

Université de Montréal

**Évaluation biomécanique de la marche pour le
développement d'orthèses plantaires imprimées en 3D :
application à une population ayant les pieds plats**

Par

Gauthier Desmyttere

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique,

Faculté de Médecine

Thèse présentée en vue de l'obtention du grade de

Philosophiæ Doctor (Ph.D.)

en Sciences de l'Activité Physique, option Biomécanique

Juillet 2021

© Gauthier Desmyttere, 2021

Cette thèse intitulée

**Évaluation biomécanique de la marche pour le développement
d'orthèses plantaires imprimées en 3D : application à une
population ayant les pieds plats**

Présenté par

Gauthier Desmyttere

A été évaluée par un jury composé des personnes suivantes

Philippe Dixon

Président-rapporteur

Mickaël Begon

Directeur de recherche

Sébastien Leteneur

Codirecteur

Katia Turcot

Membre du jury

Philippe Corbeil

Examineur externe

Daniel Lajeunesse

Représentant du doyen

Résumé

Le pied plat flexible affecte 20-25% de la population adulte. Il est caractérisé par un affaissement anormal de l'arche longitudinale médiale en charge ainsi qu'une pronation excessive du pied. Les orthèses plantaires (OPs) représentent la prise en charge conservatrice la plus fréquemment utilisée au regard de cette pathologie. Toutefois, il existe un manque de consensus quant à leur effet bénéfique, notamment à cause de la variété d'OPs (géométrie et matériaux) utilisée. Ces dernières années, le développement des techniques d'impression 3D a permis d'innover et de faciliter la production d'OPs sur-mesure. Les réalisations actuelles ne se sont cependant limitées qu'à des formes monolithiques reposant sur la forme du pied.

L'objectif de cette thèse est d'approfondir les connaissances relatives à l'impact des OPs sur la biomécanique du pied plat, afin d'aider au développement et à l'évaluation d'une OP originale imprimée en 3D. À cet égard, trois objectifs spécifiques ont été définis : (1) investiguer l'effet de la forme géométrique des orthèses plantaires chez des personnes ayant des pieds plats flexibles ; (2) quantifier l'effet de la rigidité d'OPs imprimées en 3D et celle de l'addition d'éléments anti-pronateurs novateurs sur la cinématique du pied ainsi que les pressions plantaires ; (3) évaluer l'impact d'OPs sur-mesure imprimées en 3D sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats.

Par la réalisation d'une revue systématique avec méta-analyse, l'effet de la forme géométrique des OPs sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur lors de la marche chez des personnes ayant les pieds plats a pu être déterminé. Seules les études ayant clairement décrit les modifications géométriques des OPs utilisées ont été incluses. Elles ont ensuite été divisées en cinq groupes en fonction de leur forme géométrique : avec stabilisateur d'arrière-pied médial, avec stabilisateur d'avant-pied médial, avec combinaison d'un stabilisateur d'arrière-pied et d'avant-pied médial, avec stabilisateur neutre, et avec support d'arche. La revue a ainsi mis en évidence que l'utilisation de stabilisateur médiaux était la modification géométrique la plus efficace pour réduire l'éversion de l'arrière-pied et ainsi contrôler la pronation excessive. Cependant, l'hétérogénéité dans les protocoles expérimentaux contribue à la faible évidence au regard des effets des OPs sur la biomécanique de la marche chez des personnes ayant les pieds plats.

Sur la base des observations tirées de notre revue de la littérature, des stabilisateurs d'arrière-pied innovants (neutre avec extension sous l'arche) ont été développés pour être utilisés avec une OP originale imprimée en 3D. Par conséquent, l'objectif de notre deuxième étude était de

quantifier l'effet de ces stabilisateurs mais aussi de déterminer l'impact de la rigidité de notre OP sur la cinématique du pied et les pressions plantaires. Pour se faire, 15 hommes en bonne santé et ayant les pieds neutres (pointure 9.5-10 US) ont été recrutés afin de s'affranchir de l'interaction possible avec une pathologie. Ainsi, il a été mis en évidence qu'une augmentation de la rigidité était associée à une réduction plus importante de l'éversion à l'arrière-pied (Différence Moyenne (DM) = -0.83°). Cette dernière a d'autant plus été réduite par l'ajout de stabilisateurs (DM = -1.15° et -2.43°). Au niveau des pressions plantaires, outre le transfert de la charge vers le médio-pied induit par le port des OPs, l'augmentation de la rigidité a contribué à accentuer les pics de pression sous l'arche et l'arrière-pied (DM de $+21.6\%$ à $+31.7\%$).

Enfin, notre troisième étude avait pour but d'évaluer l'impact d'OPs personnalisées et imprimées en 3D sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats. Pour ce faire, 19 patients recrutés par l'intermédiaire de podiatres ont reçu deux paires d'OPs sur-mesure, respectivement flexible et rigide, et ont participé à une évaluation biomécanique (cinématique, cinétique, pressions plantaires). L'augmentation de la rigidité n'a eu que peu d'effets sur la cinématique et les efforts articulaires. Elle a cependant été associée à une augmentation des pressions sous l'arche (DM = $+34.4\%$ pour la pression moyenne). L'effet de notre stabilisateur a également été quantifié. Il a été associé à une réduction significative de l'éversion à l'arrière-pied (DM = -2.0°), une réduction du moment interne d'inversion à cheville (DM = -0.03 Nm/kg), et à une légère augmentation du moment interne d'abduction au genou (DM $\approx +0.04$ Nm/kg).

Dans l'ensemble, le présent travail de thèse a permis de mieux saisir les mécanismes d'action des OPs sur la biomécanique des personnes ayant les pieds plats, de guider le développement d'une OP imprimée en 3D et de stabilisateurs d'arrière-pied innovants, et de confirmer que l'ajout d'éléments anti-pronateurs est essentiel afin d'observer un impact bénéfique des OPs sur le contrôle de la pronation excessive.

Mots-clés : orthèse plantaire, pied plat, cinématique, dynamique, pressions plantaires, pied multi-segmentaire, impression 3D, rigidité, stabilisateur, géométrie.

Abstract

Flatfoot has been reported to affect around 20–25% of the adult population. It is defined by an abnormally low medial longitudinal arch upon weight bearing and an excessive foot pronation. Foot orthoses (FOs) have commonly been used as a conservative treatment to manage this deformity. However, due to the variety of FOs (geometrical designs and materials) that have been used, there is still low evidence of their beneficial effect. In recent years, the advent of 3D printing techniques has facilitated the production of innovative and customized FOs. Yet, current achievements are limited to monolithic form based on the foot shape.

The objective of this thesis was to deepen the knowledge relative to FOs' impact on flatfoot biomechanics, in order to help the development and the assessment of an original 3D printed FO. Three specific objectives were defined for this purpose: (1) investigate the effect of FOs, based on their geometrical design, in individuals with flexible flatfeet; (2) assess the effect of 3D printed FOs stiffness and newly designed anti-pronator components on foot kinematics and plantar pressures; and (3) evaluate the impact of custom 3D printed FOs on lower extremity biomechanics in individuals with flatfeet.

Through a systematic and meta-analysis review, the effects FOs geometrical design on lower limb kinematics and kinetics during walking in people with flatfeet has been determined. Only studies that clearly described FOs geometrical design were included. They were then categorized into five groups based on the geometrical design of FOs: with medial rearfoot posting, with medial forefoot posting, with a combination of forefoot and rearfoot posting, with neutral rearfoot posting, and with arch support. The review highlighted that medial postings are the most effective FO feature to reduce the rearfoot eversion and therefore control excessive foot pronation. However, heterogeneity between study protocols contributes to low evidence of beneficial effects of FOs on flatfeet biomechanics during walking.

Based on our literature review, innovative rearfoot postings (neutral with an extension under the medial arch) have been developed for an original 3D printed FO. Hence, our second study aimed to determine the effect of these postings as well as the stiffness of our FO on foot kinematics and plantar pressures. To do so, a study involving 15 healthy men with neutral feet (shoe size 9.5-10 US) was carried out. Healthy people were recruited to avoid any interaction with a pathology. The study showed that increasing FOs stiffness was associated to a greater reduction in rearfoot eversion (Mean Difference (MD) = -0.83°). Rearfoot eversion was

further decreased when adding the rearfoot postings (MD = -1.15° and -2.43°). Looking at plantar pressures, besides a shift of the loads to the midfoot region while wearing FOs, higher peak pressures under the rearfoot and the medial arch (MD from +21.6% to +31.7%) were observed when increasing the FOs stiffness.

Finally, the third study aimed at evaluating the impact of custom 3D printed FOs on lower extremity biomechanics in individuals with flatfeet. Nineteen patients, recruited by experienced podiatrists, were given two pairs of custom 3D printed FOs and participated in a biomechanical analysis (kinematics, kinetics, plantar pressures). Increasing FOs stiffness had little effects on kinematics and joint moments. However, it resulted in higher plantar pressures under the arch (MD = +34.4% for mean pressures). The addition of our rearfoot posting was associated with notable effects; it significantly reduced the eversion angle (MD = -2.0°) and inversion moment at the ankle (DM = -0.03 Nm/kg), and increased slightly the knee abduction moment (MD $\approx +0.04$ Nm/kg).

Overall, the present thesis has provided a better understanding on how FOs impact the biomechanics of individuals with flatfeet, helped the development of a 3D printed FO as well as innovative rearfoot postings, and confirmed that anti-pronator components are essential to observe a beneficial impact of FOs on the control of excessive foot pronation.

Keywords: foot orthosis, flatfoot, gait analysis, kinematic, kinetics, plantar pressures, multi-segment foot model, 3D printing, stiffness, geometrical design.

Table des matières

RÉSUMÉ.....	I
ABSTRACT	III
TABLE DES MATIÈRES	V
LISTE DES TABLEAUX	VIII
LISTE DES FIGURES	IX
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIII
LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	XIV
Revue scientifique avec comité de lecture	xiv
Communications lors de congrès internationaux	xv
Communications lors de conférences locales.....	xv
Chapitres de livre et rapports de recherche	xvi
REMERCIEMENTS	XVII
INTRODUCTION	1
Contexte	1
Le projet FOOT _i	3
Structure du manuscrit	4
CHAPITRE 1 – REVUE DE LITTÉRATURE	6
1.1. Anatomie du pied	6
1.2. Le pied plat.....	15
1.3. Orthèses plantaires	27
1.4. Analyse biomécanique de la marche	36
1.5. Biomécanique du membre inférieur à la marche.....	58
1.6. Problématique et objectifs spécifiques.....	67

CHAPITRE 2 – MÉTHODE GÉNÉRALE	69
2.1. Participants	69
2.2. Orthèses plantaires	70
2.3. Matériels.....	71
2.4. Procédure expérimentale	75
2.5. Traitement de données	75
2.6. Analyses statistiques	80
CHAPITRE 3 – EFFET DE LA FORME GÉOMÉTRIQUE DES ORTHÈSES PLANTAIRE SUR LA CINÉMATIQUE ET LA CINÉTIQUE DES PERSONNES AYANT LES PIEDS PLATS	81
3.1. Introduction	83
3.2. Methods.....	85
3.3. Results	89
3.4. Discussion	105
3.5. Conclusion.....	109
3.6. Supplementary materials	110
CHAPITRE 4 – IMPACT DE LA RIGIDITÉ D’UNE ORTHÈSE PLANTAIRE IMPRIMÉE 3D ET DE STABILISATEURS INNOVANTS SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA MARCHÉ	112
4.1. Introduction	115
4.2. Methods.....	116
4.3. Results	119
4.4. Discussion	123
4.5. Conclusion.....	126
4.6. Supplementary materials	127
CHAPITRE 5 – EFFETS D’UNE ORTHÈSE SUR-MESURE IMPRIMÉE EN 3D SUR LA BIOMÉCANIQUE DES PERSONNES AYANT LES PIEDS PLATS.....	133
5.1. Introduction	135

