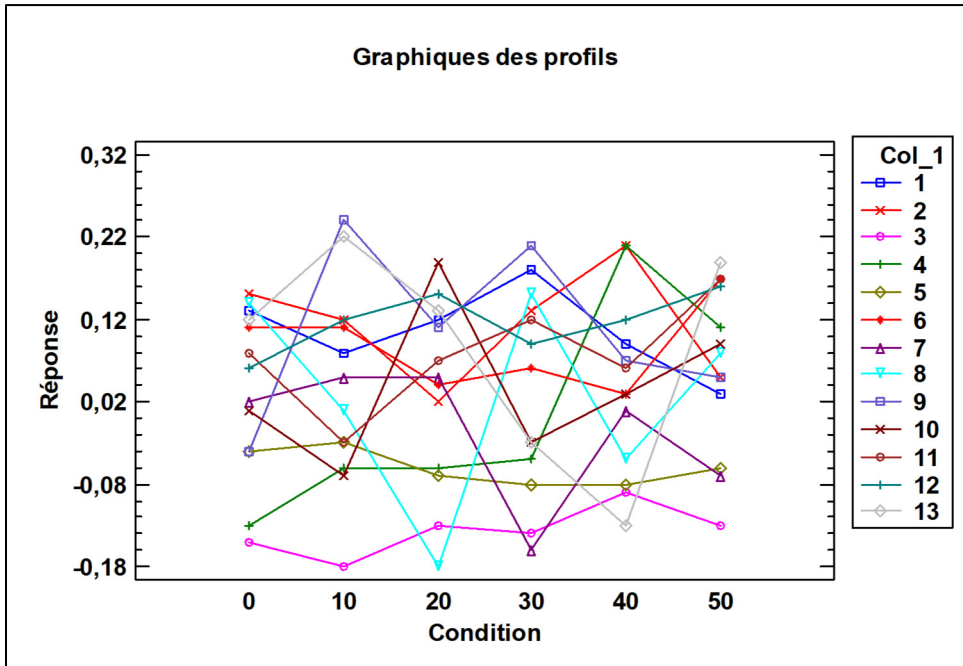


Figure 5.17 Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P3 de la force de contact proximale distale

En étudiant le graphique des profils ci-dessus, aucun comportement de groupe peut être mis en évidence.

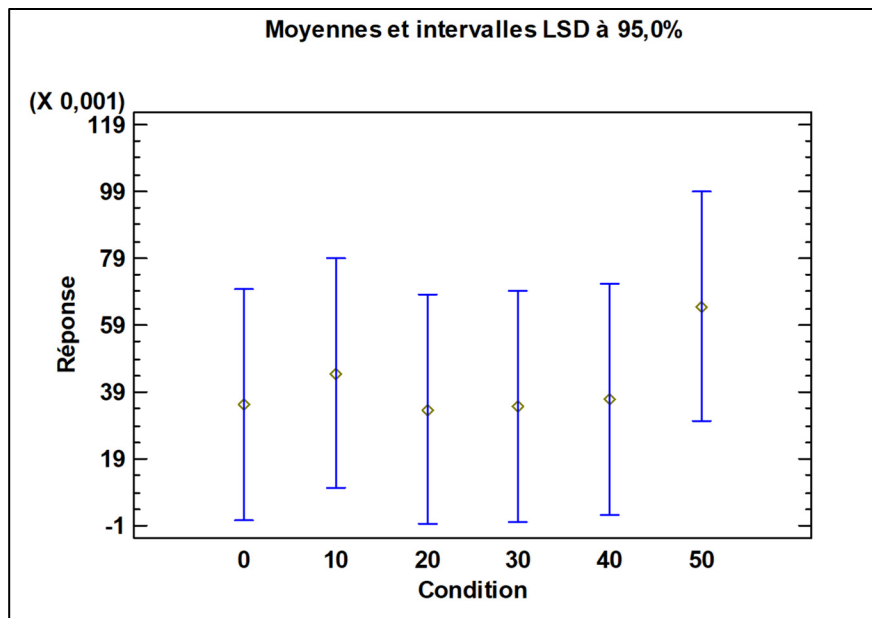


Figure 5.18 Tendence des indices de symétrie de la variable P3 selon les conditions de marche pour la force de contact proximale distale

Même avec le test de variance ANOVA aucune tendance n'a pu être descellé ($p > 0.05$).

Tableau 5.12 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P3 de la force de contact proximale distale

<i>Intervalle de confiance ; Variable P3</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.04	0.03	0.05	0.03	0.04	0.04
2	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02
3	0.02	0.03	0.02	0.03	0.01	0.02
4	0.01	0.02	0.04	0.02	0.02	0.02
5	0.02	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01
6	0.02	0.02	0.03	0.02	0.02	0.03
7	0.03	0.04	0.04	0.05	0.03	0.04
8	0.02	0.02	0.03	0.02	0.03	0.04
9	0.04	0.02	0.03	0.05	0.09	0.06
10	0.03	0.02	0.01	0.03	0.03	0.03
11	0.01	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02
12	0.02	0.02	0.02	0.04	0.03	0.02
13	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02

En ce qui concerne les sujets considérés comme symétrique au pic P3 et à 0% d'asymétrie, trois sujets (7, 9 et 10) présentent une symétrie. Aux taux d'asymétrie de 10%, 20% et 30%, seul un sujet est identifié comme symétrique, respectivement les sujets 8, 2 et 10. À 40%, les sujets 7, 9 et 10 sont considérés comme symétriques. Enfin, dans la colonne de 50%, deux sujets (1 et 9) sont identifiés comme symétriques.

5.2.2 Résultante de la force de contact suivant le plan antéro-postérieur

5.2.2.1 Variable P1

La variable P1 de la force antéro-postérieure pour le membre droit et gauche est représentée par la figure suivante :

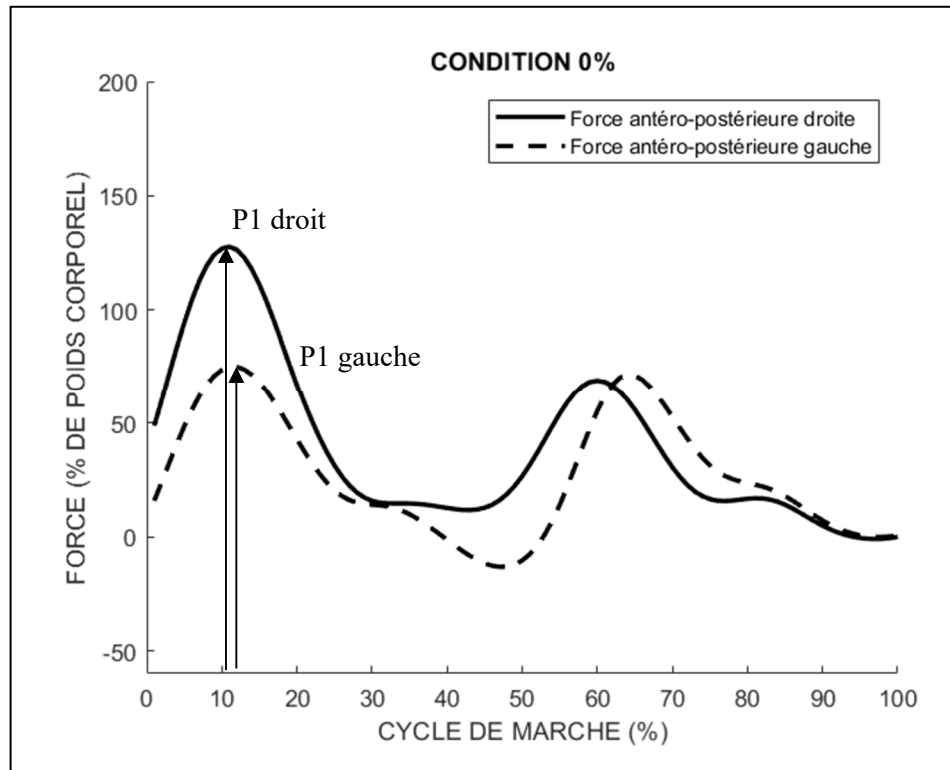


Figure 5.19 Courbe des forces de contact antéro-postérieure pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P1

Tableau 5.13 Moyenne des indices de symétrie de la variable P1 pour la force de contact antéro-postérieure

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P1</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.03	0.11	0.11	0.04	-0.09	-0.21
2	0.05	-0.18	-0.08	-0.06	-0.31	-0.21
3	-0.15	-0.11	-0.30	-0.25	-0.27	-0.29
4	-0.09	0.01	-0.23	0.05	-0.10	-0.10
5	0.17	-0.41	-0.36	-0.13	-0.19	-0.46
6	0.24	0.09	0.03	0.21	-0.05	0.17
7	-0.42	-0.26	-0.46	-0.40	-0.27	-0.44
8	-0.25	0.16	-0.09	0.14	0.26	-0.01
9	0.42	-0.44	0.36	0.90	-0.77	0.06
10	0.20	0.10	0.38	-0.14	0.20	-0.56
11	0.19	0.10	0.02	0.14	-0.06	0.05
12	0.61	0.09	0.15	0.15	0.24	0.40
13	0.26	-0.41	-0.22	-0.50	-0.37	0.12
min	-0.42	-0.44	-0.46	-0.50	-0.77	-0.56
max	0.61	0.16	0.38	0.90	0.26	0.40

La plage de données pour la colonne taux d'asymétrie 0% correspond à [-0.42, 0.61], pour le taux 10%, [-0.44, 0.16], pour 20%, [-0.46, 0.38], pour 30%, [-0.50, 0.90], pour 40%, [-0.77, 0.26] et pour terminer, à 50% de taux d'asymétrie de marche les valeurs fluctuent de -0.56 à 0.40. On remarque aussi que les minimum et maximum des indices de symétrie sont plus élevé pour la force antéro-postérieure que pour la force proximale distale.

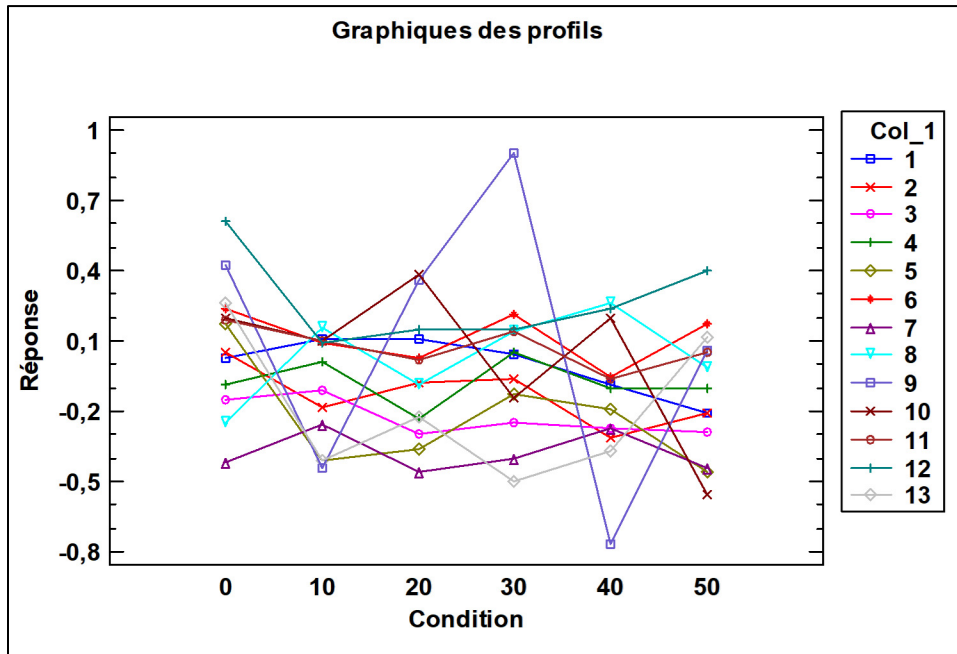


Figure 5.20 Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure

La figure 4.20, qui illustre l'évolution des indices de symétrie, ne montre pas de manière évidente de tendance à l'augmentation ou à la diminution de ces indices pour plusieurs sujets. De manière à essayer de visualiser des différences significatives pour les sujets selon les conditions de marche.

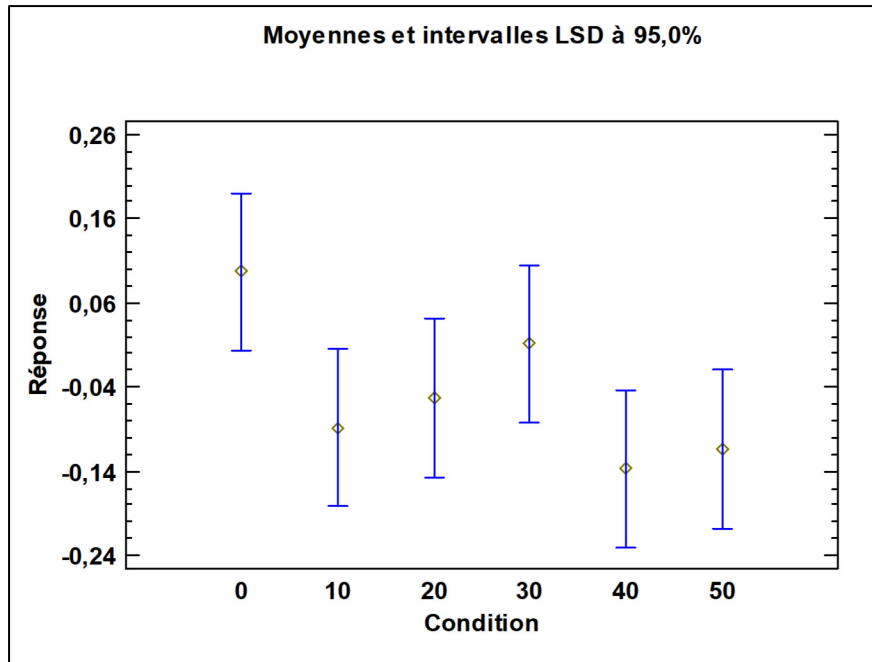


Figure 5.21 Tendence des indices de symétrie de la variable P1 selon les conditions de marche pour la force de contact antéro-postérieure

D'après les moyennes avec intervalles LSD à 95%, une différence significative est observée entre la condition 0 et 10. En effet, la moyenne est plus élevée pour la condition 0 que pour la condition 10, ce qui suggère une tendance à la diminution des indices d'asymétrie entre la condition 0 et 10. En revanche, pour ce qui est des autres conditions (10, 20, 30, 40, 50), aucune différence significative n'est observée entre elles.

Tableau 5.14 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure

<i>Intervalle de confiance 95% ; Variable P1</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.05	0.02	0.02	0.04	0.03	0.03
2	0.02	0.03	0.03	0.03	0.03	0.04
3	0.02	0.03	0.03	0.02	0.03	0.03
4	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02
5	0.06	0.04	0.03	0.05	0.02	0.03
6	0.03	0.02	0.03	0.02	0.02	0.03
7	0.04	0.05	0.03	0.11	0.03	0.03
8	0.05	0.03	0.05	0.04	0.04	0.03
9	0.05	0.03	0.09	0.06	0.08	0.23
10	0.03	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02
11	0.02	0.02	0.01	0.02	0.03	0.05
12	0.02	0.02	0.02	0.03	0.03	0.04
13	0.04	0.03	0.03	0.04	0.04	0.07

Dans la colonne 0, décrivant l'essai de marche symétrique, il est observé que seul le sujet numéro 1 est identifié comme symétrique, car son indice de symétrie se situe dans l'intervalle de confiance à 95% ($SI = 0,03 \in [-0,05, 0,05]$). En ce qui concerne les conditions de marche à 10%, 20% et 30%, il est à nouveau noté qu'un seul sujet est considéré comme symétrique, respectivement les sujets 4, 6 et 1. À 40% d'asymétrie de marche, aucun individu n'est identifié comme symétrique, mais à 50%, deux sujets le sont, à savoir les sujets 8 et 9.