5.2. Methods.....	137
5.3. Results	141
5.4. Discussion	145
5.5. Conclusion.....	148
5.6. Supplementary materials	149
5.7. Résultats complémentaires : Effets de la rigidité sur les pressions plantaires	153
5.8. Résultats complémentaires : Effets de la rigidité sur les activations musculaires ...	157
CHAPITRE 6 – DISCUSSION GÉNÉRALE	160
6.1. Résumé des principaux résultats	160
6.2. L’importance des éléments anti-pronateurs	161
6.3. L’orthèse FOOT _j et ses innovations	165
6.4. Implications cliniques	167
6.5. Limites.....	169
6.6. Perspectives	174
CONCLUSION	177
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	179
ANNEXES.....	202
Annexe 1 – Liste de contrôle pour le rapport des forces et moments intersegmentaires ...	202
Annexe 2 – Qualité biomécanique des études du projet FOOT _j	203

Liste des tableaux

Tableau 1 – Classification de Johnson and Strom et Myerson	25
Tableau 2 – Critères d’inclusion et d’exclusion pour les participants des études 2 et 3	69
Tableau 3 – Récapitulatif des segments, des marqueurs et de leur localisation pour le modèle cinématique du membre inférieur et du pied.....	73
Tableau 4 – Récapitulatif des informations nécessaires à la création du modèle cinématique	76
Tableau 5 – PubMed search strategy.....	86
Tableau 6 – Methodological quality assessment scores.....	92
Tableau 7 – Biomechanical quality of the studies.....	93
Tableau 8 – Summary table of included studies	95
Tableau 9 – Summary of statistical analysis for parameters explored in a single study	103
Tableau 10 – Summary of significant results from meta-analysis	104
Tableau 11 – Summary of kinematic significant results	141
Tableau 12 – Summary of joint moments significant results.....	142
Tableau 13 – Demographic characteristics of participants	154
Tableau 14 – Summary of peak pressure, mean pressure, and contact area significant results.	156

Tableaux complémentaires

Tableau S1 – Methodological quality assessment, modified Downs and Black checklist	110
Tableau S2 – Anatomical landmarks (Labels)	149
Tableau S3 – FOs thickness and deformation during walking.....	152

Liste des figures

Figure 1 – Plans anatomiques (A) et mouvements du pied (B).	7
Figure 2 – Vue supérieure des os du pied et leur division en arrière-pied, médio-pied et avant-pied.	8
Figure 3 – Articulations du pied.....	9
Figure 4 – Orientation de l’axe sub-talaire (axe de Henke) dans le plan sagittal (A) et transverse (B).	10
Figure 5 – Représentation des arches du pied : (A) arche longitudinale médiale, (B) arche longitudinale latérale, (C) arche transverse.	13
Figure 6 – Représentation anatomique des muscles extrinsèques du pied.....	14
Figure 7 – Représentation anatomique des 4 couches musculaires de la région plantaire (A) et de la région dorsale (B) des muscles intrinsèques du pied.....	14
Figure 8 – Représentation schématique, en vue médiale, d’un pied plat (A) et d’un pied normal (B).	15
Figure 9 – Les six items de l’index de posture du pied (FPI-6).	19
Figure 10 – Représentation schématique des différentes mesures anthropométriques du pied : (A) Angle de l’arche longitudinale ; (B) Angle de l’arrière-pied ; (C) Hauteur du naviculaire ; (D) Indice de hauteur de l’arche.....	21
Figure 11 – Représentations de l’empreinte plantaire de référence (pied normal) et des empreintes correspondant aux différents degrés de pied plat.....	22
Figure 12 – Représentation graphique des angles mesurés à partir d’un cliché radiographique du pied de profil. (A) Angle de l’arche longitudinale médiale ; (B) Axe talo-métatarsien ; (C) Pente calcanéenne ; (D) Divergence talo-calcanéenne.....	24
Figure 13 – Les techniques de prise d'empreintes.....	33
Figure 14 – Modification intrinsèque et extrinsèque courante pour les personnes ayant les pieds plats.....	34
Figure 15 – Exemple typique des trois composantes de la force de réaction au sol lors de la phase d’appui de la marche normale.	40

Figure 16 – Systèmes de mesure baropodométrique : (A) tapis de pression et (B) semelles embarquées.....	43
Figure 17 – Représentations schématiques de différents découpages de régions d'intérêts pour l'analyse des pressions plantaires.....	45
Figure 18 – Représentation graphique des différentes étapes du traitement du signal EMG. .	47
Figure 19 – Représentation schématique des subdivisions des segments du pied (différents tons de gris) pour les modèles multi-segmentaires les plus courants.....	49
Figure 20 – Représentation schématique des différents segments, marqueurs et systèmes d'axes du modèle de Rizzoli.	50
Figure 21 – Exemple d'un dispositif expérimental faisant intervenir un tapis roulant instrumenté lors d'une analyse de la locomotion.	53
Figure 22 – Représentation graphique d'une suite continue statistique de tests 1D (ligne noire) avec le seuil critique t^* basé sur alpha (ligne pointillée) et la valeur de probabilité associée au cluster supraliminaire (zone grisée).	58
Figure 23 – Représentation schématique des différentes phases constituant le cycle de marche normale.....	60
Figure 24 – Représentation graphique de la cinématique de l'arrière-pied dans le plan frontal (A), de l'angle de l'arche longitudinale médiale (B), et de l'avant-pied dans le plan transverse (C) chez des personnes ayant une dysfonction du tibial postérieur (PTTD) et une population contrôle lors de la marche.	62
Figure 25 – Représentation graphique de l'effet dose-réponse des orthèses plantaires sur l'éversion maximale de l'arrière-pied (A) et le moment d'éversion à la cheville (B).	65
Figure 26 – Vue de dessous d'une chaussure droite comprenant un talon de Thomas.....	71
Figure 27 – Vues de dessous des orthèses plantaires et des stabilisateurs d'arrière-pied sous CATIA.....	71
Figure 28 – Dispositif expérimental utilisé dans le présent travail de thèse :.....	72
Figure 29 – Représentation schématique du placement des marqueurs pour un modèle cinématique du membre inférieur et du pied droit.	74
Figure 30 – Exemple d'une reconstruction du modèle cinématique pour une position anatomique.	77

Figure 31 – Représentation schématique des régions d'intérêts pour l'analyse des pressions plantaires.	79
Figure 32 – Flow diagram of the search selection process.	90
Figure 33 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	99
Figure 34 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial rearfoot posting on lower limb kinetics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	99
Figure 35 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial forefoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	99
Figure 36 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial forefoot and rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	100
Figure 37 – Forest plot of the effect of foot orthoses with neutral rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	101
Figure 38 – Forest plot of the effect of foot orthoses with neutral rearfoot posting on lower limb kinetics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	101
Figure 39 – Forest plot of the effect of foot orthoses with arch support on lower limb kinematics during walking in people with flexible <i>pes planovalgus</i>	102
Figure 40 – Bottom view of a right FO with medial (A) and mediolateral (B) posting; Medial view of a right FO with posting (C).	117
Figure 41 – Rearfoot, midfoot and forefoot kinematics.	120
Figure 42 – Rearfoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts.	121
Figure 43 – Midfoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts.	122
Figure 44 – Forefoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts.	123
Figure 45 – Medial view of a flexible FO without (A) and with (B) posting. Bottom view of a flexible FO with posting (C).	138
Figure 46 – Foot kinematics during the stance phase.	143

Figure 47 – Foot joint moments during the stance phase.....	144
Figure 48 – Knee abduction moments during the stance phase.	145
Figure 49 – Side view of a right FO and representative honeycomb cells for flexible and rigid FOs.	154
Figure 50 – Medilogic insole and the division of foot into 7 regions.	155
Figure 51 – Peak Pressure (A), Mean Pressure (B) and Contact Area (C) of the medial midfoot region during stance.....	157
Figure 52 – Patrons d’activation musculaire des muscles tibial antérieur (A), gastrocnémien médial (B), soléaire (C) et long fibulaire (D) lors de la phase d’appui.....	159

Figures complémentaires

Figure S1 – Foot orthoses stiffness	127
Figure S2 – Plantar pressure insole masks.	128
Figure S3 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the foot joint angles.	129
Figure S4 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the rearfoot plantar pressure variables.	130
Figure S5 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the midfoot plantar pressure variables.	131
Figure S6 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the forefoot plantar pressure variables.	132
Figure S7 – Lower-limb anatomical landmarks.	150
Figure S8 – Foot anatomical landmarks.....	150
Figure S9 – Marker set used for motion analysis.....	151

Liste des sigles et abréviations

AHF : Arch Height Flexibility

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CoP : Center of Pressure

CI : Confidence Interval

DM : Différence Moyenne

DoF : Degree of Freedom

EMG : Electromyographie

ES : Effect Size

EVA : Ethylene-Vinyl Acetate

FO : Foot Orthosis

FOOT_i : (Functional Optimized Orthotic Trabecular Insole)

FPI : Foot Posture Index

GRF : Ground Reaction Force

MD : Mean difference

MES : Mean Effect Size

OP : Orthèse Plantaire

RoM : Range of Motion

SARA : Symmetrical Axis of Rotation Approach

SCoRE : Symmetrical Centre of Rotation Estimation

SENIAM : Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles

SPM : Statistical Parametric Mapping

1D : Une Dimension

2D : Deux Dimensions

3D : Trois Dimensions

Liste des publications et communications

Reuves scientifiques avec comité de lecture

Articles publiés

Hajizadeh M., **Desmyttere G.**, Ménard A.L., Bleau J., Begon M. (2021). Understanding the role of foot biomechanics on regional foot orthosis deformation during walking. *Gait & Posture*, 91, 117-125.

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Leteneur S., Begon M. (2021). Anti-pronator components are essential to effectively alter lower-limb kinematics and kinetics in individuals with flexible flatfeet. *Clinical Biomechanics*, 86, 105390.

Desmyttere G., Leteneur S., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2020). Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait & Posture*, 81, 247-253.

Hajizadeh M., Michaud B., **Desmyttere G.**, Carmona J.P., Begon M. (2020). Predicting foot orthosis deformation based on its contour kinematics during walking. *PloS ONE*, 15 (5).

Hajizadeh M., **Desmyttere G.**, Carmona J.P., Bleau J., Begon M. (2020). Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and metaanalysis. *The Foot*, 42, 101646.

Desmyttere G., Gaudet S., Begon M. (2019). Reliability of hip strength assessment system in varsity soccer players. *Physical Therapy in Sports*, 37, 138-143.

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2018). Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clinical biomechanics*, 59, 117-129.

Desmyttere G., Mathieu E., Begon M., Simoneau-Buessinger E., Cremoux S. (2018). Effect of the phase of force production on corticomuscular coherence with agonist and antagonist muscles. *European Journal of Neurosciences*, 48, 3288–3298.

Articles soumis

Cherni Y., **Desmyttere G.**, Bleau J., Mercier C., Begon M. (2021). Effect of 3D printed foot orthoses stiffness on muscle activity and plantar pressures in individuals with flatfeet: A statistical nonparametric mapping study. *Clinical Biomechanics*.

Martinez R., Monga-Dubreuil E., Assila N., **Desmyttere G.**, Begon M. (2019). Predicting eggbeater kick performances from hip joint testing in artistic swimming. *International Journal of Sports Physiology and Performance*.

Communications lors de congrès internationaux

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2021). Effect of 3D printed foot orthosis stiffness on plantar pressures and CoP in flatfeet. *Canadian Society of Biomechanics*, Montreal, Canada. Communication par affiche.

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2019). Foot orthosis with add-on rearfoot postings can alter foot kinematics. *International Society of Biomechanics*, Calgary, Canada. Communication par affiche.

Hajizadeh M., Michaud B., **Desmyttere G.**, Carmona J.P., Begon M. (2019). The rigidity of foot orthosis will alter its predicted deformation during walking. *International Society of Biomechanics*, Calgary, Canada. Communication par affiche.

Hajizadeh M., Ménard A.L., **Desmyttere G.**, Lagarenne L., Carmona J.P., Begon M. (2019). Foot orthosis deformations following dynamic loading: a 3D finite element study. *International Society of Biomechanics*, Calgary, Canada. Communication par affiche.

Desmyttere G., Gaudet S., Begon M. (2018). Reliability of hip strength assessment system in varsity soccer players. 13th *Sport INnovation Summit*, Montréal, Canada. Communication par affiche.

Hajizadeh M., **Desmyttere G.**, Michaud B., Begon M. (2018). A novel approach to determine foot orthosis deformation during dynamic loading. *20th meeting of the Canadian Society for Biomechanics*, Halifax, Canada. Communication par affiche.

Mathieu E., **Desmyttere G.**, Simoneau E., Cremoux S. (2018). Modulation of intermuscular coherence between homologous muscles reflects different common neural drive regulating bilateral contractions. *Journée de Neurophysiologie Clinique*, Lille, France. Communication par affiche.

Elie D., **Desmyttere G.**, Mathieu E., Tallet J., Cremoux S. (2018). Magnitude of the post-movement beta synchronization correlates with the variability of the ankle torque production. *Journée de Neurophysiologie Clinique*, Lille, France. Communication par affiche.

Mathieu E., **Desmyttere G.**, Simoneau E., Cremoux S. (2017). Contrôle nerveux de muscles homologues lors de contractions bilatérales et unilatérales. *Congrès ACAPS*, Dijon, France. Communication par affiche.

Communications lors de conférences locales

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2021). Effet de la rigidité des orthèses plantaires imprimées 3D et l'ajout de stabilisateur d'arrière-pied sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant les pieds plats. *Journée de la recherche de l'École de Kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication orale.

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2020). Effet de la rigidité des orthèses plantaires imprimées 3D et l'ajout de stabilisateur d'arrière-pied sur la cinématique du pied chez des personnes ayant les pieds plats. *Kinférence*, Université de Montréal, Canada. Communication orale.

Desmyttere G., Gaudet S., Begon M. (2019). Fiabilité d'un système d'évaluation de la force à la hanche chez des joueurs de soccer universitaires. *Journée de la recherche de l'École de Kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication par affiche.

Desmyttere G., Hajizadeh M., Bleau J., Begon M. (2018). Effet du design des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique de la marche chez l'adulte présentant des pieds plats. *Journée de la recherche de l'École de Kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication orale.

Chapitres de livre et rapports de recherche

Dowling-Medley J., **Desmyttere G.**, Cherni Y., Hajizadeh M., Begon M. (2020). Effect of a novel knee brace on the knee biomechanics of ACL-Injured patients during walking. *Laboratoire orthopédique Médecus*.

Marion P., Aizen K., **Desmyttere G.**, Monga-Dubreuil E., Martinez R., Assila N., Begon M. (2019). Développer des valeurs normatives des rations et asymétries de force maximale isométrique des muscles de la hanche pour des athlètes élités. *Institut National du Sport*.

Remerciements

Parce qu'un doctorat est loin d'être une aventure solitaire et sans embuches, j'aimerais dédier ces remerciements aux nombreuses personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à l'avancement et à l'accomplissement de ce projet.

Tout d'abord, j'aimerais remercier Mickaël Begon, mon directeur de thèse, pour la confiance accordée et l'excellence de l'encadrement offert lors de ces dernières années. Ton expertise, ta rigueur de travail, ta grande disponibilité et réactivité, ainsi que tes qualités humaines m'ont non seulement permis de mener à bien ce projet de doctorat mais ont aussi largement contribué à mon développement personnel et professionnel. Merci pour toutes les opportunités offertes, je n'aurais pas pu espérer meilleur directeur !

Je remercie aussi Sébastien Leteneur d'avoir accepté d'embarquer dans cette aventure à distance. Merci pour ta gentillesse, tes conseils, ta disponibilité et ton apport en tant que clinicien dans la relecture de mes papiers et de ce manuscrit.

Merci à tous mes collègues et amis du S2M. Sans exception, vous avez contribué à faire de ce doctorat une expérience unique et des plus enrichissantes. L'atmosphère chaleureuse et dynamique qui règne au sein du laboratoire est sans nul doute un vecteur de réussite. L'absence de cet environnement (surtout des jeudis pâtisseries !) se sera d'ailleurs fait ressentir au cours de la dernière année...

Merci également à toutes les personnes impliquées dans le projet FOOT_i. Maryam, ma partenaire de doctorat, c'est avec plaisir que j'ai partagé les différentes étapes de ce projet à tes côtés. Merci de m'avoir montré la voie de la réussite ! Je remercie aussi les différents partenaires, Médicus, Caboma, Podimédic, pour leurs précieux conseils et leur soutien tout au long de ce projet.

Merci à l'Institut TransMedTech pour le support financier accordé qui m'a permis de me consacrer à temps plein à mon projet de doctorat et d'y cheminer dans les meilleures conditions, mais aussi de développer mon plan de carrière.

Le bien-être et l'épanouissement personnel étant indissociables à la réussite, j'aimerais remercier toutes les personnes qui y ont contribué ces dernières années. Je me sens chanceux d'avoir un entourage aussi riche ! Un énorme merci à mes colocs, Ariane et Benoit, pour m'avoir encouragé, écouté et permis de décrocher dans cette dernière ligne droite. Je vais maintenant pouvoir slacker la poulie ! Merci aussi à mes acolytes de vélo et mes coéquipiers

pour tous les kilomètres partagés et ainsi m'avoir permis de m'échapper. J'ai également une pensée particulière pour mes amis qui, de l'autre bout du lac, restent vivement présents. Mes séjours dans Ch'Nord m'ont d'ailleurs permis de me ressourcer et faire le plein d'énergie. Enfin, j'aimerais remercier ma famille, particulièrement mes parents, pour leur amour, les valeurs inculquées, et leur soutien inconditionnel, même à distance. Si j'en suis arrivé jusque-là c'est grâce à vous !

Introduction

Contexte

Le pied est une structure complexe comprenant près d'un huitième des os du corps humain, et ayant une fonction essentielle, notamment dans l'équilibre et la locomotion. Toutefois, sa complexité le rend sujet à des déformations structurelles, dont la plus commune est le pied plat. Le pied plat est caractérisé par l'effondrement partiel ou total de l'arche longitudinale médiale en charge et affecte 20-25% de la population générale (Dunn et al., 2004; Pita-Fernandez et al., 2017). Pour l'identifier, une variété d'outils et de mesures peut être utilisés (Razeghi and Batt, 2002). Ainsi, l'estimation des paramètres morphologiques du pied en position statique peut être effectuée par l'intermédiaire d'une inspection visuelle, de mesures anthropométriques, d'une prise d'empreintes plantaires ou encore de radiographies. Une analyse biomécanique peut également être effectuée afin de l'identifier de manière plus fonctionnelle. D'ailleurs, les altérations structurelles associées à cette condition vont perturber la biomécanique normale du pied (Flores et al., 2019). À la marche, elles vont induire plusieurs changements biomécaniques, proportionnels à la sévérité de la déformation (Shin et al., 2019). Ainsi, le pied plat est souvent associé à une éversion excessive de l'arrière-pied, une abduction de l'avant-pied, et un déséquilibre des moments de force autour de l'axe subtalaire (Hösl et al., 2014; Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010). Bien qu'il puisse être asymptomatique, le pied plat peut contribuer à la présence de douleurs et au développement de blessures pouvant impacter négativement la qualité de vie des individus (Pita-Fernandez et al., 2017). Selon Ling and Lui (2017), seuls 7 à 15% des adultes présentant un pied plat acquis développent des symptômes. Les symptômes du pied plat sont les conséquences fonctionnelles des éléments patho-mécaniques évoqués plus haut. Pour y pallier, des interventions cliniques contrôlant ces altérations biomécaniques sont donc requises.

Les orthèses plantaires (OPs) représentent le traitement conservateur le plus fréquemment utilisé en présence d'un pied plat (Banwell et al., 2015). Suite à une étude réalisée auprès de la clinique podiatrique de l'Université d'Australie du sud, Banwell et al. (2015) ont mis en évidence que les OPs étaient prescrites à près de 60% des personnes consultant pour cette condition. En visant un réalignement des structures osseuses, elles vont participer à l'amélioration de la fonction du pied et à la diminution des douleurs. Les OPs peuvent généralement se diviser en deux catégories : les OPs préfabriquées, génériques et usinées

selon une forme standard de pied, et les OPs sur-mesure, réalisées par un professionnel de la santé suite à un examen rigoureux des pieds et une prise d'empreintes. Ces dernières sont donc plus à même de répondre aux besoins des patients et d'être plus efficaces (Cheung et al., 2011). Traditionnellement, la fabrication d'OPs sur-mesure s'effectue à partir du positif du pied obtenu suite à la prise d'empreintes. En fonction de la pathologie et des déviations présentes, des modifications sont ensuite apportées sur le positif du pied ou la coquille de l'OP afin de rétablir un équilibre rotationnel et améliorer la fonction du pied (Chui et al., 2019). En présence d'un pied plat, la modification la plus commune est l'ajout de stabilisateurs. Cette structure prismatique rigide, ajoutée sous la partie médiale de l'OP au niveau de l'arrière-pied et/ou l'avant-pied sert à rééquilibrer les forces agissant sur le pied afin de contrôler la pronation excessive. Cependant, ils ajoutent de la masse et du volume dans la chaussure pouvant augmenter la dépense énergétique et la fatigue (Divert et al., 2008). Cependant, il n'existe pas de prescription unique (Harradine and Bevan, 2009), on peut ainsi retrouver différentes modifications pour une même pathologie (Banwell et al., 2015). De la même manière, une variété de matériaux ont été utilisés pour la fabrication d'OPs. Cette variabilité au regard de la conception d'OPs peut s'expliquer par les différentes théories sous-jacentes, les diverses techniques et outils existants pour la prise d'empreintes, ou encore la formation et l'expérience du clinicien (Chevalier and Chockalingam, 2012). Par conséquent, même si elles sont couramment prescrites, cette variété d'OPs, notamment au niveau de leur forme géométrique, contribue au faible niveau d'évidence actuelles quant à leurs effets bénéfiques sur la cinématique et les moments articulaires des membres inférieurs chez les personnes ayant les pieds plats (Banwell et al., 2014). En effet, la littérature reste contradictoire : on retrouve des études ayant rapporté une réduction de l'éversion de l'arrière-pied (Dedieu et al., 2013; Telfer et al., 2013b), synonyme d'un contrôle de la pronation excessive présente chez les personnes ayant les pieds plats, alors que d'autres n'ont observé aucun changement (Stacoff et al., 2007; Zifchock and Davis, 2008). Ainsi, une certaine incompréhension règne autour de leurs mécanismes d'action, soulignant la nécessité d'approfondir les connaissances pour mieux caractériser et guider la fabrication d'une nouvelle génération d'OP.

Plus récemment, la conception d'OPs sur-mesure a profité du développement des nouvelles technologies telle que la fabrication additive (*i.e.* impression 3D). D'ailleurs, 12-15% du marché nord-américain pourrait bénéficier d'orthèses sur-mesure imprimées en 3D (Ergosearch, 2012). La fabrication additive offre un large éventail de possibilités en termes de

matériaux et de conception, permettant la production de formes et de géométries personnalisées innovantes qui ne seraient pas réalisables avec les techniques de fabrication traditionnelles (Davia-Aracil et al., 2018). Il est ainsi possible de moduler les propriétés mécaniques des orthèses en jouant sur leur géométrie interne (forme des treillis, densité) et externe (épaisseur, géométrie de la coquille, stabilisateurs innovants). Toutefois, les conceptions actuelles reposent essentiellement sur la morphologie du pied et le confort, mais n'exploitent que très peu les possibilités d'innovation offertes par l'impression 3D. De plus, par l'utilisation de logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), les étapes de conception peuvent être automatisées et inclure des procédés d'optimisation, permettant une production rapide, précise, reproductible et sujet spécifique (Lochner, 2013; Pallari et al., 2010). Par conséquent, ce procédé permettrait de répondre partiellement à la problématique de la variabilité intra- et inter-cliniciens introduite dans la conception des OPs, plus particulièrement au regard de la fabrication (modifications apportées, choix de matériaux). Par ailleurs, les possibilités offertes par ce processus de fabrication ont tout récemment permis d'étudier le comportement des OPs lors de la locomotion (Hajizadeh et al., 2021) et laissent ainsi entrevoir une meilleure compréhension de leurs mécanismes d'action. Toutefois, ce procédé est encore en phase exploratoire et peu d'informations sont disponibles quant à l'impact des propriétés mécaniques et géométriques de ces orthèses sur la marche en particulier au regard d'une population ayant les pieds plats.