5.2.2.2 Variable P2

Enfin pour terminer la variable P2 donc deuxième pic pour la force antéro-postérieure des forces de contact aux genoux :

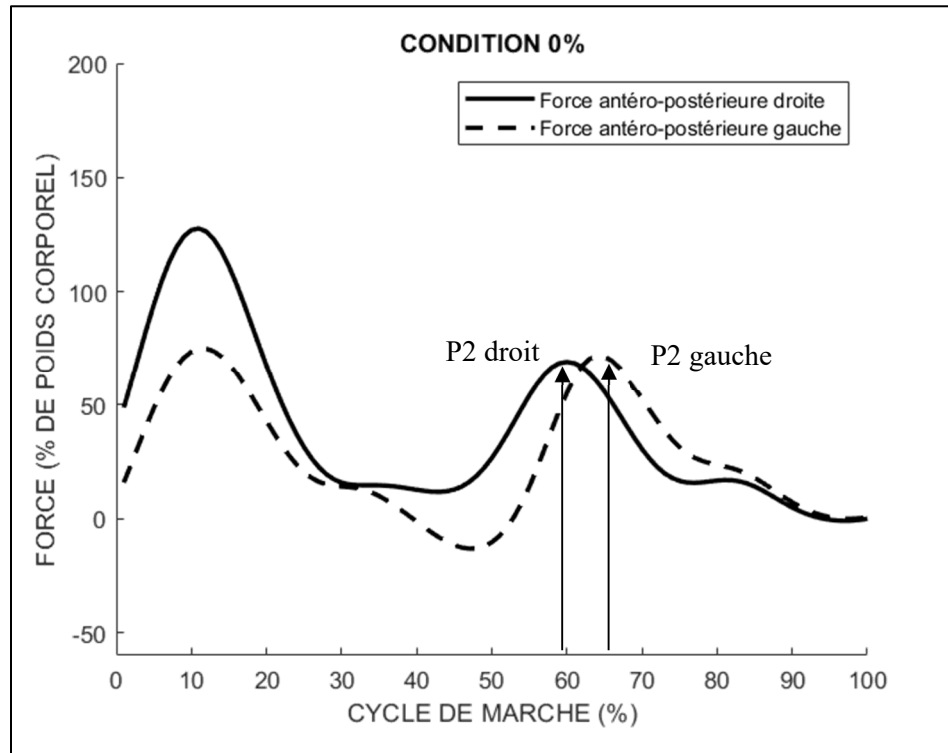


Figure 5.22 Courbe des forces de contact antéro-postérieure pour le membre droit et gauche pour un cycle de marche en condition symétrique et représentation du pic P2

Tableau 5.15 Moyenne des indices de symétrie de la variable P2 pour la force de contact antéro-postérieure

<i>Moyenne indice de symétrie ; Variable P2</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	-0.02	0.09	-0.03	0.13	0.03	-0.07
2	0.07	-0.41	-0.11	-0.11	-0.11	-0.28
3	0.03	0.17	-0.35	-0.32	-0.12	-0.10
4	0.02	0.07	-0.11	-0.19	-0.42	-0.44
5	-0.08	-0.01	-0.25	0.07	-0.16	-0.30
6	0.26	-0.05	-0.11	0.06	-0.18	0.00
7	-0.27	-0.16	-0.25	-0.18	-0.06	-0.17
8	-0.21	-0.02	-0.04	-0.29	0.03	-0.25
9	0.10	0.04	0.24	0.22	-0.82	-0.52
10	-0.05	0.10	0.22	-0.11	0.10	-0.25
11	-0.01	0.04	-0.01	-0.04	-0.08	0.11
12	0.29	0.16	0.05	-0.03	-0.07	-0.18
13	0.05	0.00	-0.12	-0.37	-0.28	-0.09
min	-0.27	-0.41	-0.35	-0.37	-0.82	-0.52
max	0.29	0.17	0.24	0.22	0.10	0.11

La plage de données pour la colonne taux d'asymétrie 0% correspond à [-0.27, 0.29], pour le taux 10%, [-0.41, 0.17], pour 20%, [-0.35, 0.24], pour 30%, [-0.37, 0.22], pour 40%, [-0.82, 0.10] et pour terminer, à 50% de taux d'asymétrie de marche les valeurs fluctuent de -0.52 à 0.11.

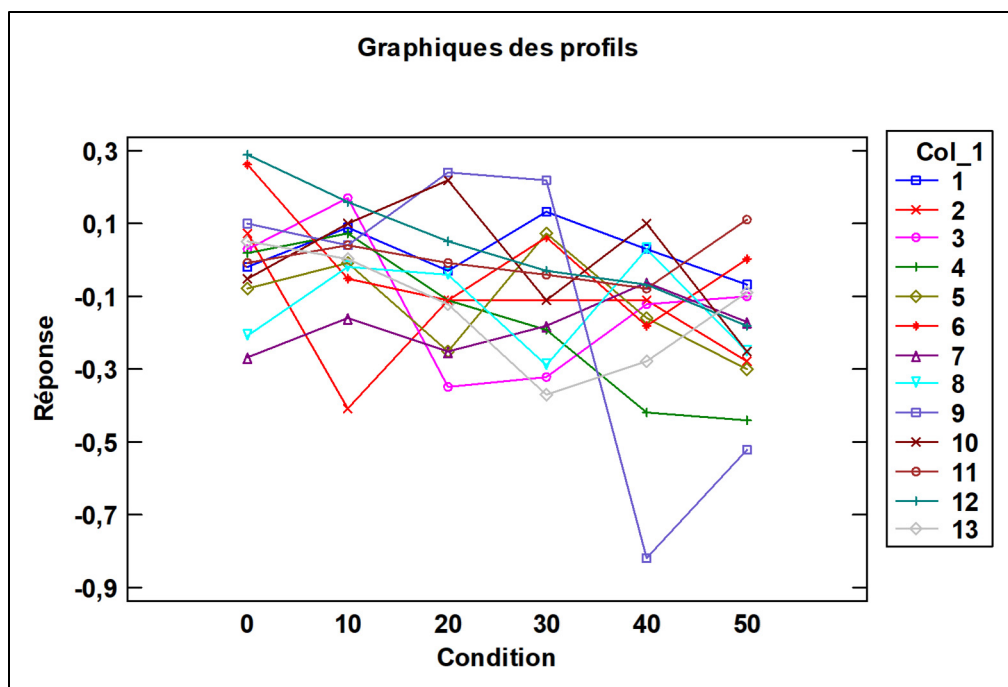


Figure 5.23 Évolution des indices de symétrie selon les conditions de marche pour la variable P2 de la force de contact antéro-postérieure

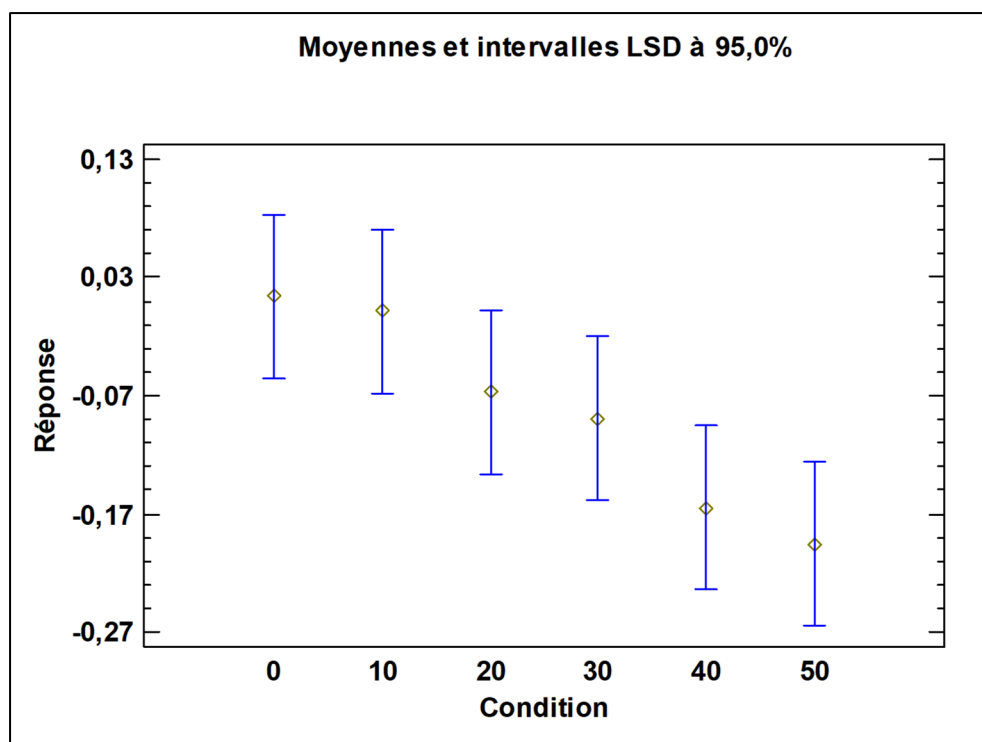


Figure 5.24 Tendence des indices de symétrie de la variable P2 selon les conditions de marche pour la force de contact antéro-postérieure

On remarque qu'il existe une diminution significative entre les conditions 0 et 40 et les conditions 0 et 50. Donc les indices de symétrie sont plus faibles pour les conditions 40 et 50 par rapport aux indices dans la condition 0.

Tableau 5.16 Intervalle de confiance à 95% pour la variable P1 de la force de contact antéro-postérieure

<i>Intervalle de confiance 95% ; Variable P2</i>						
Conditions Sujets	0	10	20	30	40	50
1	0.07	0.08	0.09	0.04	0.08	0.06
2	0.02	0.02	0.01	0.03	0.03	0.05
3	0.02	0.03	0.01	0.02	0.03	0.03
4	0.02	0.03	0.05	0.02	0.07	0.02
5	0.04	0.02	0.04	0.02	0.02	0.03
6	0.04	0.03	0.03	0.03	0.02	0.02
7	0.03	0.03	0.03	0.08	0.02	0.05
8	0.04	0.02	0.03	0.04	0.04	0.03
9	0.05	0.09	0.02	0.05	0.04	0.11
10	0.06	0.05	0.02	0.04	0.03	0.03
11	0.04	0.04	0.03	0.02	0.03	0.03
12	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02	0.07
13	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02

En se basant sur les moyennes de l'indice de symétrie pour la variable P2 et l'intervalle de confiance à 95%, il est possible de conclure que les sujets 1, 4, 10 et 11 démontrent une symétrie bilatérale de la résultante de la force antéro-postérieure au point P2. Pour l'essai de marche avec un taux de 10% d'asymétrie, les sujets 5, 8, 9, 11 et 13 sont considérés comme symétriques. À 20%, plus que deux sujets sont considérés comme symétriques, à savoir les sujets 1 et 11. À 30%, seul le sujet 12 est identifié comme symétrique. Pour le taux d'asymétrie de 40%, ce sont les sujets 1 et 8 qui présentent une symétrie. Enfin, à 50% d'asymétrie de marche, le sujet 6 est apprécié comme symétrique.

5.2.3 Corrélation entre la force de réaction verticale et la force de contact proximale distale

5.2.3.1 Régression linéaire pour la variable P1

Pour la variable P1 la modélisation de la relation entre la force de contact proximale distale et la force de réaction au sol verticale donne les résultats suivant pour la constante C et R^2 et sont répertorié dans le tableau suivant.

Tableau 5.17 Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P1

Sujet	C	R^2
1	2.74	61%
2	1.21	39%
3	-2.96	15%
4	-2.25	14%
5	2.34	9%
6	2.34	15%
7	-1.19	24%
8	4.12	31%
9	5.59	75%
10	4.34	64%
11	2.17	23%
12	4.17	11%
13	6.96	50%

Dans un premier temps, on distingue que les constantes C varient d'un sujet à l'autre, ce qui indique que la pente de la relation entre les forces de contact proximal distal et les forces de réaction au sol verticale diffère d'un cas à l'autre. Puis on sait que plus la valeur de R^2 s'approche de 1 plus cela prouve que le modèle de régression linéaire correspond aux données. Donc par exemple, les sujets 10, 9 et 1 ont un modèle de régression linéaire ($FDC = C * GRF$) qui correspond dans la plupart des cas. De plus on peut remarquer que plus le sujet possède une constante élevée plus les valeurs de R^2 semble être élevé.

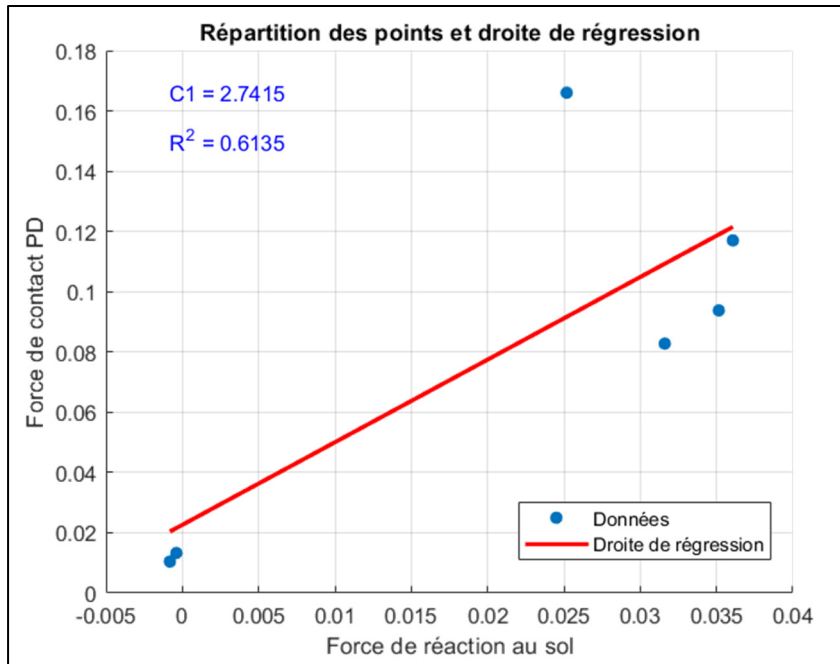


Figure 5.25 Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P1

5.2.3.2 Régression linéaire pour la variable P2

Tableau 5.18 Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P2

Sujet	C	R^2
1	12.38	67%
2	5.49	29%
3	0.00	/
4	3.22	15%
5	12.80	84%
6	-1.66	2%
7	-0.41	0%
8	3.59	19%
9	10.64	80%
10	6.10	21%
11	15.53	68%
12	1.01	2%
13	13.83	67%

De la même manière Les résultats révèlent une variabilité significative dans les constantes C d'un sujet à l'autre, suggérant ainsi une différence dans la pente de la relation entre les forces de contact proximales-distales et les forces de réaction au sol verticales pour chaque cas.

Puis les sujets 1, 5, 9, 11 et 13 possèdent tous un R^2 plutôt élevé, suggérant ainsi que le modèle de régression s'ajuste bien avec les données. De plus on remarque encore une fois que plus la valeur de la constante est élevée plus la correspondance au modèle est grande.

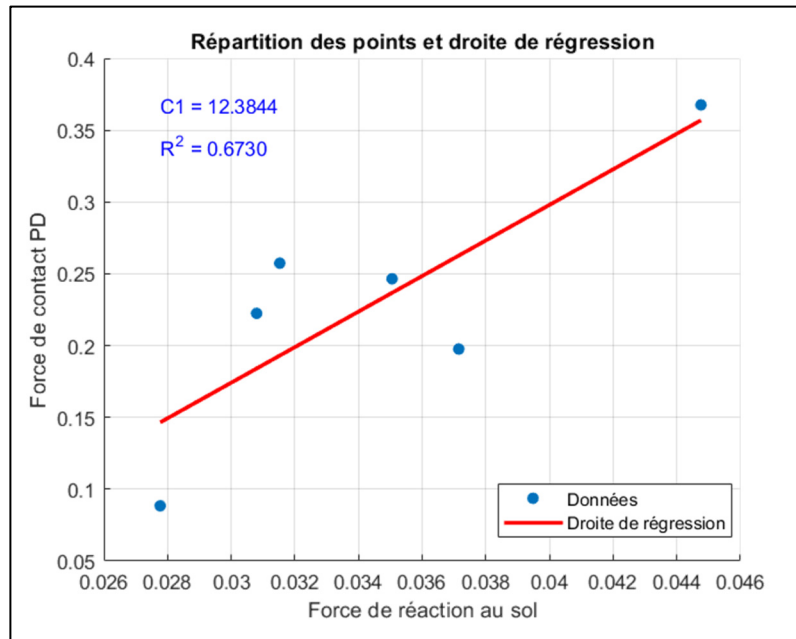


Figure 5.26 Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P2

5.2.3.3 Régression linéaire pour la variable P3

Tableau 5.19 Valeur des constantes C et de R^2 calculées par la régression linéaire pour la variable P3

Sujet	C	R^2
1	0.53	4%
2	0.96	13%
3	-0.79	18%
4	-5.02	34%
5	1.07	46%
6	-0.37	2%
7	2.91	56%
8	0.16	0%
9	0.63	2%
10	-1.29	5%
11	-1.31	28%
12	-0.70	19%
13	0.95	6%

Pour cette dernière variable (P3), les valeurs semblent toujours autant être différente d'un sujet à l'autre, cependant les valeurs de R^2 sont plus basse, indiquant ainsi qu'un modèle de régression linéaire de type $FDC = C * GRF$ ne correspond pas aux données.