Ainsi, l'objectif général de cette thèse était d'approfondir les connaissances relatives à l'impact des OPs sur la biomécanique du pied plat, afin d'aider au développement et à l'évaluation d'une OP conçue par fabrication additive.

Le projet FOOT;

Cette thèse s'inscrit dans un projet de recherche et développement intitulé FOOT_i (Functional Optimized Orthotic Trabecular Insole) dont l'objectif général était de concevoir une OP à géométrie externe et interne personnalisée à la morphologie et à la patho-mécanique du pied, par fabrication additive. Pour se faire, plusieurs étapes-jalons, dont le développement d'un flux de conception virtuel d'une OP (logiciel SpecifX), le développement de treillis millimétriques et de stabilisateurs pour l'optimisation des propriétés mécaniques de l'OP, et le développement d'un modèle paramétrique basé sur des mesures cliniques pour la personnalisation de l'OP, ont été mises en place. Ce projet était soutenu par un CRSNG R&D Coop et a impliqué différents partenaires et collaborateurs dont MedTeq (consortium

industriel de recherche et d'innovation en technologies médicales du Québec), Médecin (laboratoire en orthèse-prothèse), Caboma (start-up en conception mécanique), Podimédic (clinique de podiatrie) et l'Université de Montréal (Laboratoire de biomécanique [S2M] et de mécanique [LM2]).

Dans ce projet, ma contribution principale résidait dans le développement et l'évaluation de l'orthèse FOOT_i, et plus particulièrement dans le contrôle de la pronation excessive présente chez des individus ayant les pieds plats. Ainsi, par une meilleure compréhension de l'interaction pied-orthèse (revue de la littérature, évaluation biomécanique de cohortes), la conception de l'orthèse FOOT_i a pu être optimisée et des innovations, tel que les stabilisateurs, ont pu être générées. L'avancement du projet a notamment été permis par l'interaction des compétences des différents collaborateurs et la tenue de rencontres bimensuelles au sein des locaux des différents acteurs, ce qui m'a permis de renforcer mes compétences en gestion de projet, leadership et communication.

Structure du manuscrit

Le premier chapitre de ce manuscrit sera consacré à la revue de la littérature (Chapitre 1). Dans cette dernière, nous reviendrons dans un premier temps sur les concepts généraux au regard de l'anatomie du pied, puis évoquerons le pied plat, les manières de l'identifier, de le quantifier et de le prendre en charge. Seront ensuite présentées les techniques de fabrication des OPs et les analyses biomécaniques permettant d'évaluer l'impact d'une telle intervention. Enfin, nous aborderons l'état actuel des connaissances sur l'impact du pied plat et des OPs sur la biomécanique de la marche pour en dégager nos objectifs spécifiques.

Le cœur de cette thèse réside dans les trois études qui constituent les trois chapitres subséquents. Dans la première étude, nous avons conduit une revue systématique avec méta-analyse afin d'approfondir les connaissances sur l'effet de la forme géométrique des OPs sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur lors de la marche chez des personnes ayant les pieds plats (Chapitre 3). Les résultats ont permis d'orienter la conception des OPs imprimées en 3D développées dans le cadre de ce projet. Dans notre deuxième étude, nous avons quantifié l'impact des propriétés mécaniques et géométriques de ces OPs afin de comprendre leurs mécanismes d'action et optimiser leur conception (Chapitre 4). Enfin, dans la troisième étude, nous avons évalué l'effet de nos OPs sur-mesure sur la biomécanique d'une population ayant les pieds plats (Chapitre 5).

Pour finir, nous discuterons des résultats clés des différentes études en tentant de les mettre en interrelation (Chapitre 6). Seront également discutées dans ce chapitre la portée des résultats et leurs limites. Finalement, une conclusion générale permettra de résumer les connaissances apportées par ce travail de thèse et de le clore (Conclusion).

Chapitre 1 – Revue de littérature

1.1. Anatomie du pied

Le pied, à l'interface avec le sol et articulé au membre inférieur par la cheville, supporte le poids du corps en position debout et permet la locomotion. Il assure un rôle essentiel dans l'équilibre, l'amortissement, la propulsion et les changements de direction (Viel, 1985). Il est structurellement visco-élastique, capable de se déformer et de se rigidifier afin de s'adapter et fixer l'appui pour amortir les chocs et transférer l'énergie efficacement (Maestro, 2004). L'harmonie et le contrôle du mouvement sont permis par une structure anatomique complexe présentant une interdépendance fonctionnelle. Ses fonctions sensibles et actives sont capitales afin d'effectuer des ajustements fins de la posture et adapter des appuis au sol pour assurer l'équilibre global et conserver la disponibilité de mouvement.

Cette section de la revue de la littérature a pour but de mieux comprendre la structure du pied et les mécanismes sous-jacents à sa fonction afin d'apprécier les conséquences potentielles de son altération. Nous aborderons dans un premier temps quelques généralités quant à la description des mouvements du pied (section 1.1.1), avant de décrire brièvement son ostéologie (section 1.1.2), son arthrologie (section 1.1.3), les arches plantaires (section 1.1.4), ainsi que sa myologie (section 1.1.5). Ces sections de connaissances anatomiques se basent principalement sur l'ouvrage « *Clinically Oriented Anatomy* » de Moore and Dalley (2018).

1.1.1. Mouvements du pied

Par convention, les mouvements du pied sont décrits selon trois plans anatomiques : sagittal, frontal et transverse (Figure 1). Dans le plan sagittal, les mouvements sont la flexion dorsale et la flexion plantaire par lesquels, respectivement, la face dorsale du pied se rapproche ou s'éloigne de la face antérieure de la jambe. Dans le plan frontal, les mouvements sont l'éversion et l'inversion par lesquels, respectivement, le bord médial se rapproche ou s'éloigne du sol. Enfin, dans le plan transverse, on décrit les mouvements d'abduction et d'adduction par lesquels, respectivement, le pied effectue une rotation en dehors ou en dedans. Le pied n'étant pas un segment rigide, cette nomenclature peut également être utilisée pour définir les mouvements intrinsèques du pied. De plus, afin d'assurer la stabilité ainsi qu'une propulsion efficace lors de la marche, des mouvements combinés dans les trois plans de l'espace, créés par les multiples axes des articulations du pied et de la cheville, existent : la

pronation et la supination. La pronation décrit un mouvement combinant dorsiflexion, éversion et abduction, tandis que la supination décrit un mouvement combinant flexion plantaire, inversion et adduction. Ainsi, les articulations du pied peuvent fonctionner selon un axe simple ou des axes multiples en fonction des conditions de charge (Maestro, 2004).

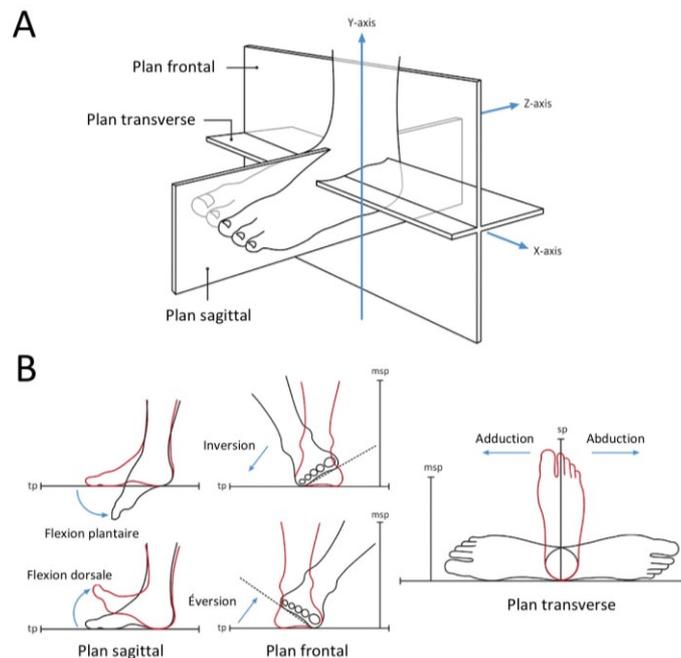


Figure 1 – Plans anatomiques (A) et mouvements du pied (B). Figure reproduite et adaptée de Harrold and Abboud (2018). Copyright (2021) avec permission du Cambridge University Press.

1.1.2. Ostéologie

Le pied est constitué de 26 os et 2 sésamoïdes. Il représente à lui seul un huitième des os composant le squelette humain. Ces os forment une unité fonctionnelle permettant notamment de transférer le poids du corps lors de la locomotion, de s'adapter à des variations de terrains et d'absorber les chocs. Afin de fournir une vision plus claire de ce complexe, le pied peut être divisé de manière anatomique et fonctionnelle en trois segments, de l'arrière vers l'avant : l'*arrière-pied*, le *médio-pied* et l'*avant-pied* (Figure 2).

L'arrière-pied est composé du talus et du calcanéum, le talus étant supérieur et légèrement médial au calcanéum. Le talus est le seul os du pied s'articulant avec les os de la jambe via sa face supérieure. Sa face inférieure est articulée avec le calcanéum, tandis que sa face antérieure est articulée avec le naviculaire. Le calcanéum est l'os du talon et est le plus volumineux et solide du pied, ce qui lui permet de supporter et de transférer la majorité du poids du corps du talus vers le sol. Son extrémité antérieure est articulée avec le cuboïde.

Le médio-pied est composé de cinq os : le naviculaire, le cuboïde et trois cunéiformes (médial, intermédiaire, latéral). Le médio-pied est la clé de voûte de la voûte plantaire. Le naviculaire est situé entre la tête du talus postérieurement et les trois cunéiformes antérieurement. Il s'articule latéralement avec le cuboïde. Il représente la clé de voûte de l'architecture du pied. Chaque cunéiforme s'articule postérieurement avec le naviculaire et antérieurement avec la base d'un métatarse ; le premier pour médial, le deuxième pour l'intermédiaire et le troisième pour le latéral. Ce dernier s'articule d'ailleurs latéralement avec le cuboïde. Le cuboïde est l'os le plus latéral du médio-pied. Il est articulé avec le calcanéum par sa face postérieure, le naviculaire et le cunéiforme latéral par sa face médiale et avec les quatrième et cinquième métatarsiens par sa face antérieure.

L'avant-pied est composé de cinq métatarsiens, le 1^{er} étant le plus médial, et quatorze phalanges constituant les cinq orteils. Chaque métatarsien est constitué d'arrière en avant, d'une base, d'un corps et d'une tête. Les bases s'articulent entre elles latéralement, et avec les cunéiformes (1^{er}, 2^{ème} et 3^{ème} métatarsiens) et le cuboïde (4^{ème} et 5^{ème} métatarsiens) postérieurement. La tête s'articule avec la base de la phalange proximale des orteils correspondants. Sous la tête du premier métatarsien, on retrouve deux os de petite taille : les sésamoïdes. Le gros orteil est composé de deux phalanges (proximale et distale), tandis que les quatre autres ont trois phalanges (proximale, intermédiaire et distale). Chaque métatarsien et phalanges correspondantes forment ensemble une structure appelée rayon.

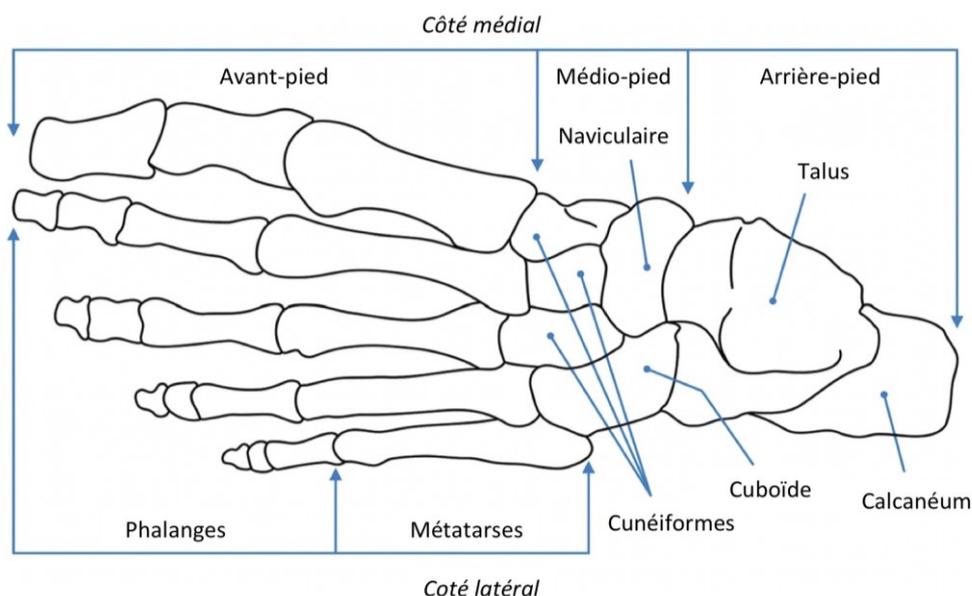


Figure 2 – Vue supérieure des os du pied et leur division en arrière-pied, médio-pied et avant-pied. Figure reproduite et adaptée de Harrold and Abboud (2018). Copyright (2021) avec permission du Cambridge University Press.

Ainsi, la structure complexe du pied requiert l'utilisation de modèles biomécaniques adéquats afin d'évaluer sa fonction. Le modèle de Rizzoli (Leardini et al., 2007), reprenant la segmentation anatomique et fonctionnelle décrite ci-dessus, a été utilisé pour réaliser les analyses biomécaniques de ce travail de thèse.

1.1.3. Arthrologie

Au total, le pied compte 33 articulations, formées à la jonction de deux os ou plus (Figure 3). Bien qu'elles soient nombreuses et complexes, les articulations du pied forment un ensemble fonctionnel dédié à l'adaptabilité de ce dernier au sol et la stabilité en appui uni- et bi-podal. La physiologie articulaire du pied étant étroitement liée à celle de la cheville, cette dernière sera également abordée dans cette section.

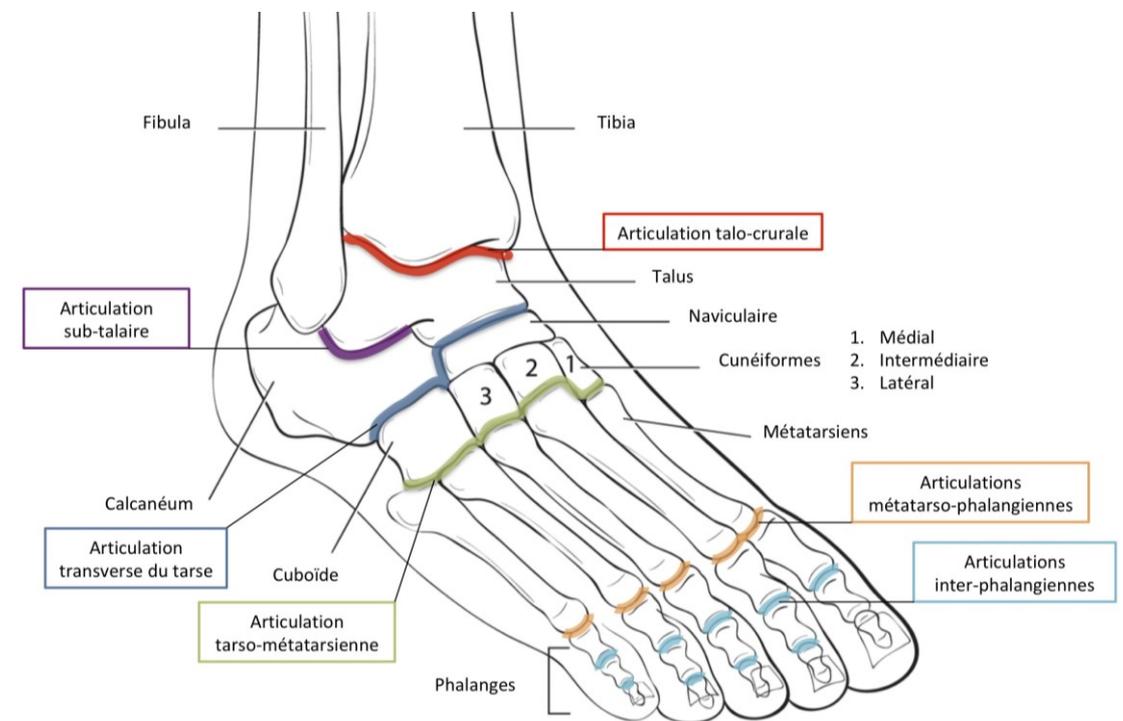


Figure 3 – Articulations du pied.

La cheville, ou articulation talo-crurale, unit le tibia et la fibula au talus. C'est une articulation trochléenne dont les surfaces articulaires s'encastrent sous le principe d'un tenon et d'une mortaise. Située entre un segment vertical, la jambe, et un segment horizontal, le pied, la cheville agit comme une charnière et joue un rôle essentiel dans la transmission des contraintes mécaniques. Elle ne réalise que des mouvements de flexion dorsale et plantaire. Sa stabilité est assurée par des éléments fibreux, notamment les solides ligaments médiaux et latéraux, ainsi que des éléments musculaires.

L'articulation sub-talaire, ou sous-astragaliennne, met en contact la face inférieure du talus et la face supérieure du calcanéum. C'est une articulation complexe présentant deux surfaces articulaires séparées par le sinus du tarse et permettant au pied de se déplacer dans les trois plans de l'espace autour d'un axe oblique, l'axe de Henke (Figure 4). Elle va notamment être à l'origine des mouvements complexes de pronation et de supination. La géométrie des surfaces articulaires ainsi que l'orientation oblique de l'axe permet à cette articulation d'amortir les chocs et de convertir des rotations autour d'un axe vertical en rotation autour d'un axe horizontal (Moore and Dalley, 2018). De plus, c'est au regard de cette articulation qu'est généralement associée la notion de valgus de l'arrière-pied. Ainsi, on parle de valgus de l'arrière-pied lorsque l'on observe, en position statique, une éversion de l'articulation sub-talaire, caractérisée par une déviation du calcanéum vers l'extérieur.

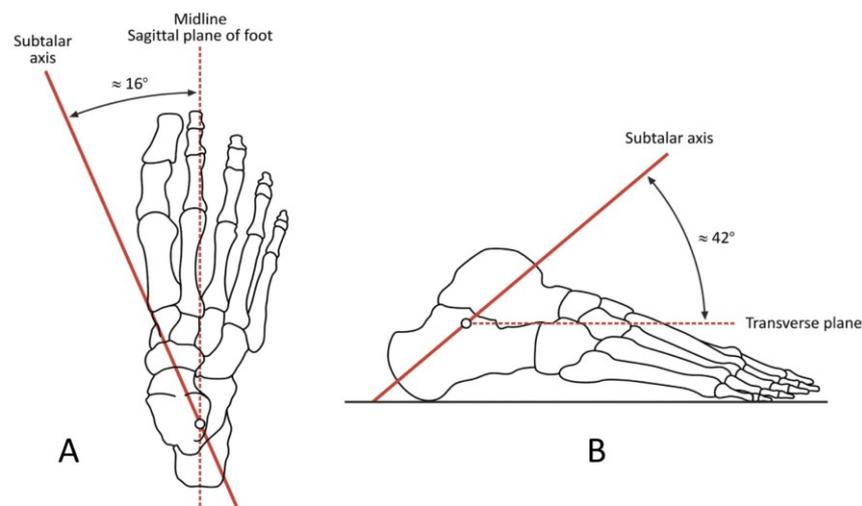


Figure 4 – Orientation de l'axe sub-talaire (axe de Henke) dans le plan sagittal (A) et transverse (B). Figure reproduite de Harrold and Abboud (2018). Copyright (2021) avec permission du Cambridge University Press.

L'articulation transverse du tarse, ou de Chopart, délimite l'arrière-pied du médio-pied. Elle résulte de l'association de deux articulations alignées transversalement : l'articulation talo-naviculaire et l'articulation calcanéocuboïdienne. Lorsque le calcanéum est en éversion, au contact talon, les axes de ces deux articulations sont parallèles, et le pied flexible pour s'adapter au terrain et amortir les chocs. Lorsque le calcanéum est en inversion, leurs axes sont divergents, faisant du pied un levier rigide sur lequel le tendon d'Achille peut agir pour la propulsion (Elftman, 1960). À cette articulation, le médio-pied et l'avant-pied tournent comme une unité autour d'un axe longitudinal antéro-postérieur, augmentant l'éversion et l'inversion à l'articulation sub-talaire.

Les articulations inter-tarsiennes, composées des articulations cuboïdo-naviculaire, cunéo-naviculaire et inter-cunéennes, forment l'arche du médio-pied et sont relativement rigides. Cependant, l'addition de leurs mouvements permet à l'arche transverse de s'aplatir lors de la pronation ou de se reformer lors de la supination de l'arrière-pied (Harrold and Abboud, 2018).

L'articulation tarso-métatarsienne, ou de Lisfranc, délimite le médio-pied de l'avant-pied. Elle comprend les articulations des cunéiformes avec les 1^{er}, 2^{ème} et 3^{ème} métatarsiens, ainsi que l'articulation du cuboïde avec le 4^{ème} et le 5^{ème} métatarsien. Ces articulations constituent l'arche transverse du pied et contribuent à la forme de l'arche longitudinale médiale (Moore and Dalley, 2018). Les surfaces articulaires sont relativement plates et entourées de forts ligaments, ne permettant que peu de mouvements.

Les articulations métatarso-phalangiennes et inter-phalangiennes autorisent essentiellement de la flexion extension, permettant ainsi aux orteils de s'appuyer sur le sol pour la stabilité et fournir des informations proprioceptives (Harrold and Abboud, 2018).

1.1.4. Arches plantaires

Le poids du corps est transmis du tibia au talus, puis distribué postérieurement au calcanéum et antérieurement aux têtes des 1^{er} et 5^{ème} métatarsiens. Ces trois points d'appuis sont reliés par trois arches, formées par les os du tarse et du métatarse et renforcées par les muscles et ligaments : l'*arche longitudinale médiale*, l'*arche longitudinale latérale* et l'*arche transverse* (Figure 5).

L'arche longitudinale médiale décrit un arc de cercle qui part du calcanéum, passe par le naviculaire, et se termine au niveau de la tête du 1^{er} métatarsien. C'est une arche élastique. Elle est la plus importante en termes de taille et de fonction. Son effondrement partiel ou total lors de la mise en charge chez les personnes ayant les pieds plats va altérer la fonction du pied et potentiellement contribuer au développement de douleurs et à l'augmentation du risque de blessure (Menz et al., 2013; Neal et al., 2014).

L'arche longitudinale latérale décrit une courbe qui part du calcanéum, passe par le cuboïde et se termine au niveau de la tête du 5^{ème} métatarsien. C'est une arche d'appui.

L'arche transverse forme un pont d'un côté à l'autre du pied, passant par le cuboïde, les cunéiformes et les bases des métatarsiens. Il existe également une arche transverse au niveau

des têtes métatarsiennes, cette dernière étant plus plate que celle présente au niveau de l'articulation tarso-métatarsienne.

Ensemble, ces trois arches constituent la voûte plantaire, essentiellement visible en décharge. Elles sont maintenues par l'arrangement des os, quatre couches successives de tissu fibreux, et le support dynamique des muscles intrinsèques du pied, du long fibulaire, du tibial postérieur et des fléchisseurs des orteils (Moore and Dalley, 2018). Elles vont permettre de répartir dynamiquement la charge sous le pied et lui fournir la capacité de s'adapter aux changements de surface. De par la déformation de ces arches, des forces plus faibles d'une plus longue durée sont transmises au système squelettique. Elles vont non seulement permettre d'amortir les chocs, mais aussi agir comme des ressorts pour la propulsion durant la marche, la course ou des sauts (Chang et al., 2010) par l'intermédiaire notamment du mécanisme du treuil (« Windlass mechanism ») (Moore and Dalley, 2018). Selon Hicks (1954), les os et ligaments du pied sont disposés selon une arche triangulaire formée par le calcanéum, l'articulation transverse du tarse et la première articulation métatarso-phalangienne. Le fascia plantaire, tendu entre le calcanéum et la base de la phalange proximale du gros orteil, et passant par les sésamoïdes, forme la base de ce triangle. Ainsi, lors d'une flexion dorsale de l'hallux, le fascia plantaire va s'enrouler autour des têtes métatarsiennes et être mis sous tension, rapprochant le calcanéum des têtes métatarsiennes et entraînant une élévation de l'arche longitudinale médiale. À la marche, cette position va permettre d'absorber les chocs lors du contact talon. En milieu d'appui, lorsque le pied est totalement en contact avec le sol, le fascia plantaire va se relâcher et induire un affaissement de l'arche longitudinale médiale permettant de redistribuer la charge sous le pied. Quand le pied s'apprête à quitter le sol, le talon va se lever et de nouveau placer les orteils en flexion dorsale. Le fascia plantaire va ainsi être mis sous tension et l'arche longitudinale se reformer, faisant du pied un levier rigide pour une propulsion efficace. La pronation excessive présente chez les personnes ayant les pieds plats, notre population d'intérêt, va d'ailleurs affecter le bon fonctionnement de ce mécanisme (Lucas and Cornwall, 2017).