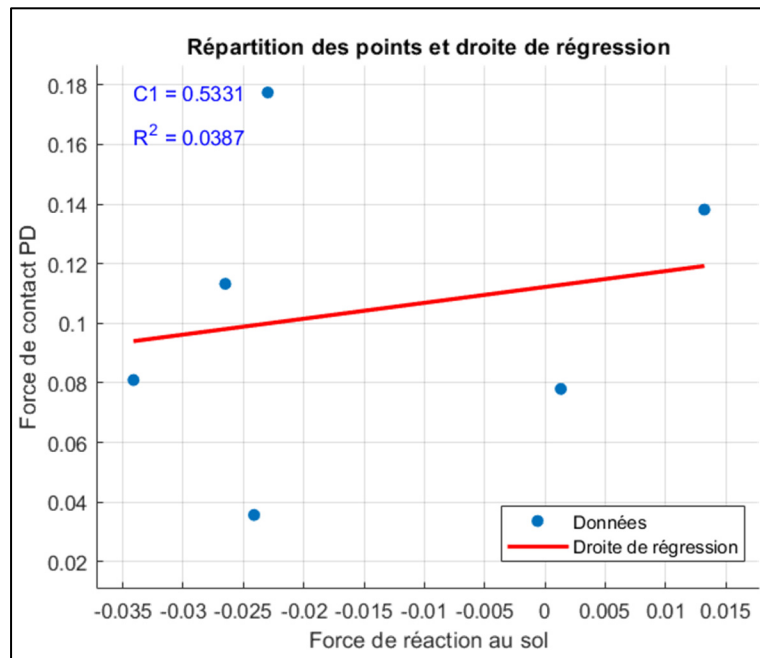


Figure 5.27 Répartition des points et droite de régression pour le sujet 1 à la condition de marche 0% et variable P3

CHAPITRE 6

DISCUSSION

6.1 Force de réaction au sol

La force de réaction au sol est surtout caractérisée par sa composante verticale au niveau des amplitudes de force lors de la marche (Mow et Huiques s. d.) et lors de cette expérience sur tapis roulant à courroie séparée a permis de voir l'évolution des modèles individuels de ces forces pour des essais de marche symétrique et asymétrique.

En premier lieu, pour le premier pic de force, appelé P1, son indice d'asymétrie tend à diminuer vers 0 à mesure que le taux d'asymétrie de la marche augmente. Cela suggère que le pic de chargement de la force verticale devient plus symétrique à mesure que l'asymétrie de la marche augmente. De plus, selon une étude antérieure de Gourdou (Gourdou 2010), les premiers pics de force verticale (P1) se produisent toujours à la même période, mais leur amplitude diminue avec l'asymétrie de la marche, principalement du côté dominant, alors que la jambe non dominante ne montre aucun changement d'amplitude. Ainsi, l'augmentation de l'asymétrie de marche conduit à une symétrisation des membres dominant et non dominant au niveau du pic P1.

En ce qui concerne le deuxième pic de force (P2), son indice de symétrie montre généralement une légère augmentation, indiquant que la jambe dominante a tendance à avoir une amplitude plus élevée au pic P2 que la jambe non dominante. Cependant, l'analyse spatiale de Gourdou montre que les amplitudes de ce pic se réduisent de manière similaire pour les deux membres. Enfin, pour le troisième pic de force (P3) situé au milieu de la phase d'appui, les indices d'asymétrie diminuent significativement à mesure que le taux d'asymétrie augmente. À partir d'un taux d'asymétrie de 20%, la majorité des indices deviennent négatifs, indiquant que la valeur de la force verticale au pic P3 est plus élevée du côté non dominant.

6.2 Force de contact au genou

6.2.1 Force proximale distale

Grâce à l'opportunité qu'offre le paradigme du tapis roulant à double courroie pour évaluer les changements de condition de marche sur les paramètres P1, P2 et P3 des forces de contact au genou correspondent à l'évolution des forces de réaction au sol.

Dans un premier temps, le pic P1 de la force proximale distale, les valeurs de l'indice de symétrie varient bel et bien en fonction du taux d'asymétrie de marche, mais cette variation varie de façon aléatoire et propre à chaque sujet. Par le passé, des recherches ont démontré que chaque individu développait des stratégies de marche unique selon ses préférences (Sánchez et al. 2019). En d'autres termes, cela signifie qu'il peut y avoir des réactions très spécifiques quant à l'adaptation de leur marche suivant le changement de vitesse du tapis roulant, donnant alors des résultats spécifiques pour chaque sujet. Donc aucune corrélation ne peut être faite par rapport à l'évolution du pic de chargement entre la force de contact proximale distale et la force de réaction au sol verticale.

Pour le deuxième pic (P2) de la force proximale distale, l'indice de symétrie augmente de manière significative selon le taux d'asymétrie de marche. De plus les moyennes des indices sont toutes positives, ce qui signifie que les forces du membre dominant sont plus élevées à ce pic. En comparant ce résultat avec ceux de la force de réaction verticale qui évoquait que les amplitudes de la force côté dominant et non dominant diminuait de manière similaire avec le taux d'asymétrie. Aucune conclusion ne peut être tirée.

Et en dernier lieu le pic P3 aucune tendance significative n'a pu être remarquée par le test de variance, mais la majorité des sujets possède un indice de symétrie positif tout le long des essais, signifiant ainsi que la valeur de la force est plus forte côté dominant.

6.2.2 Force antéro-postérieure

Les forces de réaction au sol dans la direction antéro-postérieure montrent des comportements différents pour chaque membre en fonction du taux d'asymétrie de la marche. En général, il est observé des différences similaires pour les forces de contact antéro-postérieures. Au premier

pic, P1, on remarque des indices d'asymétrie plus élevés par rapport aux forces de contact proximal distal, généralement deux à trois fois plus élevés. En d'autres termes, cela signifie qu'il y a une asymétrie plus marquée entre les forces antéro-postérieures du membre dominant et non dominant au pic P1.

De plus, pour ce pic, le comportement des sujets est aléatoire, mais à mesure que le taux d'asymétrie augmente, les indices de symétrie deviennent plus négatifs, ce qui indique que plus l'asymétrie de la marche augmente, plus le côté non dominant devient prédominant par rapport au membre dominant. Ainsi, l'amplitude de la force au point P1 devient plus élevée pour le membre non dominant par rapport au membre dominant.

En ce qui concerne le point P2, on observe une diminution significative de l'indice d'asymétrie de 0% à 50%, avec une moyenne des indices positive pour les deux premières conditions de marche, devenant négative vers la troisième condition de marche (20% d'asymétrie). Ainsi, pour les deux premières conditions de marche, le côté dominant présente des amplitudes de force au pic P2 plus élevés, alors qu'une fois dépassés 20% d'asymétrie, la tendance s'inverse.

6.3 Limites de l'étude

Les limites de cette étude résident principalement dans l'utilisation d'un modèle anthropométrique générique pour la modélisation musculosquelettique. Bien que le modèle ait pris en compte le poids corporel, la taille et le placement des marqueurs pour une mise à l'échelle précise pour chaque sujet, cela ne garantit pas un modèle anthropométrique spécifique précis. En effet, le modèle de référence était basé sur un homme blanc de 75 ans, ce qui est très différent des sujets de l'étude dont l'âge moyen était de $27,93 \pm 6,32$ ans. Ces écarts d'échelle sur les segments peuvent entraîner des erreurs dans le calcul des forces internes telles que les forces musculaires et les forces de contact articulaire (Koller, Baca, et Kainz 2021) (Alexander et al. 2021). De plus, l'utilisation d'un modèle générique peut introduire un biais dans la représentation des muscles.

CONCLUSION

Cette étude a permis d'analyser les forces de contact articulaire au niveau des genoux pour différentes conditions de marche, notamment la marche symétrique et asymétrique avec plusieurs niveaux d'asymétrie. Grâce à une analyse bilatérale, il a pu être estimé des forces de contact et examiner les variations entre les membres.

Les résultats de l'étude, obtenus à travers des analyses de variance répétées, ont révélé des comportements significatifs au niveau des indices de symétrie. Il a été observé qu'il n'y avait pas de corrélation entre l'évolution de la force de réaction au sol et les forces de contact articulaire au niveau des genoux. Cependant, une tendance intéressante a été identifiée au pic de déchargement, juste avant la phase d'envol. À ce stade, les indices de symétrie ont montré une variation tendancielle dans leur comportement.

Plus précisément, pour la résultante proximale distale, l'indice de symétrie a augmenté, indiquant que la jambe dominante présentait une force articulaire plus élevée. En revanche, pour la résultante proximale distale, l'inverse a été observé, suggérant que la jambe non dominante avait une force articulaire plus élevée à ce stade.

En résumé, cette étude met en évidence des différences significatives dans les forces de contact articulaire entre les membres pendant la marche, avec des variations spécifiques observées au pic de déchargement, offrant ainsi de nouvelles perspectives pour comprendre les mécanismes de la marche asymétrique.

Donc bien que l'analyse des forces de réaction au sol permette de voir qu'il existe des comportements modificateurs du patron de marche, ceci ne peut expliquer si le comportement des forces de contact aux articulations va suivre le même. En effet les forces à l'articulation sont aussi dépendantes des forces musculaires. D'autres études ont souligné le caractère individuel des variations des patrons de marche pour les forces de contact inter-sujets, ainsi les charges articulaires au genou sont différentes selon le sujet (Kutzner et al. 2010). De plus comme a montré la régression linéaire, il est difficile de trouver un modèle qui puissent

satisfaire toutes les conditions de marche et ceci peut être expliqué en partie par la non-prise en compte de la cinématique (angle des articulations et vitesse angulaire). De plus chaque modèle était différent.

Dans la continuité ou bien en utilisant des expérimentations similaires, une étude complémentaire sur les couples angle et vitesses angulaires seraient très intéressants, car la modification de ces paramètres cinématique joue un rôle crucial sur les forces de contact articulaire (Sasaki et Neptune 2010) et permettrait peut-être de prédire certain comportement. Cependant cette étude sera d'autant plus pertinente avec l'ajout des comportements musculaire qui joue lui aussi un rôle crucial dans la création des forces de contact articulaire. Ces analyses pourraient permettre d'expliquer l'évolution des forces de contact avec des modèles plus précis que la simple régression linéaire employée dans cette étude. À terme, l'émergence de modèles prédictifs plus sophistiqués pourrait contribuer au développement de traitements thérapeutiques. En comprenant mieux l'évolution des forces de contact, il deviendrait envisageable de les traiter efficacement.

ANNEXE I

COURBES DES FORCES DE CONTACT AUX GENOUX

SUJET 1 :

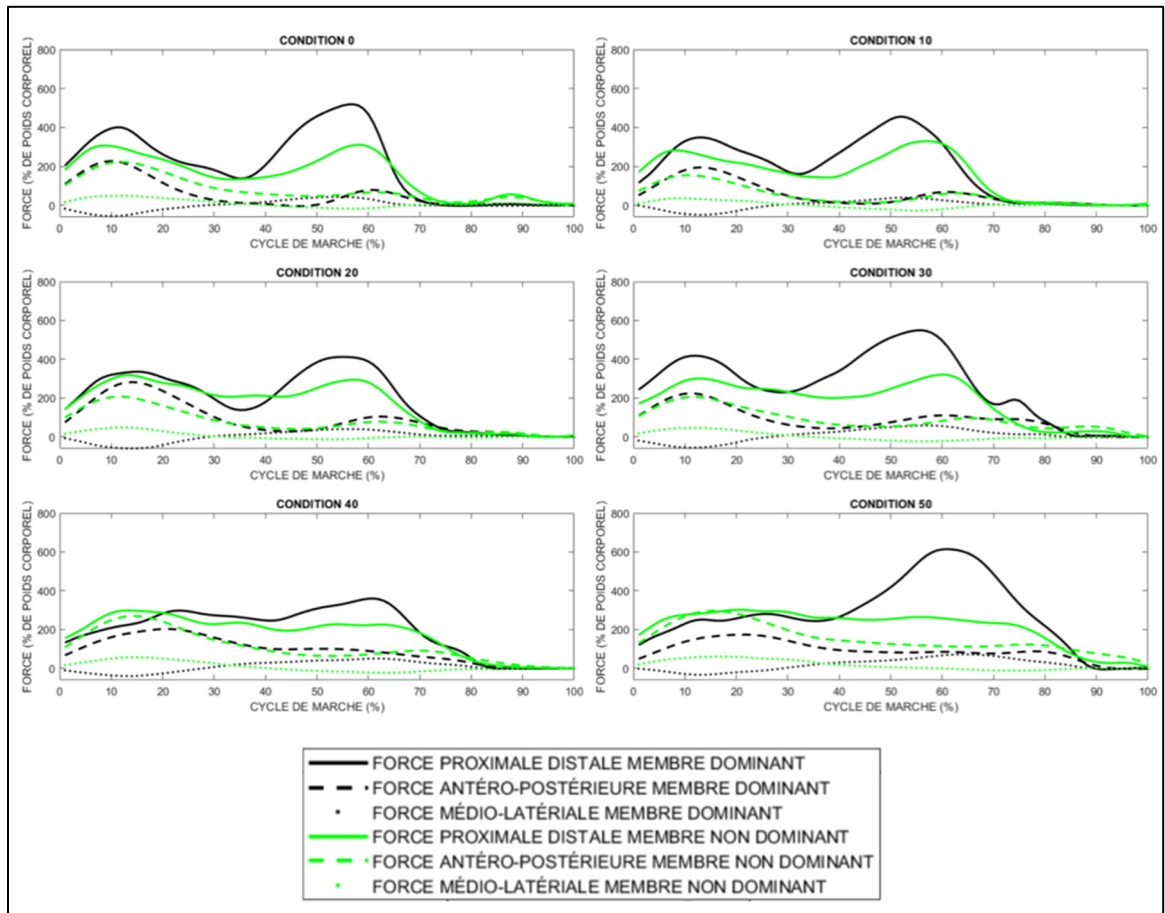


Figure-A I-1 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 1

SUJET 2 :

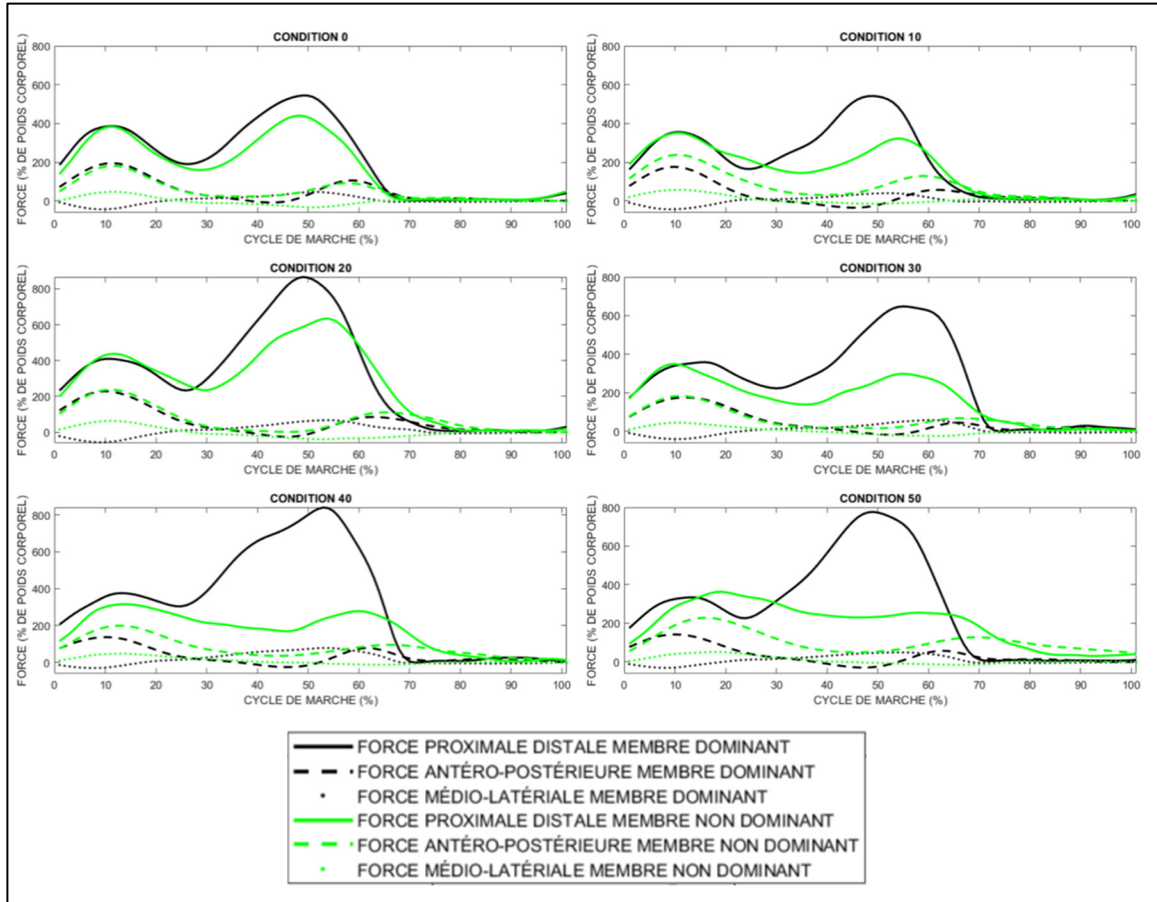


Figure-A I-2 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 2

SUJET 3 :