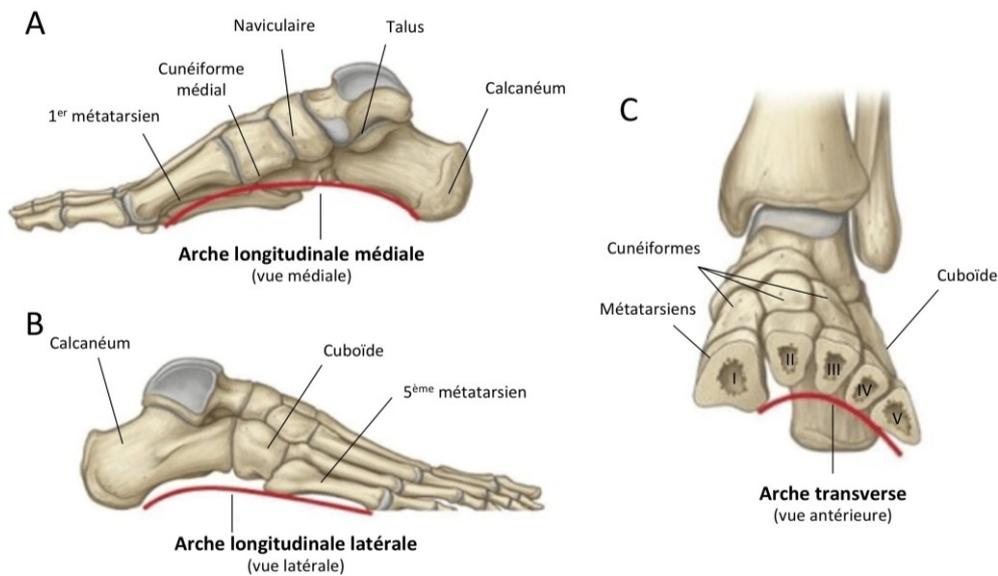


Figure 5 – Représentation des arches du pied : (A) arche longitudinale médiale, (B) arche longitudinale latérale, (C) arche transverse. Figure reproduite et adaptée de <https://sos-pied-cheville.com/pied/pied-creux/>.

1.1.5. Myologie

Au nombre de 28, les muscles agissant sur le pied peuvent être divisés en deux sous-groupes : les *muscles extrinsèques* et les *muscles intrinsèques*.

Les muscles extrinsèques sont issus des compartiments antérieur, latéral et postérieur de la jambe et ont leur terminaison sur le pied (Figure 6) (Moore and Dalley, 2018). Ils sont principalement responsables de la mobilité du complexe pied-cheville, et notamment des mouvements de flexion plantaire, flexion dorsale, éversion et inversion du pied. Dans le compartiment antérieur, on retrouve les tendons du tibial antérieur, responsable de la flexion dorsale de la cheville et de l'inversion du pied, les tendons du long extenseur de l'hallux et du long extenseur des orteils, responsables de l'extension des orteils et de la flexion dorsale de la cheville, et le tendon du troisième fibulaire (muscle inconstant) qui contribue à la flexion dorsale de la cheville et à l'éversion du pied. Dans le compartiment latéral, on retrouve les tendons du long et du court fibulaire, tous deux effectuant de l'éversion du pied et contribuant accessoirement à la flexion plantaire de la cheville. Dans le compartiment postérieur, on retrouve au niveau superficiel les tendons des muscles gastrocnémiens et du soléaire, responsables de la flexion plantaire de cheville. Au niveau profond, on retrouve le tendon du tibial postérieur, responsable de la flexion plantaire de cheville et de l'inversion du pied, et les tendons du long fléchisseur des orteils et du long fléchisseur de l'hallux. Ces derniers permettent la flexion des orteils, de la flexion plantaire de cheville et participent au maintien des arches longitudinales du pied.



Figure 6 – Représentation anatomique des muscles extrinsèques du pied. Figure reproduite et adaptée de <https://www.coursehero.com/sg/anatomy-and-physiology/muscles-of-the-hip-and-lower-limbs/>

Les muscles intrinsèques sont des muscles courts ayant pour origine et insertion des os du pied. Étant pour la plupart bi- ou poly-articulaires, des mouvements articulaires combinés résultent de leur action (Maestro and Ferre, 2014). Ils sont divisés selon une région dorsale (Figure 7A) et une région plantaire (Figure 7B). Seuls deux muscles se trouvent dans la région dorsale, tandis que les muscles de la région plantaire sont disposés en quatre couches. Bien qu'ils soient divisés selon plusieurs loges, les muscles plantaires agissent essentiellement comme une unité pour maintenir les arches, en absorbant et redistribuant les forces lors de la mise en charge, et pour rigidifier et stabiliser le pied lors de la phase de propulsion (Moore and Dalley, 2018). Ils agissent également en synergie avec les muscles extrinsèques dans les mouvements de pronation et supination, permettant notamment au pied de s'ajuster aux inégalités du sol.

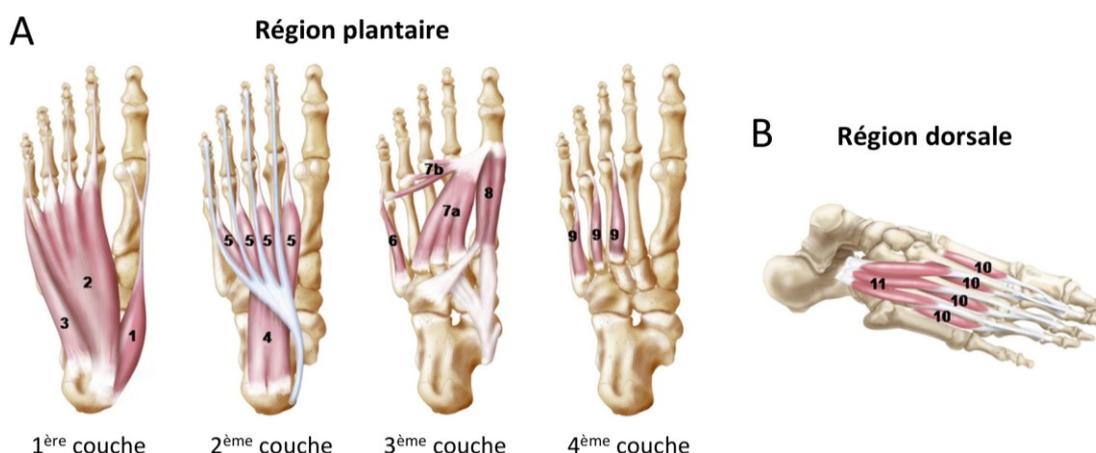


Figure 7 – Représentation anatomique des 4 couches musculaires de la région plantaire (A) et de la région dorsale (B) des muscles intrinsèques du pied. (1) abducteur de l'hallux, (2) court fléchisseur des orteils, (3) abducteur du petit orteil, (4) carré plantaire, (5) lombricaux, (6) court fléchisseur du petit orteil, (7) adducteur de l'hallux oblique (a) et transverse (b), (8) court fléchisseur de l'hallux, (9) interosseux plantaires, (10) interosseux dorsaux, (11) court extenseur des orteils. Figure adaptée de Mc Keon et al., 2015 avec accord. Copyright (2021) avec permission du British Medical Journal.

Conclusion : Le pied est une structure complexe assurant l'interface du corps avec le sol. Il est capable de se déformer pour transférer les forces et s'adapter, en statique ou en dynamique, à une variété de terrains, mais aussi de se rigidifier pour propulser le corps. La compréhension de son anatomie et de sa physiologie est indispensable pour apprécier les répercussions d'éventuelles déviations et l'apparition de pathologies. De plus, étant donné la complexité du pied, des analyses mettant en jeu des technologies de pointe ainsi que des modélisations cinématiques adaptées (multi-segmentaires) sont essentielles pour saisir son fonctionnement.

1.2. Le pied plat

Le pied plat est une pathologie fréquemment retrouvée dans la population adulte et marquée par une perte partielle ou totale de l'arche longitudinale médiale (Lee et al., 2005) (Figure 8). Sa prévalence dans la population générale est d'environ 20-25% (Dunn et al., 2004; Pita-Fernandez et al., 2017). On peut le retrouver sous forme rigide ou flexible. La forme rigide affecte moins de 1% de la population et présente des anomalies structurelles osseuses qui requièrent généralement une intervention chirurgicale (Yeagerman et al., 2011). Dans le cas de la forme flexible, l'arche longitudinale médiale est présente en décharge mais se trouve partiellement ou totalement effondrée en charge (Shibuya et al., 2010). Sa prise en charge passe généralement par des traitements conservateurs. C'est cette forme qui fera l'objet de notre intérêt dans ce travail de thèse.

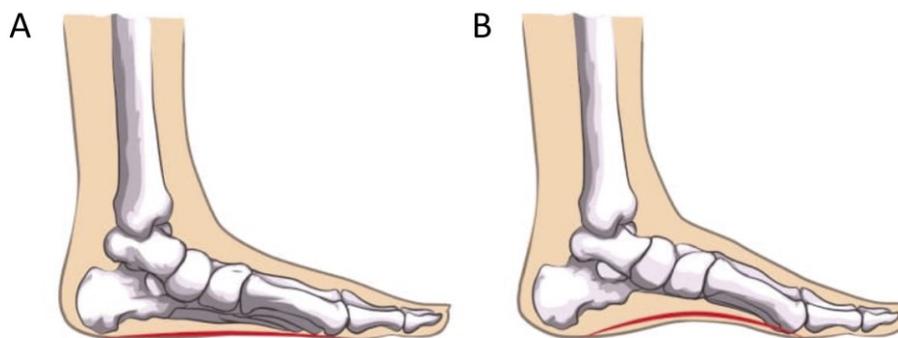


Figure 8 – Représentation schématique, en vue médiale, d'un pied plat (A) et d'un pied normal (B).
Figure reproduite de <https://www.fixflatfeet.com/exercises-for-flat-feet/>.

Le pied plat flexible peut-être *acquis* ou *congénital*. Le pied plat *acquis* résulte d'un trouble dégénératif entraînant sa déformation (Park and Schon, 2012). Cette condition est caractérisée

par une altération progressive de l'alignement entre l'arrière-pied et le médio-pied étant causée notamment par une insuffisance du tibial postérieur et une défaillance des structures capsulaire et ligamentaire du pied (Vulcano et al., 2013). On parle de pied plat *congénital* lorsque le pied plat, qui est physiologique à la naissance, demeure à l'adolescence et à l'âge adulte (Pfeiffer et al., 2006). Bien que tous les pieds plats ne soient pas symptomatiques, on retrouve une incidence importante de personnes ayant des douleurs aux pieds, une augmentation du risque de blessure, et une possible réduction de l'efficacité énergétique de la marche en raison des déformations présentes (Kirby, 2000; Menz et al., 2013; Neal et al., 2014). La qualité de vie des individus s'en retrouve généralement impactée (Pita-Fernandez et al., 2017), les poussant à consulter des services de santé. Ainsi, selon une étude réalisée par Banwell et al. (2015), près de la moitié des personnes consultant en podiatrie présente des pieds plats flexibles.

Dans cette section, nous présenterons dans un premier temps les causes et symptômes liés à la présence d'un pied plat (section 1.2.1). Les différentes mesures cliniques permettant de diagnostiquer et de classifier les pieds plats seront ensuite abordées (section 1.2.2). Enfin, les différentes prises en charge possibles seront brièvement décrites (section 1.2.3).

1.2.1. Causes et symptômes

Il n'existe pas une cause unique expliquant le développement du pied plat chez l'adulte. Bien que son étiologie soit multifactorielle, le pied plat est généralement provoqué par un manque de soutien de l'arche longitudinale médiale. Ainsi, l'altération du tendon du tibial postérieur, stabilisateur dynamique de l'arche longitudinale médiale, peut à elle seule induire l'effondrement de l'arche longitudinale médiale et la déformation en valgus de l'arrière-pied (Basmajian and Stecko, 1963). L'altération de ce dernier induirait une surcharge mécanique pour les autres structures de soutien de l'arche longitudinale médiale pouvant les affaiblir et ainsi amplifier l'affaissement déjà présent. C'est le cas du ligament calcanéo-naviculaire plantaire ("spring ligament") et du ligament interosseux dont l'insuffisance ou la rupture va respectivement induire une subluxation de l'articulation talo-naviculaire et sub-talaire. La tête du talus va ainsi se déplacer médialement et vers le bas, renforçant ainsi l'affaissement de l'arche et la déformation en valgus de l'arrière-pied (Deland et al., 2005). Le développement en valgus de l'arrière-pied va entraîner un déplacement latéral de la direction de traction du tendon d'Achille (phénomène de "corde d'arc") qui va accentuer cette déformation. Une instabilité de la première articulation tarso-métatarsienne peut également contribuer au

développement du pied plat. En effet, cette instabilité va altérer le verrouillage de l'arche longitudinale médiale par le fascia plantaire et provoquer une insuffisance du « Windlass mechanism » lors de la propulsion (Cowie et al., 2012). Ainsi, l'intervention thérapeutique proposée aura généralement pour objectif de contrôler l'affaissement excessif de l'arche tout en préservant sa fonction.

Le pied plat peut également être d'origine traumatique, rhumatologique et/ou neurologique (Wirth et al., 2017). Ainsi, une atteinte des structures ligamentaires ou osseuses à la suite d'un traumatisme, d'une affection dégénérative ou inflammatoire des articulations du tarse telle qu'une polyarthrite rhumatoïde, ou une atteinte neurologique telle qu'une parésie cérébrale ou périphérique, peuvent causer ou aggraver le pied plat. Une variété d'autres facteurs de risque peut expliquer le développement ou l'aggravation d'un pied plat. Parmi eux, une hyperlaxité ligamentaire, des déviations rotationnelles ou angulaires des membres inférieurs, un tendon d'Achille trop court, l'obésité, le vieillissement, des prédispositions familiales ou encore la longueur des pieds (Chen et al., 2009; Harris, 2010; Shibuya et al., 2010; Staheli et al., 1987).

Comme évoqué précédemment, tous les pieds plats ne sont pas symptomatiques. Selon Evans (2008), un pied plat est dit symptomatique lorsqu'il est associé à la présence de douleur ou des troubles de la fonction du pied. On estime d'ailleurs que seuls 7% à 15% des adultes ayant un pied plat acquis développent des symptômes les poussant à consulter (Ling and Lui, 2017). Parmi les symptômes, on retrouve des altérations biomécaniques, telle qu'une éversion excessive de l'arrière-pied, une abduction de l'avant-pied, une augmentation du moment d'éversion à la cheville, ou encore une altération des activations musculaires du tibial postérieur et/ou du long fibulaire (Hunt and Smith, 2004; Ledoux and Hillstrom, 2002; Murley et al., 2009). Les altérations biomécaniques observées sont d'ailleurs bien souvent proportionnelles au degré de sévérité de la déformation (Shin et al., 2019). Ces dernières seront abordées plus en détail dans la section 1.5.1.

Les symptômes présents vont bien souvent dépendre de l'étiologie des pieds plats. Dans le cas d'un pied plat acquis suite à l'insuffisance du tendon du tibial postérieur, les patients présentent généralement une douleur vague avec de possibles gonflements sur la partie médiale du pied, au niveau de l'arche, et derrière la malléole médiale, le long du tendon de ce dernier (Johnson, 1983). Des douleurs peuvent également être présentes sous le talon, au niveau de l'origine du fascia plantaire, ou postérieurement au niveau du tendon d'Achille (Gougoulas, 2018). Plus la pathologie progresse, plus les patients se plaignent d'une perte de fonction et d'un changement structurel du pied. Au regard de la population générale, les

personnes ayant les pieds plats sont aussi plus susceptibles de rapporter des douleurs au niveau des membres inférieurs et du dos (Kosashvili et al., 2008; Menz et al., 2013). Mais les effets du pied plat ne se limitent pas qu'à des symptômes liés à la douleur. Ainsi, la présence d'un pied plat peut également contribuer à la présence de fatigue musculaire (Bouysset et al., 2002). Le risque de blessures de surutilisation telles que des périostites ou des fractures de stress est aussi accru en présence d'un pied plat (Neal et al., 2014). De la même manière, le pied plat peut être associé au développement de pathologie telles que l'hallux valgus, l'orteil marteau ou la fasciite plantaire (Shibuya et al., 2010). Par conséquent, l'appréciation des symptômes présents s'avère essentielle afin d'adapter la prise en charge.

1.2.2. Diagnostic et mesures

Il existe une variété de mesures permettant de classifier le type de pied et de déterminer la présence éventuelle d'un pied plat. La majorité de ces mesures sont basées sur l'estimation de paramètres morphologiques du pied en charge en position statique (Razeghi and Batt, 2002). Des mesures et analyses dynamiques en laboratoire peuvent également être utilisées et ainsi classifier de manière plus fonctionnelle les différents types de pieds.

1.2.2.1. Inspection visuelle

L'évaluation de troubles morpho-statiques du pied peut être effectuée simplement par l'intermédiaire d'une inspection visuelle non quantitative de l'avant, des côtés et de l'arrière du pied. Cette dernière peut s'effectuer avec le pied en décharge, en charge et à la marche. Elle permet une classification simple et rapide des types de pied (Razeghi and Batt, 2002). Cependant, selon Hawes et al. (1992), cette classification présenterait une variabilité importante. Par ailleurs, la fiabilité inter-examineur au regard de l'inspection visuelle de l'arche longitudinale médiale a été rapportée comme étant faible (Cowan et al., 1994).

Afin d'évaluer le pied de manière plus quantitative, toujours dans un but de simplicité, Redmond et al. (2006) ont développé l'index de posture du pied à six items (FPI-6). Cet outil, valide et largement utilisé en clinique, permet d'évaluer la posture du pied dans les trois plans de l'espace et selon trois segments (arrière-pied, médio-pied et avant-pied). Le FPI-6 est réalisé en position statique bipodale, car il est possible d'avoir une meilleure représentation de la fonction du pied dans cette position (McClay, 2001). L'évaluation est basée sur une série de six observations effectuées par le clinicien et notées de -2 à 2 (Morrison and Ferrari, 2009) (Figure 9): (1) Palpation de la tête du talus ; (2) Courbures au-dessus et en-dessous de la

malléole latérale ; (3) Position du calcanéum (éversion/inversion) dans le plan frontal ; (4) Proéminence dans la région de l'articulation talo-naviculaire ; (5) Congruence de l'arche longitudinale médiale ; (6) Abduction/adduction de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied. Les caractéristiques correspondant à une posture de pied neutre sont notées zéro, tandis que les postures en pronation reçoivent une valeur positive et les postures en supination une valeur négative. S'il existe un doute au regard de la notation d'une observation, il est recommandé d'utiliser le score le plus conservateur. Le type de pied est ensuite déterminé par le score total obtenu : très supinateur (-5 à -12), supinateur (-4 à -1), neutre (0 à 5), pronateur (6 à 9) et très pronateur (10 à 12). Selon Bennett (2001), cette classification selon cinq catégories permet un compromis raisonnable entre sensibilité, fiabilité et simplicité d'utilisation. Cet outil d'évaluation est d'ailleurs l'un des outils ayant été utilisé lors du recrutement de notre population d'individus ayant les pieds plats.



Figure 9 – Les six items de l'index de posture du pied (FPI-6). Figure adaptée de Lee et al. 2015 avec accord. Copyright (2021), avec la permission du Korean Annals of Rehabilitation medicine.

Toutefois, la caractérisation du pied via l'inspection visuelle, y compris le FPI-6, reste subjective et limitée car elle est souvent réalisée en statique et ne représente pas la fonction du pied en dynamique (Paterson et al., 2015).

1.2.2.2. Mesures anthropométriques

L'évaluation du pied via des mesures anthropométriques implique des mesures directes de repères de surface ou de proéminences osseuses qui caractérisent la position de différentes structures du pied. Une brève description des principales mesures pouvant être utilisées pour la caractérisation du pied plat sera faite ci-après.

L'angle de l'arche longitudinale est formé par l'intersection de deux droites connectant la malléole médiale à la tubérosité naviculaire et à la face médiale de la tête du 1er métatarsien (Levangie and Norkin, 2011) (Figure 10A). Avec une fiabilité intra- et inter-évaluateur de 0,90 et 0,81 respectivement (Jonson and Gross, 1997), cet angle permet de classer les pieds

selon trois groupes : pronateur ($<130^\circ$), neutre ($130-150^\circ$) et supinateur ($>150^\circ$) (McPoil and Cornwall, 2005).

L'angle de l'arrière-pied est formé par une ligne bissectrice longitudinale au calcanéum avec une ligne bissectrice longitudinale au tiers inférieur de la jambe ou avec le sol (Jonson and Gross, 1997; Sell et al., 1994) (Figure 10B). Il renseigne sur la position de l'arrière-pied dans le plan frontal et peut être mesuré par l'intermédiaire d'un goniomètre ou de quatre marqueurs représentant les deux lignes, en position statique ou lors de la marche. Le pied peut alors être classé comme étant pronateur ($\geq 4^\circ$ de valgus), normal (≥ 0 et $\leq 2^\circ$ de valgus) ou supinateur ($\geq 0^\circ$ varus) (Hillstrom et al., 2013). Toutefois l'angle de l'arrière-pied, mesuré en statique, est faiblement corrélé à l'angle de l'arrière-pied en dynamique (Kernozek and Ricard, 1990).

La hauteur du tubercule naviculaire, ou « Navicular Drop test », évalue le déplacement de l'os naviculaire dans le plan sagittal, en soustrayant la hauteur du naviculaire en décharge et l'articulation sub-talaire en position neutre, avec celle assumant 50% de charge sur le pied (Brody, 1982) (Figure 10C). Avec une excellente fiabilité intra-évaluateur et une fiabilité inter-évaluateur modérée, cette mesure refléterait la pronation excessive présente au niveau de l'articulation sub-talaire (Gross, 1995; Shultz et al., 2006). Ainsi, un Navicular Drop supérieur à 10 mm serait synonyme d'une pronation excessive. Toutefois, cette mesure est à interpréter avec précaution car elle peut être influencée par d'autres paramètres, tels que la longueur du pied, l'âge, le genre ou encore l'indice de masse corporel (Nielsen et al., 2009).

L'indice de hauteur de l'arche, ou « Arch Height Index » (AHI), renseigne sur la structure et la mobilité de l'arche longitudinale médiale (Williams and McClay, 2000) (Figure 10D). Il est calculé à partir du ratio entre la hauteur de l'arche longitudinale médiale, mesurée sur la face dorsale du pied à 50% de sa longueur, et la longueur du pied tronqué, mesurée du calcanéum à la tête du premier métatarsien. Cette mesure peut être réalisée en position assise ou debout et ainsi donner une indication sur la flexibilité de l'arche. Elle est utilisée pour classer les pieds comme étant plat, neutre ou creux (Drefus et al., 2017). Un pied est considéré plat lorsque l'indice de hauteur d'arche est de 0.35 ± 0.03 en position assise et de 0.33 ± 0.03 debout (Hillstrom et al., 2013). C'est une mesure fiable, précise et ayant été validée au regard de mesures radiographiques (Butler et al., 2008; Williams and McClay, 2000).