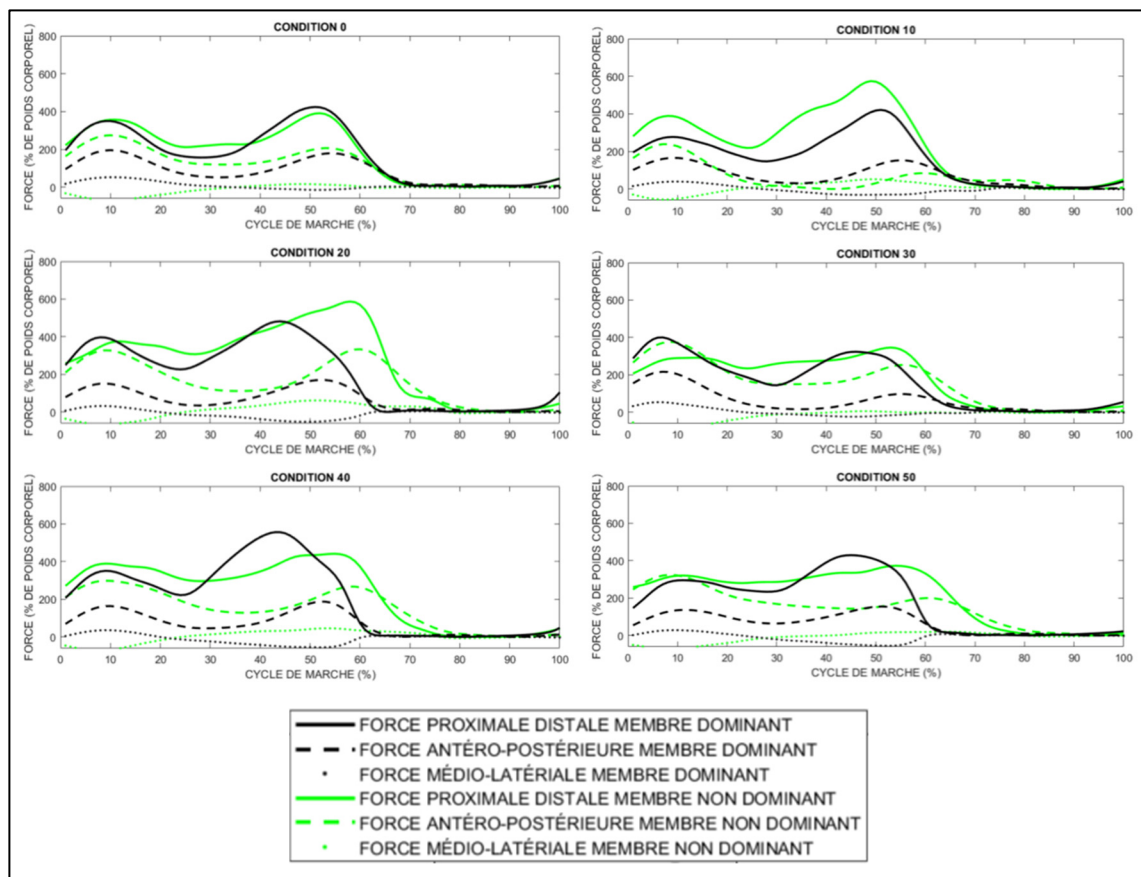


Figure-A I-3 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 3

SUJET 4 :

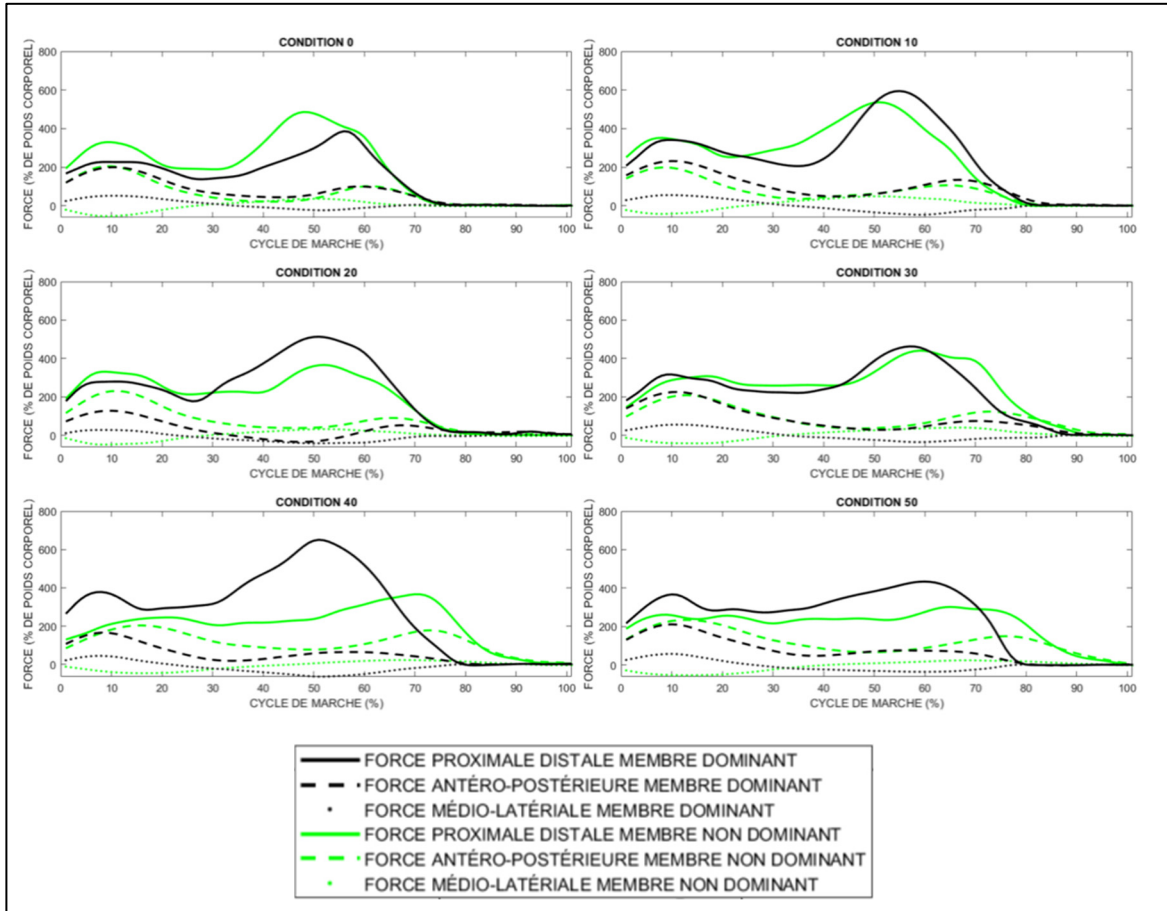


Figure-A I-4 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 4

SUJET 5 :

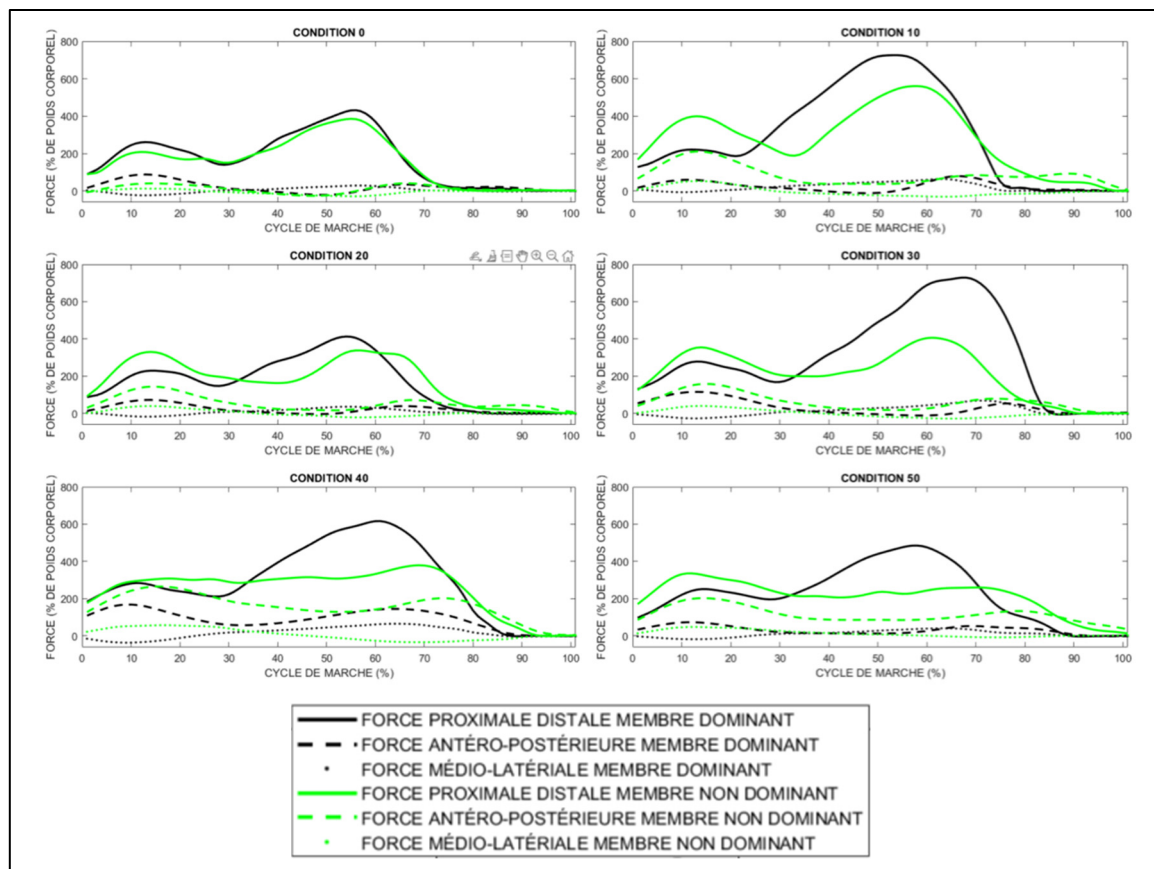


Figure-A I-5 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 5

SUJET 6 :

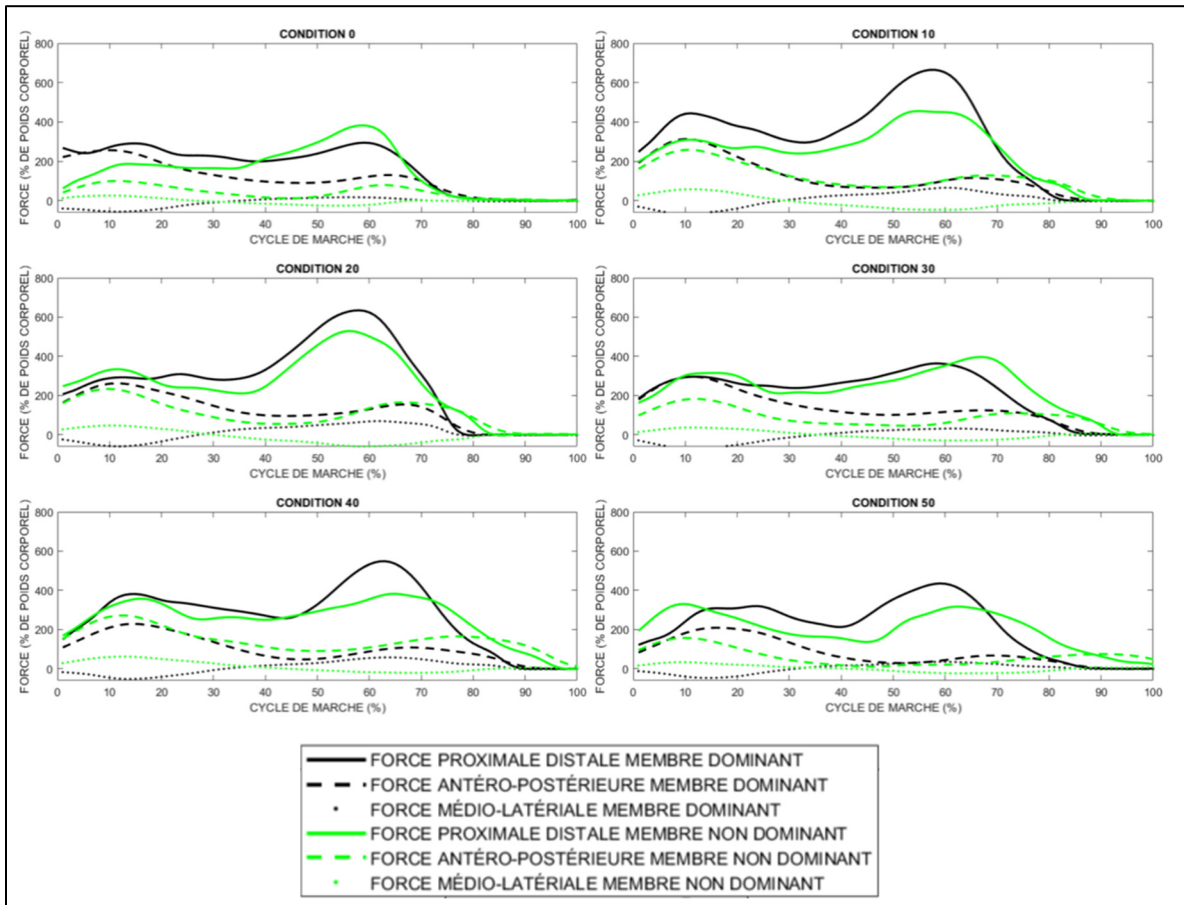


Figure-A I-6 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 6

SUJET 7 :

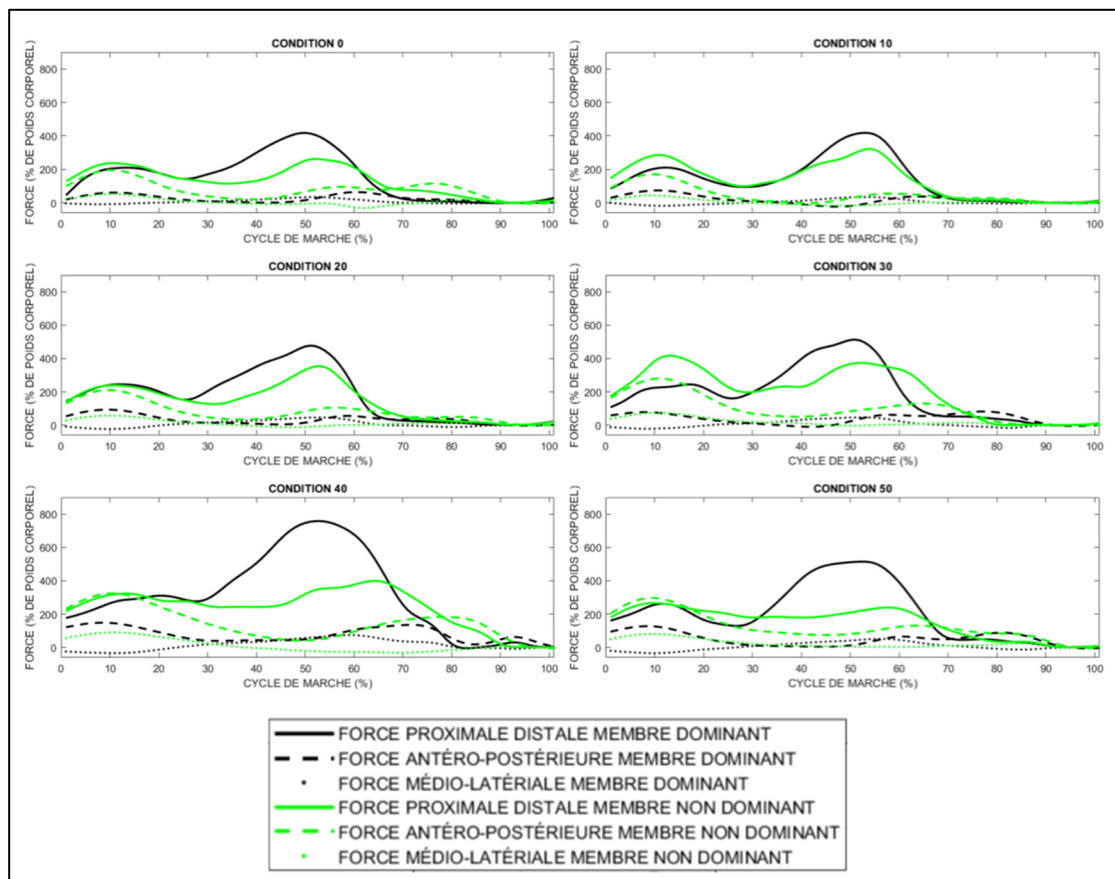


Figure-A I-7 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 7

SUJET 8 :

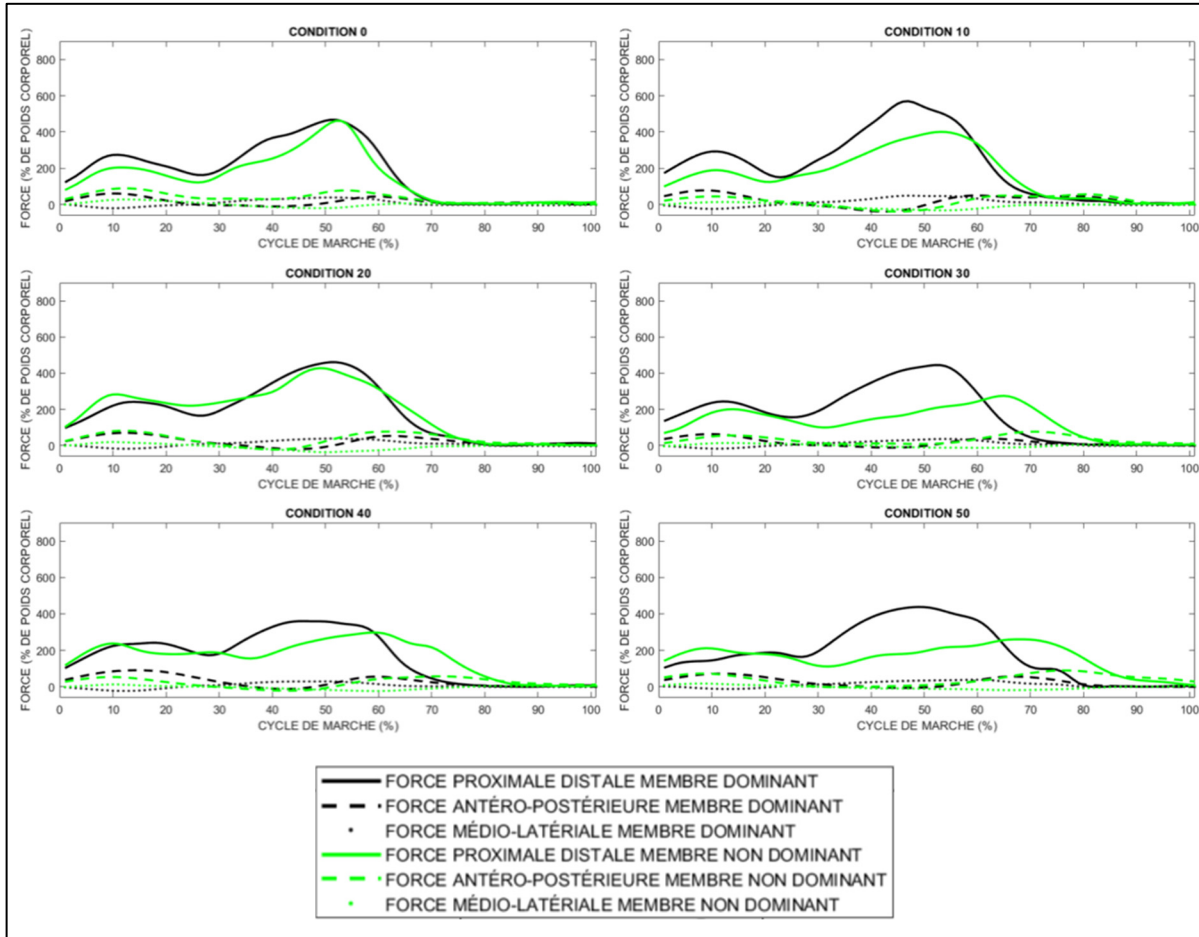


Figure-A I-8 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 8

SUJET 9 :

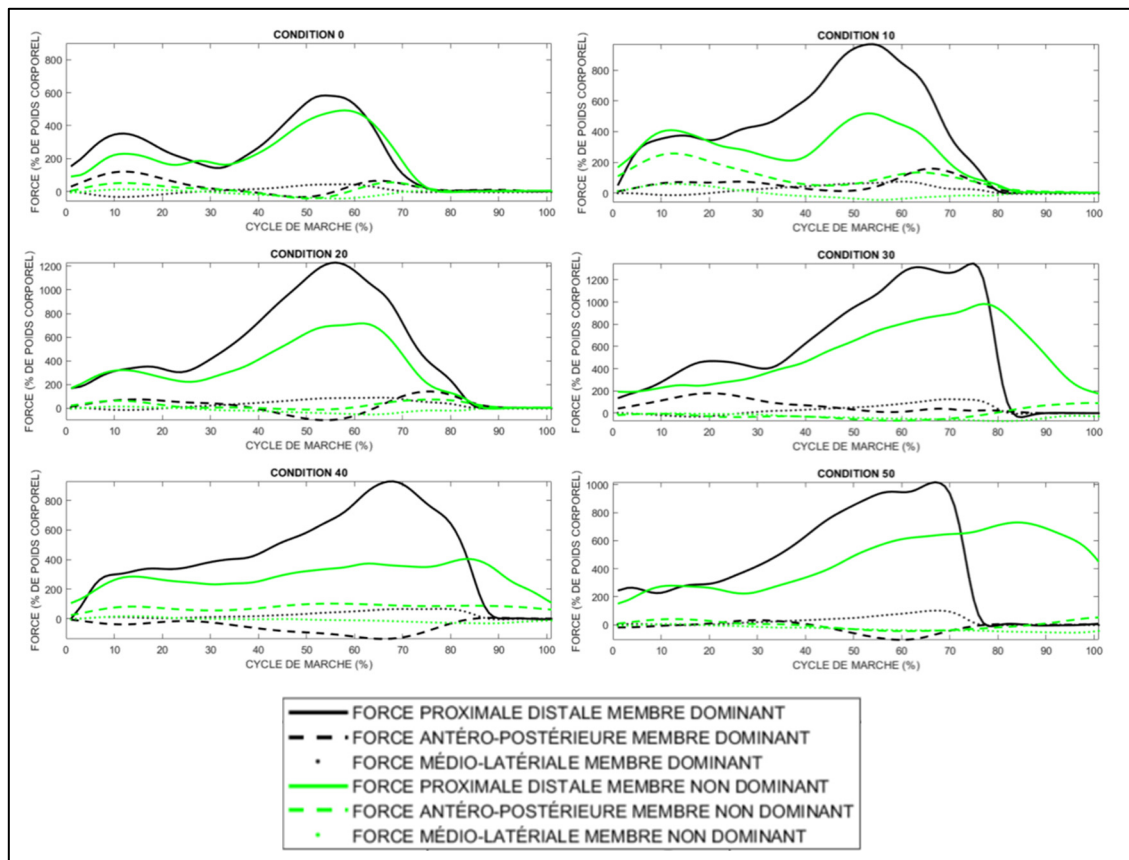


Figure-A I-9 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 1

SUJET 10 :

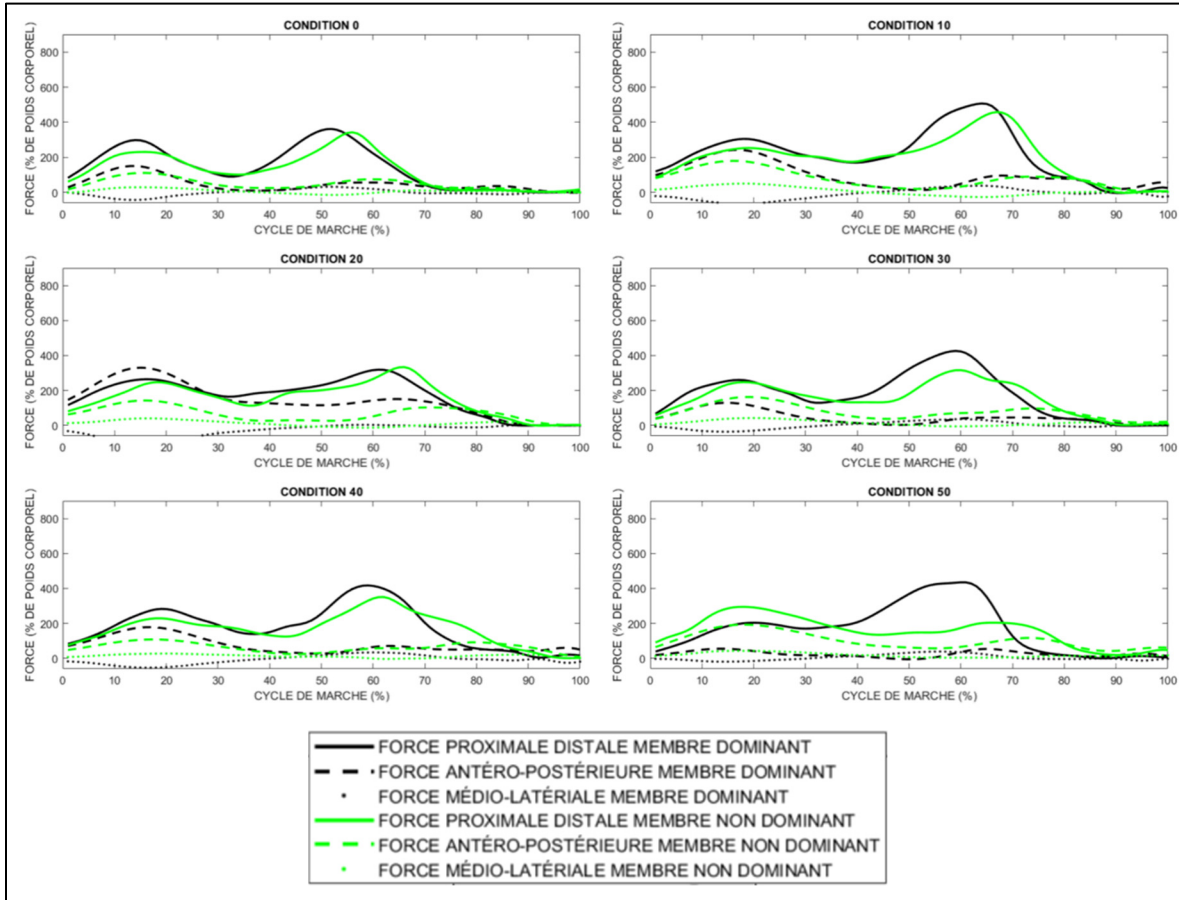


Figure-A I-10 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 10

SUJET 11 :

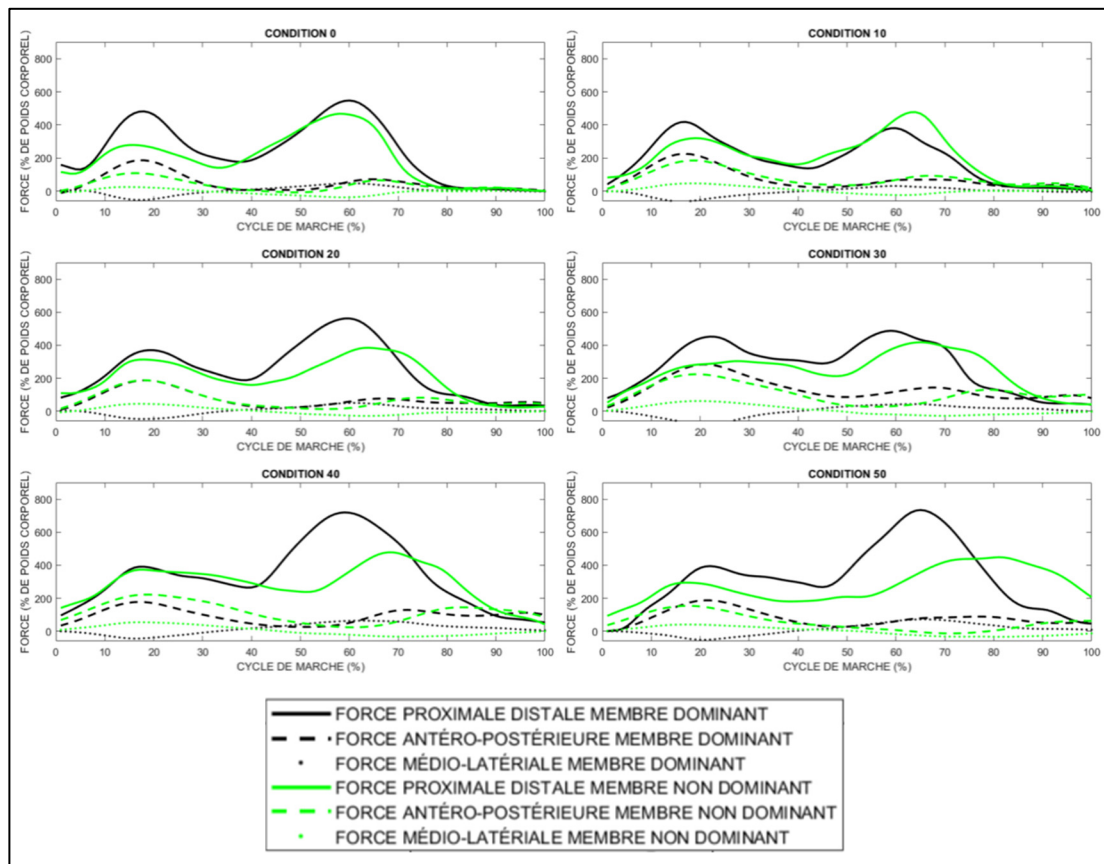


Figure-A I-11 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 11

SUJET 12 :

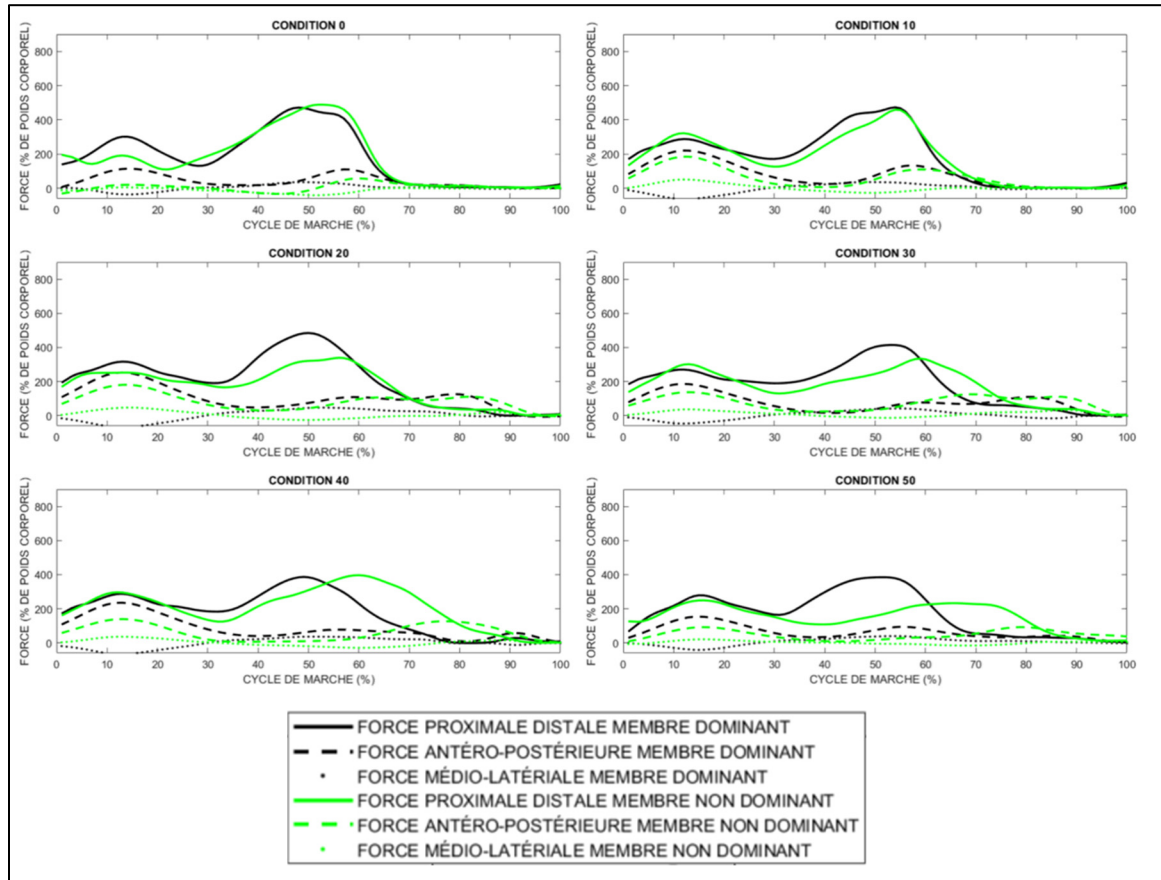


Figure-A I-12 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 12

SUJET 13 :

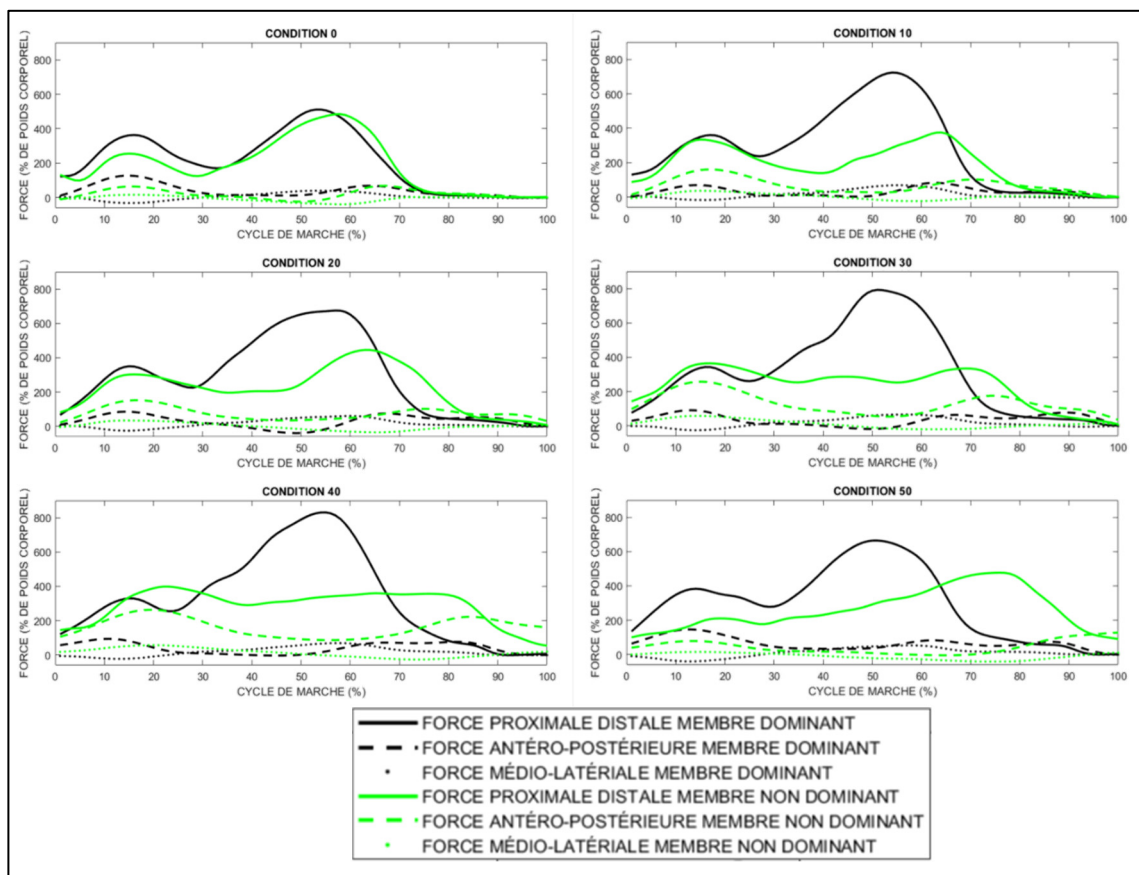


Figure-A I-13 Évolution des forces de contact aux genoux pour le sujet 13

ANNEXE II

RÉGRESSION LINÉAIRE

SUJET 1 :

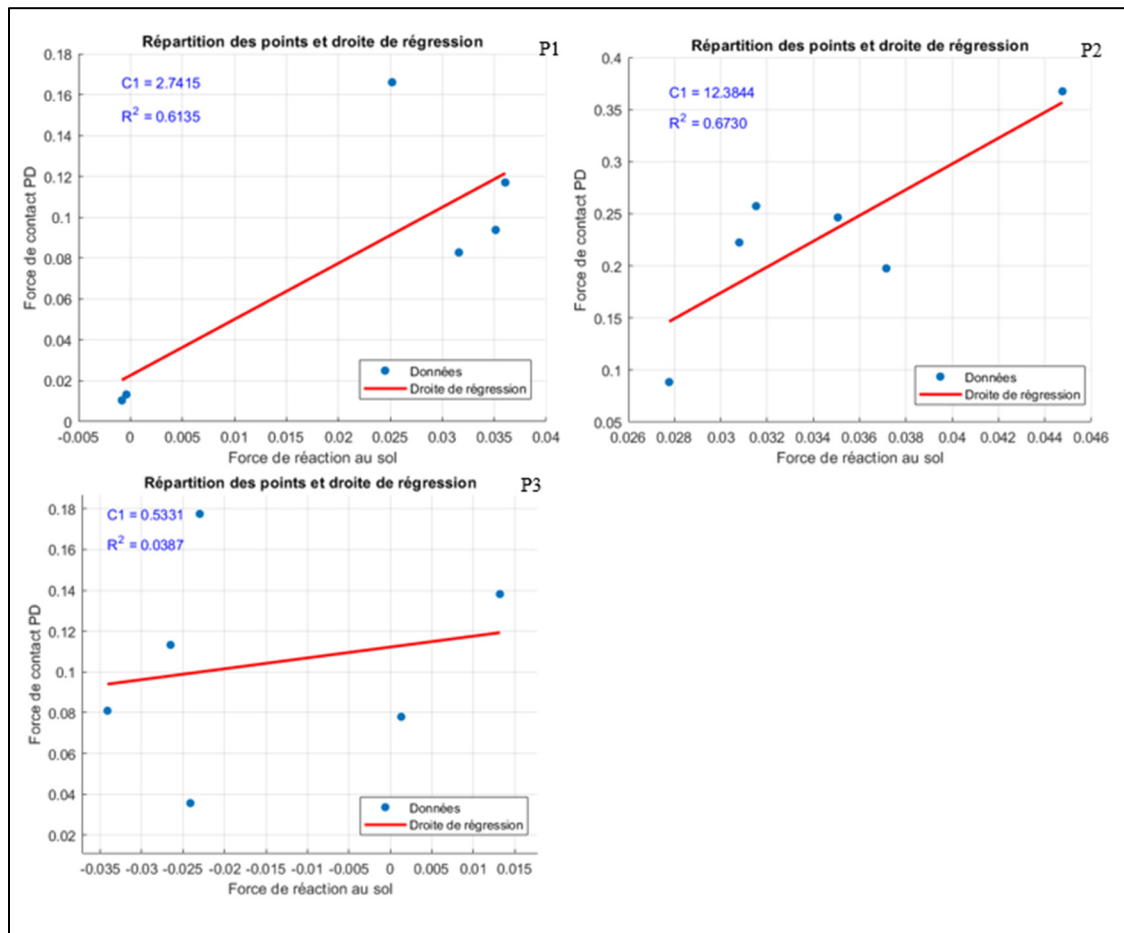


Figure-A II-1 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 1

SUJET 2 :

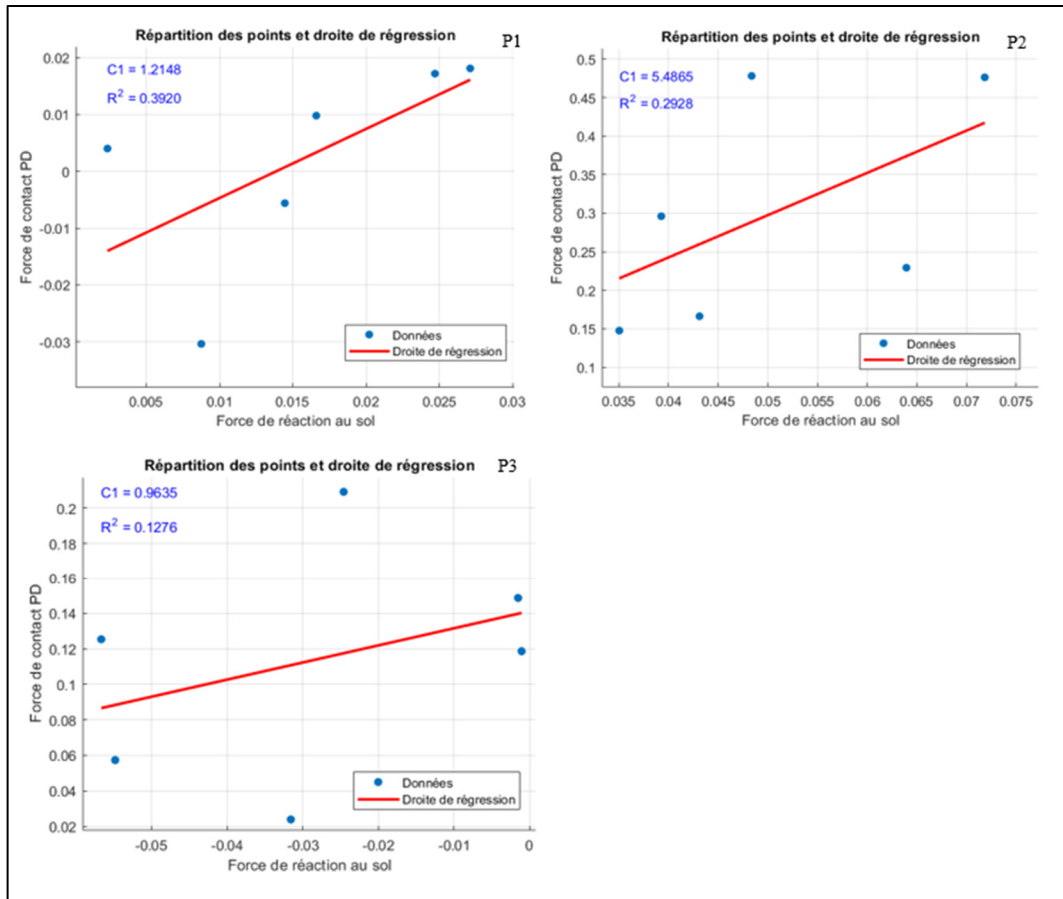


Figure-A II-2 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 2

SUJET 3 :

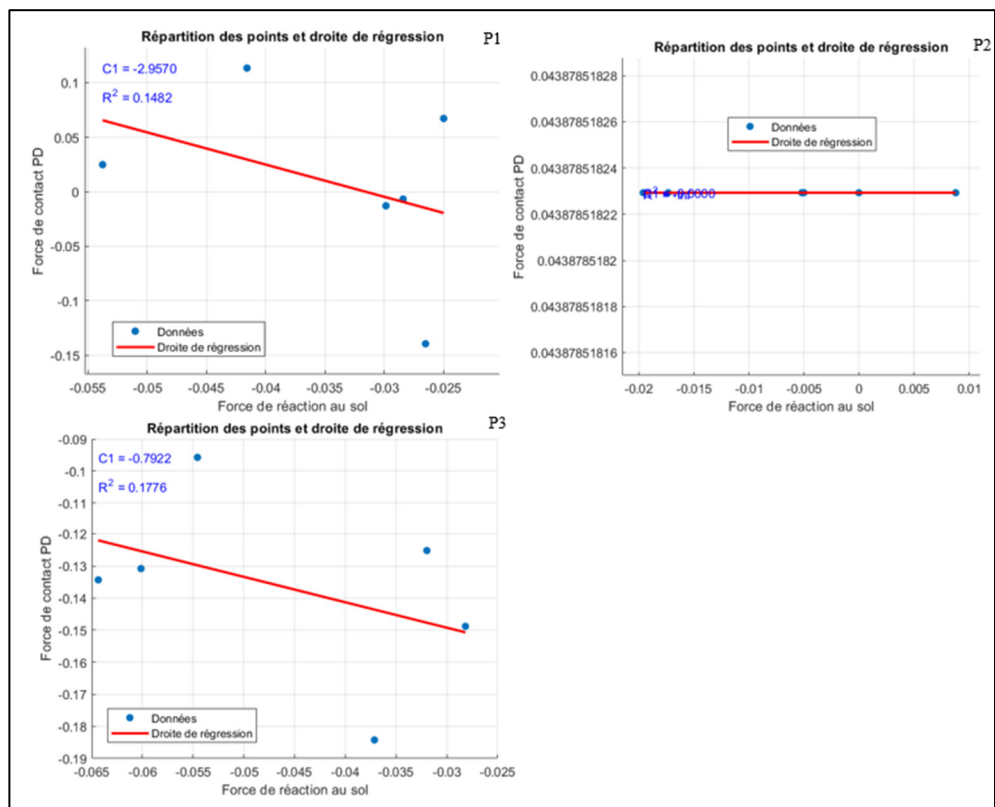


Figure-A II-3 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 3

SUJET 4 :

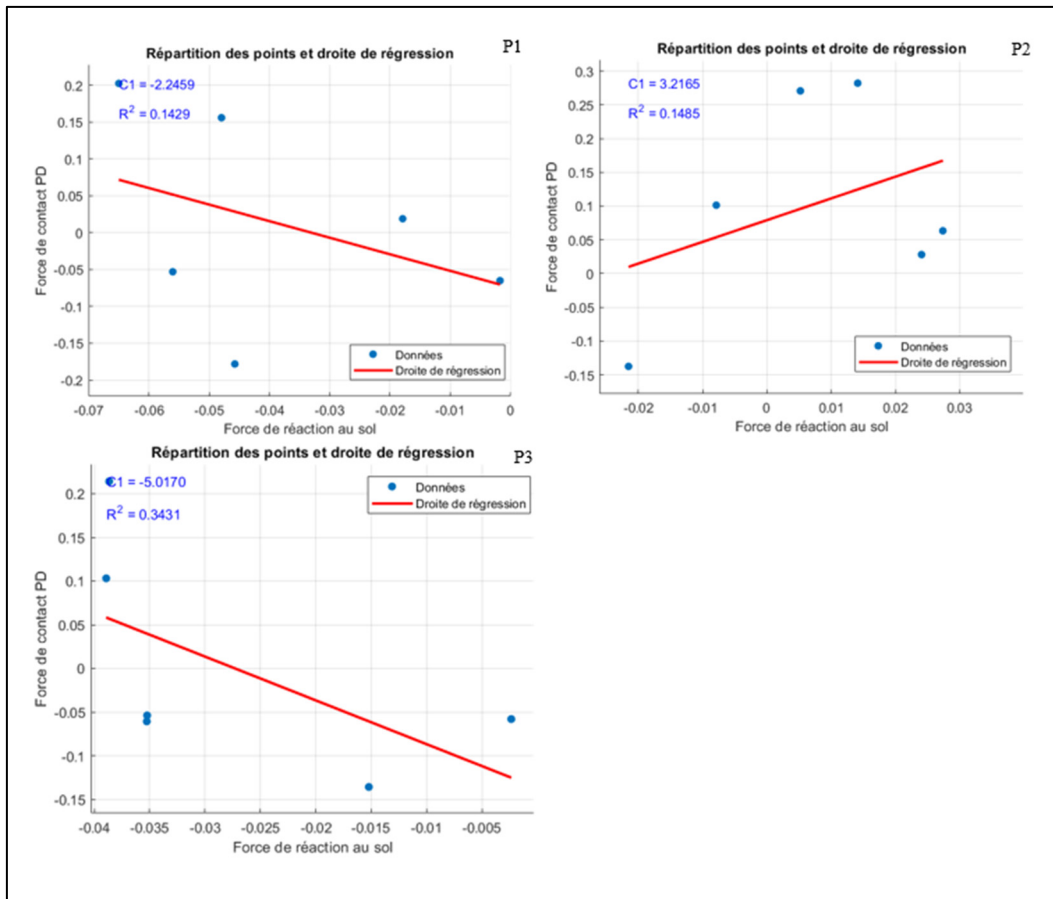


Figure-A II-4 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 4

SUJET 5 :

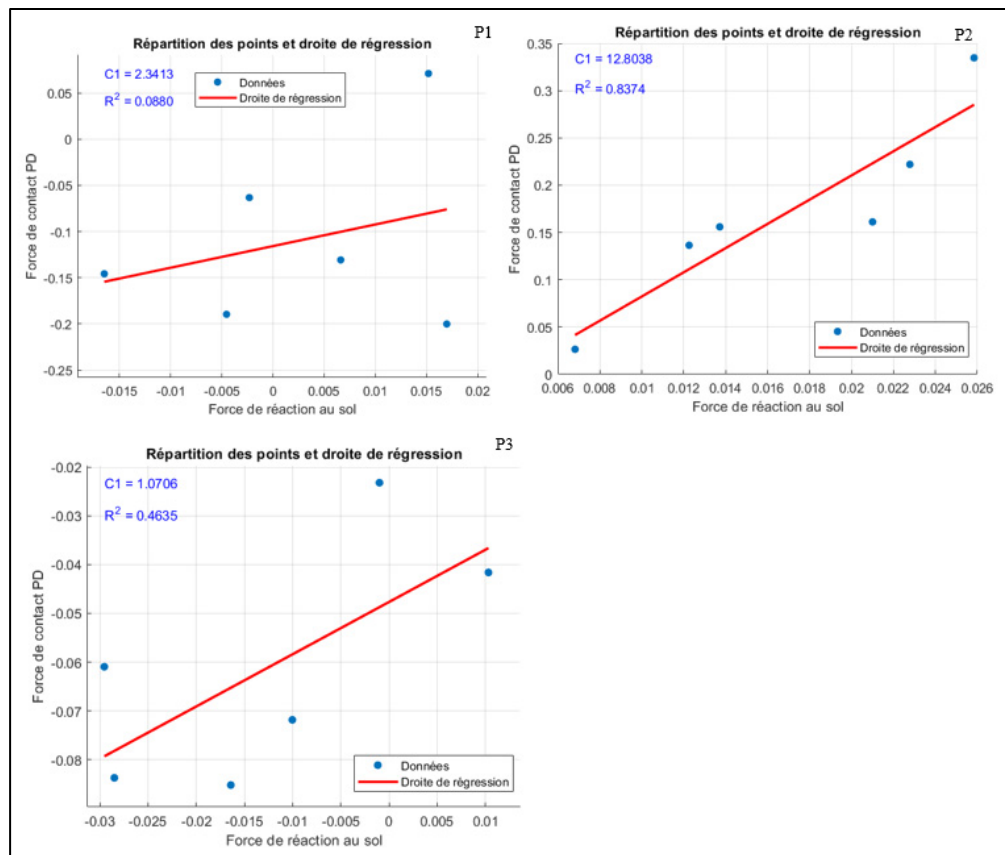


Figure-A II-5 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 5

SUJET 6 :

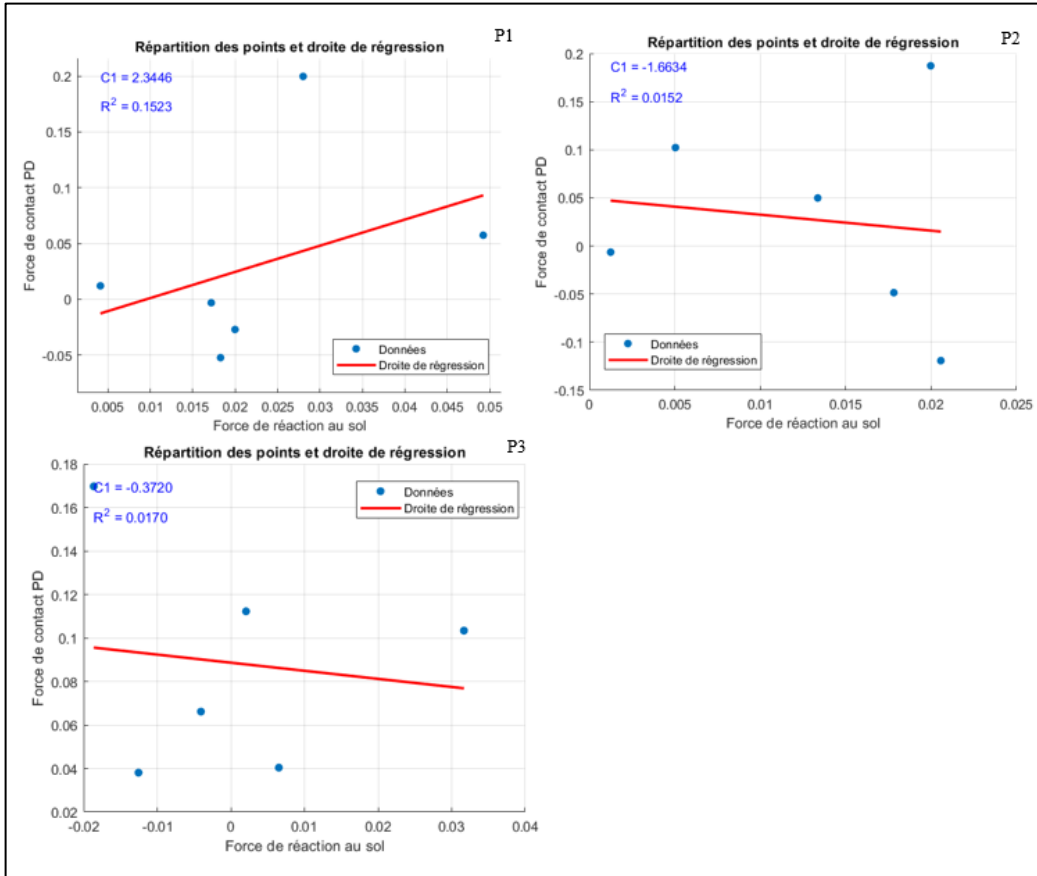


Figure-A II-6 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 6

SUJET 7 :

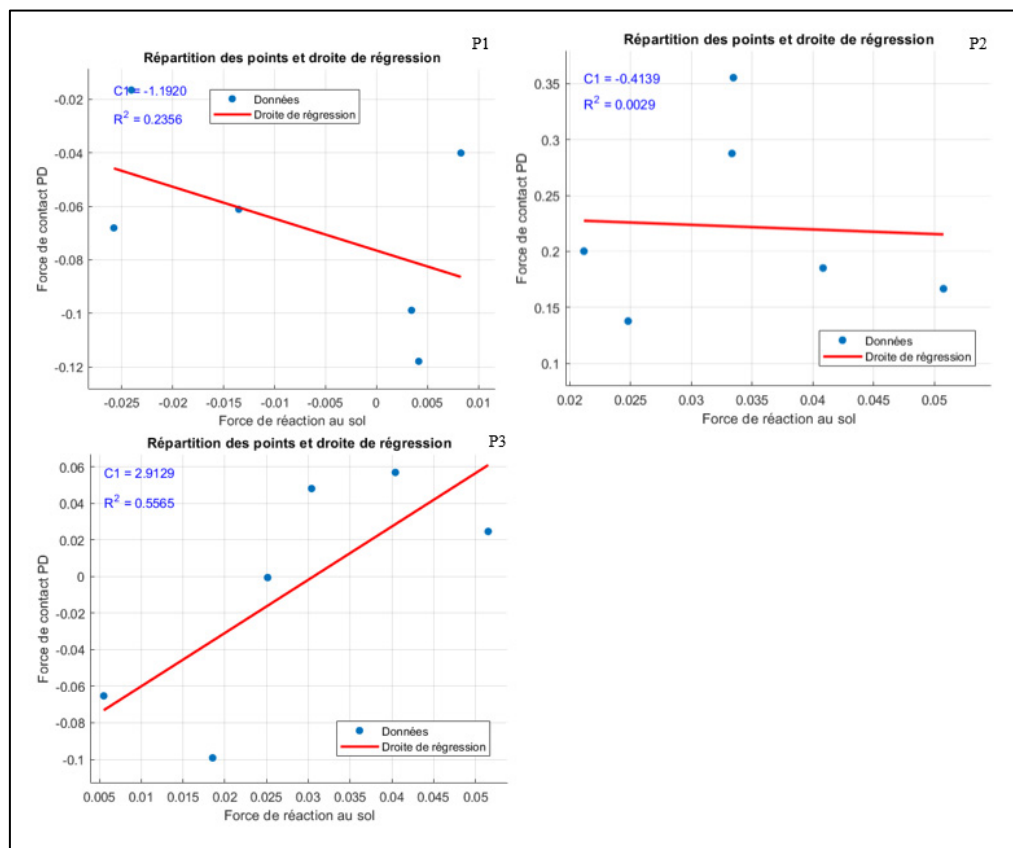


Figure-A II-7 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 7

SUJET 8 :

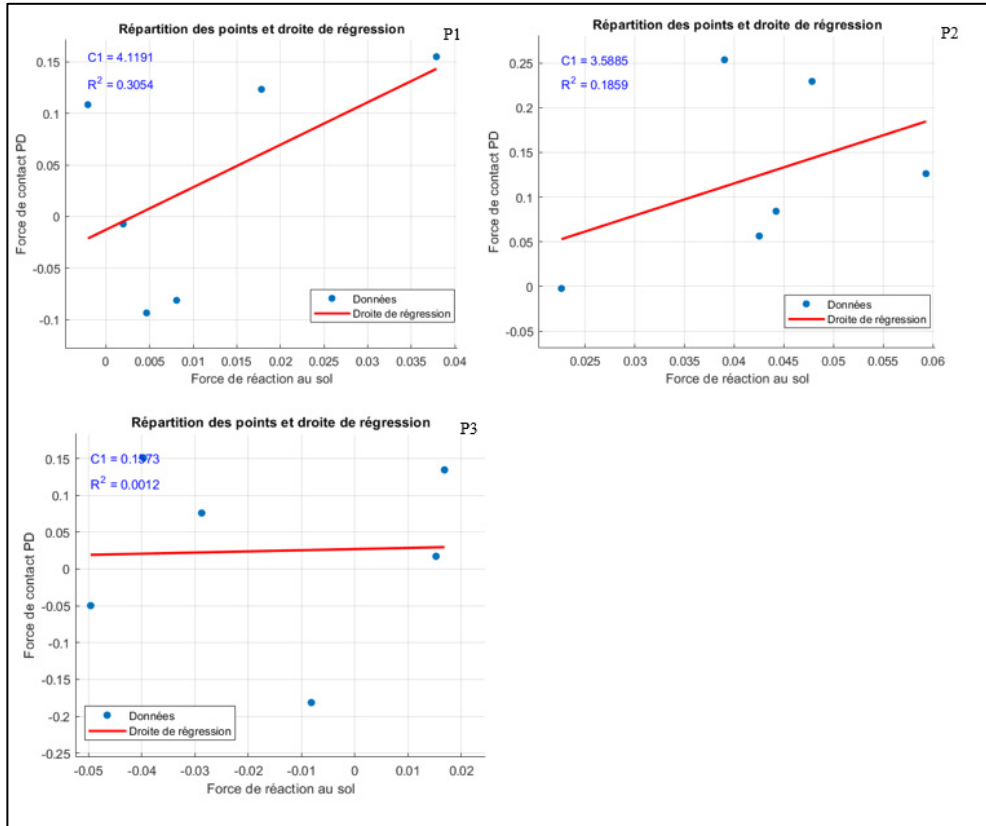


Figure-A II-8 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 8

SUJET 9 :

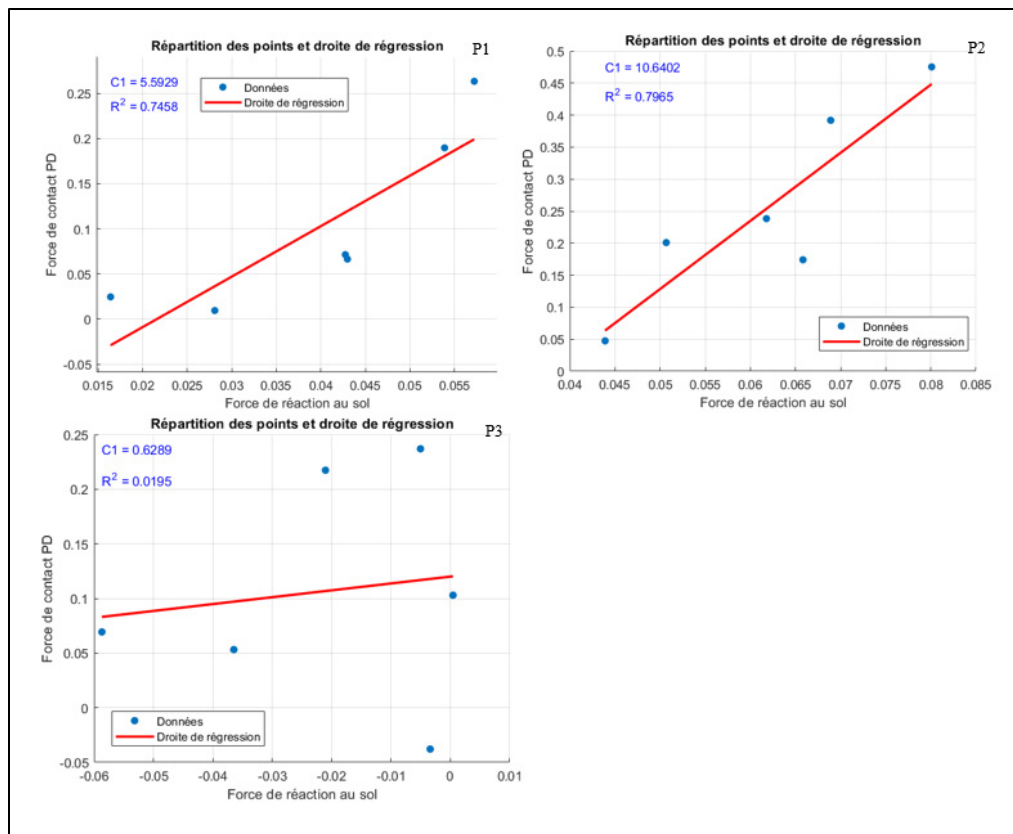


Figure-A II-9 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 9

SUJET 10 :

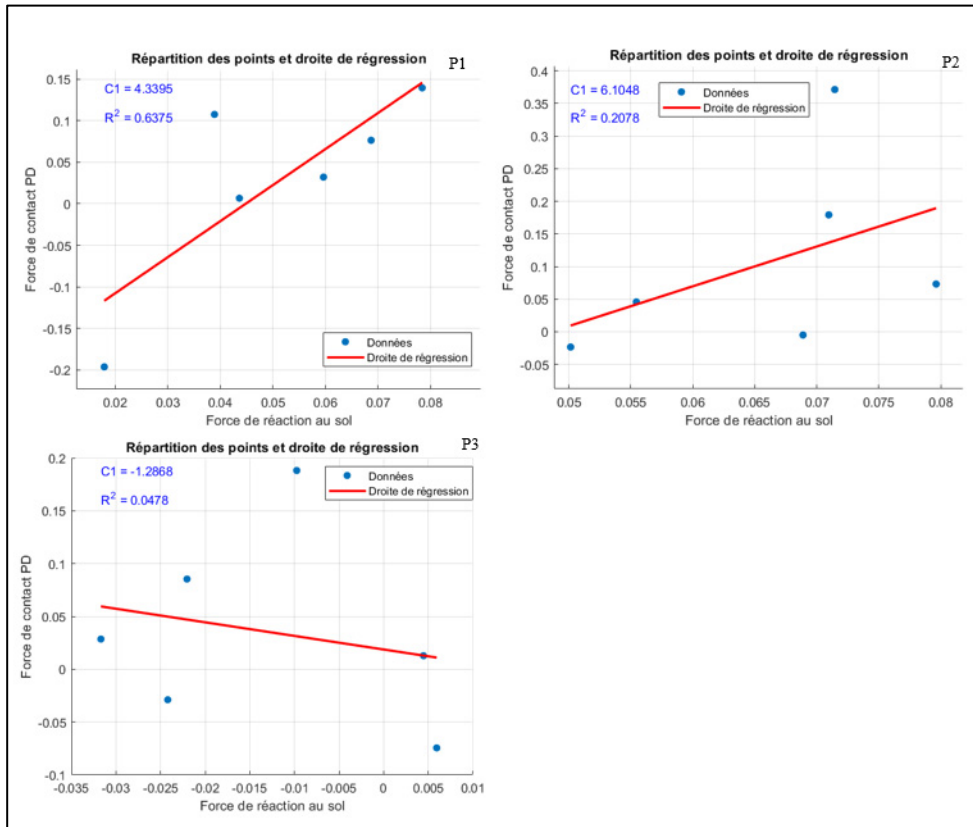


Figure-A II-10 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 10

SUJET 11 :

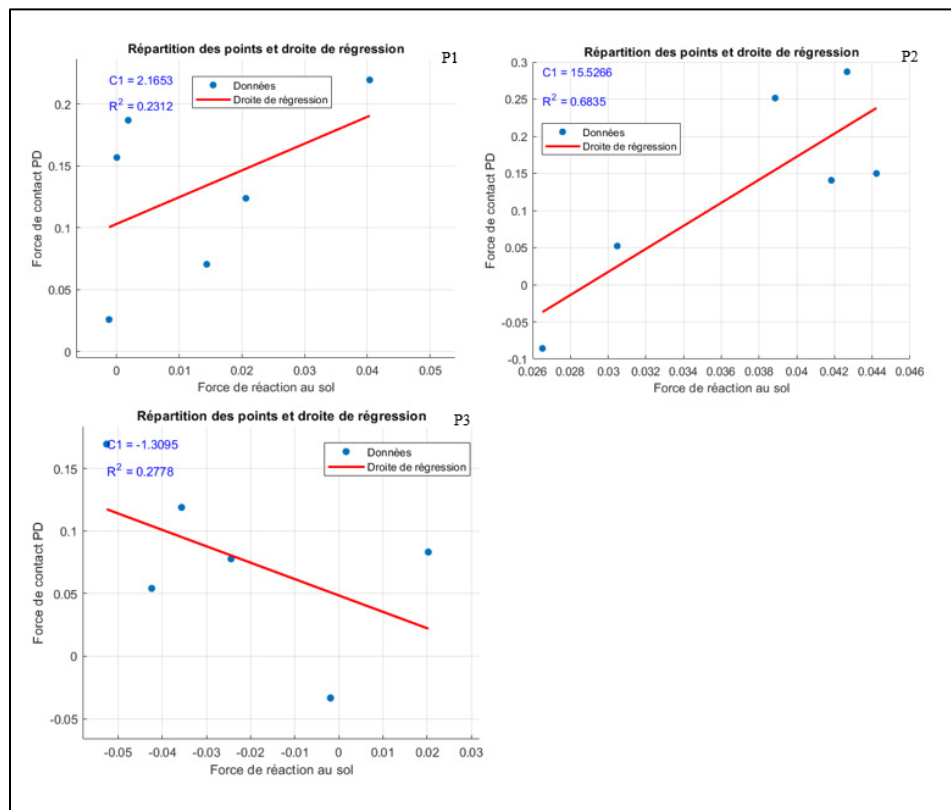


Figure-A II-11 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 11

SUJET 12 :

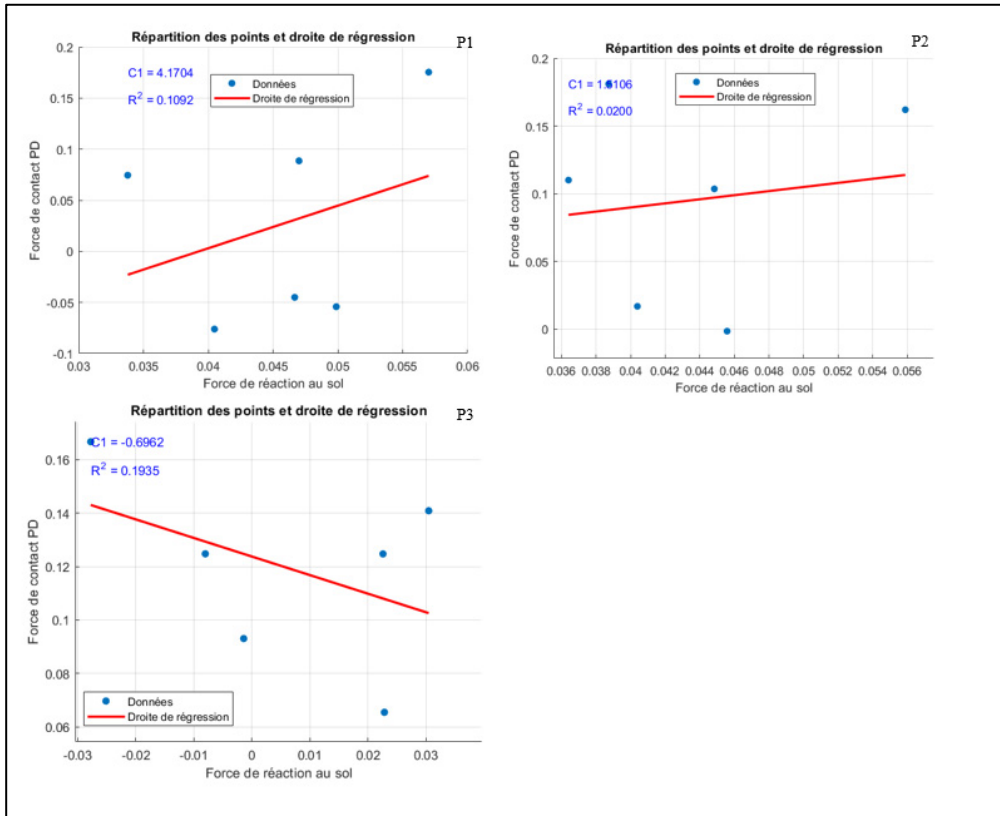


Figure-A II-12 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 12

SUJET 13 :

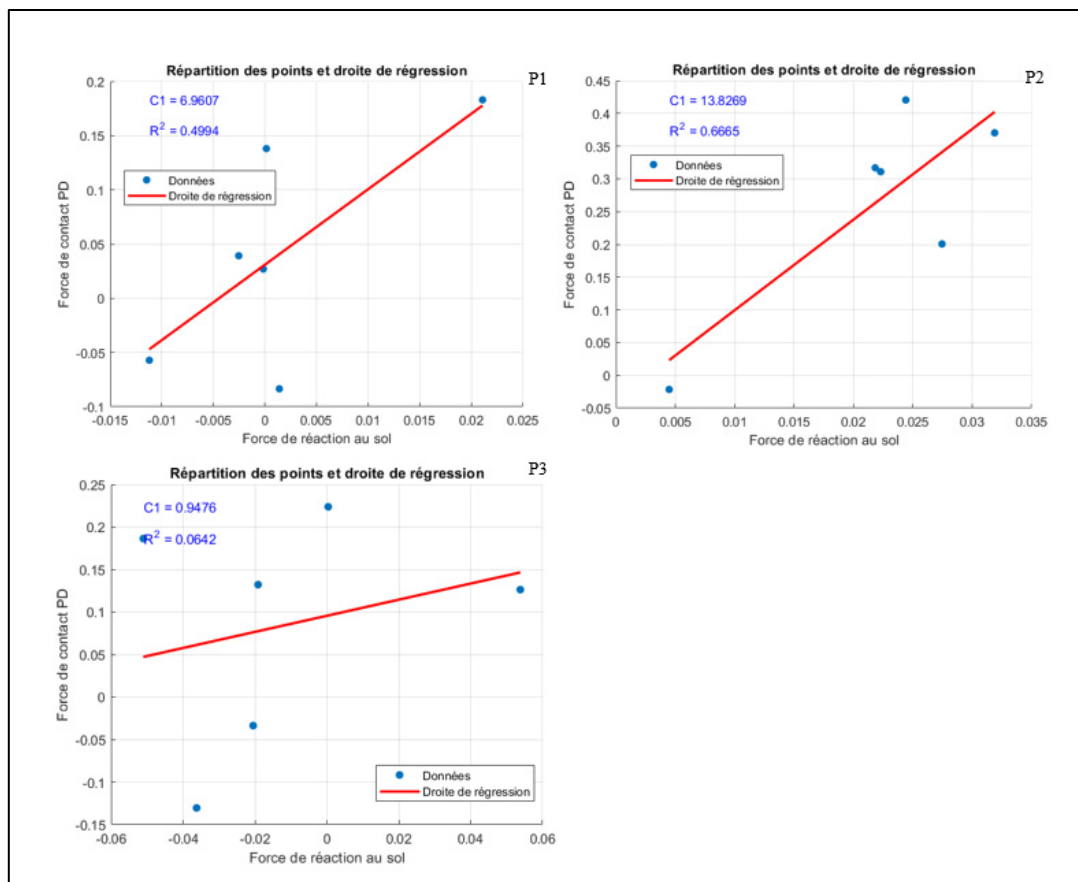


Figure-A II-13 Régression linéaire pour les variables P1, P2 et P3 du sujet 13

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alexander, Nathalie, Hermann Schwameder, Richard Baker, et Ursula Trinler. 2021. « Effect of Different Walking Speeds on Joint and Muscle Force Estimation Using AnyBody and OpenSim ». *Gait & Posture* 90:197-203. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.08.026.
- Andersen, M. S., M. Damsgaard, B. MacWilliams, et J. Rasmussen. 2010. « A Computationally Efficient Optimisation-Based Method for Parameter Identification of Kinematically Determinate and over-Determinate Biomechanical Systems ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13(2):171-83. doi: 10.1080/10255840903067080.
- Andersen, M. S., M. Damsgaard, et J. Rasmussen. 2009. « Kinematic Analysis of Over-Determinate Biomechanical Systems ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(4):371-84. doi: 10.1080/10255840802459412.
- Andersen, Michael Skipper, John Rasmussen, et Michael Damsgaard. 2007. « Scaling and Local Marker Coordinates Determination of Musculoskeletal Systems ». P. 2007-01-2477 in.
- Anon. s. d. « Sémiologies des ataxies, des troubles de la marche et des dysarthries ». in *Collège des enseignants de neurologie*.
- Betschart, Martina, Bradford J. McFadyen, et Sylvie Nadeau. 2018. « Repeated Split-Belt Treadmill Walking Improved Gait Ability in Individuals with Chronic Stroke: A Pilot Study ». *Physiotherapy Theory and Practice* 34(2):81-90. doi: 10.1080/09593985.2017.1375055.
- Boyd, Stephen P., et Lieven Vandenbergh. 2004. *Convex Optimization*. Version 29. Cambridge New York Melbourne New Delhi Singapore: Cambridge University Press.
- Buurke, Tom J. W., Nikita Sharma, Sander B. Swart, Lucas H. V. Van Der Woude, Rob Den Otter, et Claudine J. C. Lamoth. 2022. « Split-Belt Walking: An Experience That Is Hard to Forget ». *Gait & Posture* 97:184-87. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.08.003.
- Carbone, V., R. Fluit, P. Pellikaan, M. M. Van Der Krogt, D. Janssen, M. Damsgaard, L. Vigneron, T. Feilkas, H. F. J. M. Koopman, et N. Verdonschot. 2015. « TLEM 2.0 – A Comprehensive Musculoskeletal Geometry Dataset for Subject-Specific Modeling of Lower Extremity ». *Journal of Biomechanics* 48(5):734-41. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.12.034.

- Conradsson, David, Dorelle C. Hinton, et Caroline Paquette. 2019. « The Effects of Dual-Tasking on Temporal Gait Adaptation and de-Adaptation to the Split-Belt Treadmill in Older Adults ». *Experimental Gerontology* 125:110655. doi: 10.1016/j.exger.2019.110655.
- Damsgaard, M., S. T. Christensen, et J. Rasmussen. s. d. « An Efficient Numerical Algorithm for Solving the Muscle Recruitment Problem in Inverse Dynamics Simulations ». 4.
- Damsgaard, Michael, John Rasmussen, et Søren T. Christensen. 2001. « Inverse Dynamics of Musculo-Skeletal Systems Using an Efficient Min/Max Muscle Recruitment Model ». P. 407-15 in *Volume 6A: 18th Biennial Conference on Mechanical Vibration and Noise*. Pittsburgh, Pennsylvania, USA: American Society of Mechanical Engineers.
- Damsgaard, Michael, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, et Mark de Zee. 2006. « Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System ». *Simulation Modelling Practice and Theory* 14(8):1100-1111. doi: 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- Darter, Benjamin J., Bethany A. Labrecque, et Robert A. Perera. 2018. « Dynamic Stability during Split-Belt Walking and the Relationship with Step Length Symmetry ». *Gait & Posture* 62:86-91. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.006.
- Eng, Janice J., et Pei-Fang Tang. 2007. « Gait Training Strategies to Optimize Walking Ability in People with Stroke: A Synthesis of the Evidence ». *Expert Review of Neurotherapeutics* 7(10):1417-36. doi: 10.1586/14737175.7.10.1417.
- Frankenfield, David C., William A. Rowe, Robert N. Cooney, J. Stanley Smith, et Dolores Becker. 2001. « Limits of Body Mass Index to Detect Obesity and Predict Body Composition ». *Nutrition* 17(1):26-30. doi: 10.1016/S0899-9007(00)00471-8.
- Gourdou, Philippe. 2010. *ÉTUDE DE L'INFLUENCE DE L'ASYMÉTRIE DE VITESSE DU TAPIS ROULANT À DEUX COURROIES SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION CHEZ LE SUJET SAIN*.
- Heinen, Frederik, Morten E. Lund, John Rasmussen, et Mark de Zee. 2016. « Muscle–Tendon Unit Scaling Methods of Hill-Type Musculoskeletal Models: An Overview ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 230(10):976-84. doi: 10.1177/0954411916659894.
- Hill, A. V. 1938. « The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle ». *P Roy Soc B : Biol Sci* 136-95.
- Hirata, Keisuke, Hiroki Hanawa, Taku Miyazawa, Keisuke Kubota, Moeka Sonoo, Takanori Kokubun, et Naohiko Kanemura. 2019. « Adaptive Changes in Foot Placement for Split-Belt Treadmill Walking in Individuals with Stroke ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 48:112-20. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.07.003.

- Hurt, Christopher P., Daniel J. Kuhman, William R. Reed, Andrew Baumann, Wei Jiang, et Katherine Marsh. 2022. « Asymmetric Walking on an Incline Affects Aspects of Positive Mechanical Work Asymmetrically ». *Journal of Biomechanics* 136:111083. doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111083.
- Klein Horsman, M. D., H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. Poliacu Prosé, et H. E. J. Veeger. 2007. « Morphological Muscle and Joint Parameters for Musculoskeletal Modelling of the Lower Extremity ». *Clinical Biomechanics* 22(2):239-47. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003.
- Kline, Paul W., Amanda M. Murray, Matthew J. Miller, Noel So, Thomas Fields, et Cory L. Christiansen. 2020. « Step Length Symmetry Adaptation to Split-Belt Treadmill Walking after Acquired Non-Traumatic Transtibial Amputation ». *Gait & Posture* 80:162-67. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.043.
- Koller, Willi, Arnold Baca, et Hans Kainz. 2021. « Impact of Scaling Errors of the Thigh and Shank Segments on Musculoskeletal Simulation Results ». *Gait & Posture* 87:65-74. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.02.016.
- Kribus-Shmiel, Lotem, Yotam Bahat, et Meir Plotnik. 2021. « Adaptation of Bilateral Coordination of Gait during Split Belt Walking as Reflected by the Phase Coordination Index ». *Gait & Posture* 89:220-23. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.06.009.
- Kutzner, I., B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, et G. Bergmann. 2010. « Loading of the Knee Joint during Activities of Daily Living Measured in Vivo in Five Subjects ». *Journal of Biomechanics* 43(11):2164-73. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.046.
- Lauzière, Séléna. 2014. « Asymétries locomotrices réelles et perçues lors de différentes conditions de marche sur tapis roulant chez les personnes saines et hémiparétiques ». Université de Montréal Faculté des études supérieures.
- Leedy, Paul D., et Jeanne Ellis Ormrod. 2016. *Practical research Planning and Design*. Eleventh edition. Pearson.
- Mawase, Firas, Tamar Haizler, Simona Bar-Haim, et Amir Karniel. 2013. « Kinetic Adaptation during Locomotion on a Split-Belt Treadmill ». *Journal of Neurophysiology* 109(8):2216-27. doi: 10.1152/jn.00938.2012.
- Mow, Van C., et Rik Huiskes. s. d. *Basic Orthopaedic biomechanics and mechano-Biology*. Third Edition.
- Müller, Bertram, Sebastian I. Wolf, Gert-Peter Brüggemann, Zhigang Deng, Andrew S. McIntosh, Freeman Miller, et W. Scott Selbie. 2018. *Handbook of Human Motion*. Cham: Springer International Publishing.

- Nadeau, Sylvie. 2014. « Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke ». *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 02(03). doi: 10.4172/2329-9096.1000201.
- Patterson, Kara K., William H. Gage, Dina Brooks, Sandra E. Black, et William E. McIlroy. 2010. « Evaluation of Gait Symmetry after Stroke: A Comparison of Current Methods and Recommendations for Standardization ». *Gait & Posture* 31(2):241-46. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.
- Perry, Jacquelin, et Judith M. Burnfield. 2010. *Gait Analysis : Normal and Patgological Function*. second edition. SLACK Incorporate.
- Prokop, T., W. Berger, W. Zijlstra, et V. Dietz. 1995. « Adaptational and Learning Processes during Human Split-Belt Locomotion: Interaction between Central Mechanisms and Afferent Input ». *Experimental Brain Research* 106(3). doi: 10.1007/BF00231067.
- RACINE, Jean-Olivier. s. d. « ESTIMATION DE L'EFFET D'UNE FORCE VIRTUELLE SUR LES FORCES DE CONTACT LORS DE LA TRANSITION ASSIS-DEBOUT ». 120.
- Rasmussen, John, Michael Damsgaard, et Michael Voigt. 2001. « Muscle Recruitment by the Min/Max Criterion — a Comparative Numerical Study ». *Journal of Biomechanics* 34(3):409-15. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00191-3.
- Rasmussen, John, Mark de Zee, Michael Damsgaard, Søren T. Christensen, Clemens Marek, et Karl Siebertz. s. d. « A GENERAL METHOD FOR SCALING MUSCULO-SKELETAL MODELS ».
- Reisman, D. S., R. Wityk, K. Silver, et A. J. Bastian. 2007. « Locomotor Adaptation on a Split-Belt Treadmill Can Improve Walking Symmetry Post-Stroke ». *Brain* 130(7):1861-72. doi: 10.1093/brain/awm035.
- Reisman, Darcy S., Robert Wityk, Kenneth Silver, et Amy J. Bastian. 2009. « Split-Belt Treadmill Adaptation Transfers to Overground Walking in Persons Poststroke ». *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23(7):735-44. doi: 10.1177/1545968309332880.
- Roper, Jaimie A., Amanda E. Stone, Tiphonie E. Raffegeau, Matthew J. Terza, Lori J. Altmann, et Chris J. Hass. 2021. « Higher Relative Effort of the Knee Relates to Faster Adaptation in Older Adults at Risk for Mobility Disability ». *Experimental Gerontology* 144:111192. doi: 10.1016/j.exger.2020.111192.
- Sánchez, Natalia, Surabhi N. Simha, J. Maxwell Donelan, et James M. Finley. 2019. « Taking Advantage of External Mechanical Work to Reduce Metabolic Cost: The Mechanics and Energetics of Split-belt Treadmill Walking ». *The Journal of Physiology* 597(15):4053-68. doi: 10.1113/JP277725.

- Sasaki, Kotaro, et Richard R. Neptune. 2010. « Individual Muscle Contributions to the Axial Knee Joint Contact Force during Normal Walking ». *Journal of Biomechanics* 43(14):2780-84. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.011.
- Semaan, Marie B., Laura Wallard, Valentin Ruiz, Christophe Gillet, Sébastien Leteneur, et Emilie Simoneau-Buessinger. 2022. « Is Treadmill Walking Biomechanically Comparable to Overground Walking? A Systematic Review ». *Gait & Posture* 92:249-57. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.11.009.
- Syrett, E. Daniel, Carrie L. Peterson, et Benjamin J. Darter. 2021. « Assessing the Effects of Gait Asymmetry: Using a Split-Belt Treadmill Walking Protocol to Change Step Length and Peak Knee Joint Contact Force Symmetry ». *Journal of Biomechanics* 125:110583. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110583.
- Winter, David A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Hoboken, N.J: Wiley.
- Yamaguchi, Gary Tad. 2001. *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion*. Boston, MA: Springer US.
- Zajac, FE. 1989. « Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. » P. 359-411 in *Crit Rev Biomed Eng*. Vol. 17.