La flexibilité de la hauteur d'arche, ou « Arch Height Flexibility » (AHF), correspond à une mesure de la variation de la hauteur de l'arche longitudinale médiale entre la position assise et debout, normalisée par la variation de charge entre ces deux positions (Zifchock et al., 2017). Ainsi, outre la structure et la fonction du pied, des études ont souligné l'importance de la

flexibilité du pied dans son comportement biomécanique (Nilsson et al., 2012; Shultz et al., 2017). La détermination du degré de flexibilité permettrait la mise en place d'un traitement approprié (Hillstrom et al., 2013). La flexibilité de la hauteur d'arche est obtenue par l'intermédiaire de l'équation ci-dessous :

$$AHF = \left(\frac{AH_{assis} - AH_{debout}}{0,4 \times masse} \right) \times 100 \text{ [mm/N]} \quad \text{Équation 1}$$

Où AH représente la hauteur de l'arche longitudinale médiale, mesurée sur la face dorsale du pied à 50% de sa longueur. Grâce à une étude incluant un large échantillon, Zifchock et al. (2017) ont déterminé cinq catégories de pied : très rigide ($AHF < 9,9$), rigide ($9,91 \leq AHF < 13,5$), neutre ($13,54 \leq AHF < 16,00$), flexible ($16,00 \leq AHF < 20,54$), et très flexible ($AHF \geq 20,54$).

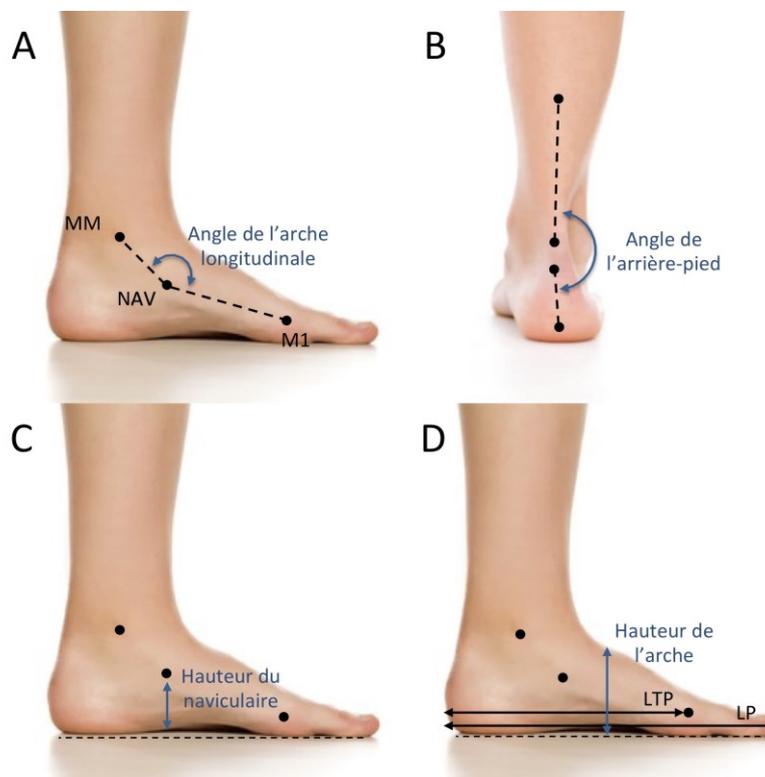


Figure 10 – Représentation schématique des différentes mesures anthropométriques du pied : (A) Angle de l'arche longitudinale ; (B) Angle de l'arrière-pied ; (C) Hauteur du naviculaire ; (D) Indice de hauteur de l'arche. MM : Malléole Médiale ; NAV : Naviculaire ; M1 : Tête du 1^{er} métatarsien ; LP : Longueur du pied ; LTP : Longueur tronquée du pied

1.2.2.3. Empreintes plantaires

L'empreinte plantaire correspond à la surface de contact du pied au sol. Son étude peut s'effectuer grâce à un podographe encre ou un podoscope et permettre de catégoriser les types

de pied. Cette classification s'effectue selon une empreinte de référence, l'empreinte normale, sur laquelle on peut observer quatre parties distinctes d'arrière en avant (Bouysset, 2004):

- Le talon postérieur, correspondant à l'appui calcanéen. Il est de forme ovoïde avec un axe antéro-postérieur légèrement oblique en avant et latéralement.
- La bande latérale, reliant le talon postérieur à la bande métatarsienne. Elle est limitée médialement par l'isthme et latéralement par une ligne légèrement concave. Sa largeur correspond environ au tiers de celle de la bande métatarsienne.
- La bande métatarsienne, ou talon antérieur, correspondant à la zone l'appui au regard des articulations métatarso-phalangiennes. C'est la partie la plus large de l'empreinte. Elle contient une cavité rétro capitale médiane.
- Les appuis pulpaire, correspondant aux appuis individualisés des cinq orteils. Ils sont séparés les uns des autres et de la bande métatarsienne par un espace de non contact.

Au regard de l'empreinte de référence, l'empreinte du pied plat est caractérisée par un isthme élargi due à l'affaissement de l'arche longitudinale médiale qui induit une augmentation de la surface de contact au sol (Figure 11). Il est possible d'observer plusieurs degrés de pieds plats: (1) l'isthme s'élargit; (2) l'isthme est pratiquement complet entre talon antérieur et postérieur; (3) l'appui se fait sur la totalité de la plante du pied et il est possible d'observer un débord médial et convexe de l'isthme correspondant à l'effondrement de l'ensemble talus-naviculaire.

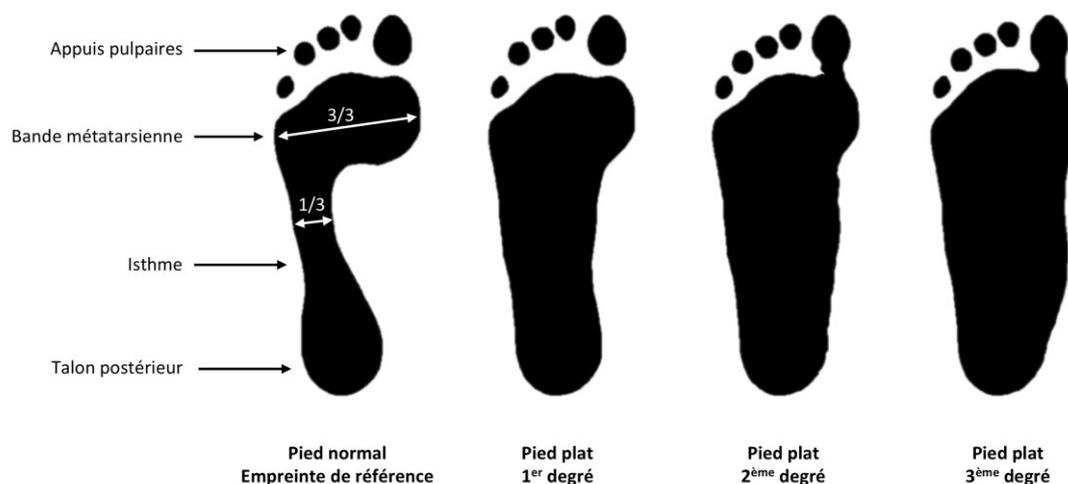


Figure 11 – Représentations de l'empreinte plantaire de référence (pied normal) et des empreintes correspondant aux différents degrés de pied plat. Figure reproduite et adaptée de <https://thion-medical.com/en/60-flat-feet>.

1.2.2.4. Radiographie

La radiographie permet d'analyser la structure osseuse et de préciser d'éventuels troubles morpho-statiques du pied par la quantification et l'étude de certains axes et angles. À des fins de comparaison, le bilan radiographique podologique est généralement composé de clichés bilatéraux en charge du pied de profil, du pied de face, et de la cheville de face (Bouysset, 2004). Dans le cas d'un bilan radiologique pour l'évaluation d'un pied plat, le cliché du pied de profil en charge est le plus intéressant. Il va notamment permettre d'estimer l'angle de l'arche longitudinale médiale, ou angle de Dijan-Annonier (Figure 12A). En présence d'un pied plat, cet angle est supérieur à 130° . Ce cliché va également permettre de mesurer l'affaissement du pied talien par l'axe talo-métatarsien, ou ligne de Méary-Toméno (Figure 12B). Cette ligne est formée par l'axe passant par le col du talus et l'axe passant par la diaphyse du 1^{er} métatarsien. Normalement rectiligne, cet axe est cassé et forme un angle à sommet inférieur dans le cas d'un pied plat. L'affaissement du pied calcanéen peut lui être estimé par l'intermédiaire de la pente calcanéenne (Figure 12C). Elle correspond à l'angle formé par la tangente à la face plantaire du calcanéum et l'horizontale au sol. Elle est inférieure à 10° en présence d'un pied plat (norme : 15 à 25°). Enfin, ce cliché va permettre de mesurer la divergence talo-calcanéenne, correspondant à l'angle formé par l'intersection entre l'axe longitudinal du talus et celui du calcanéum (Figure 12D). Elle est supérieure à 30° en présence d'un pied plat (norme : 15 à 25°). Cette divergence talo-calcanéenne peut également être estimée à partir du cliché du pied de face. Une évaluation de l'abduction grâce à l'angle formé entre le talus et le 1^{er} ou 2^{ème} métatarsien ainsi que de la découverte du talus par l'os naviculaire peut également être effectuée grâce au cliché de face. Le cliché de cheville de face va quant à lui permettre de quantifier les déviations tibio-taliennes et la déviation de l'arrière-pied dans le plan frontal. Le valgus présent est pathologique s'il est supérieur à 8° (Toullec, 2015).

Bien que précis, le bilan radiographique est coûteux et expose le patient à des radiations, limitant sa présence dans les routines d'évaluation en milieu clinique. De plus, cette méthode ne fournit que des informations sur la structure du pied en deux dimensions (Razeghi and Batt, 2002).

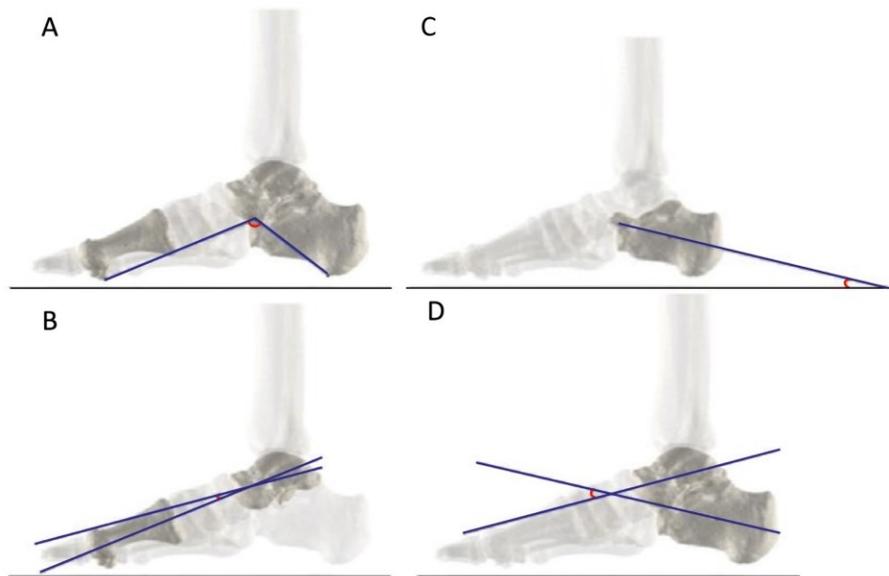


Figure 12 – Représentation graphique des angles mesurés à partir d’un cliché radiographique du pied de profil. (A) Angle de l’arche longitudinale médiale ; (B) Axe talo-métatarsien ; (C) Pente calcanéenne ; (D) Divergence talo-calcanéenne. Figure reproduite et adaptée de Carrara et al. 2020 avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier.

1.2.2.5. Analyse biomécanique de la marche

Grâce à une analyse quantifiée de la marche en laboratoire, il est possible de recueillir des informations quant aux positions des articulations, aux contraintes qu’elles subissent, à la distribution des pressions sous le pied, ou encore les activations musculaires. Les différents outils de mesure et techniques d’analyses d’intérêts de l’analyse quantifiée de la marche feront d’ailleurs l’objet de la section 1.4. L’impact de la présence d’un pied plat sur la biomécanique de la marche fera, elle, l’objet de la section 1.5.1.

Contrairement aux évaluations du pied en statique peu corrélées à sa fonction, l’analyse quantifiée du mouvement permet d’apprécier les déviations et la fonction du pied en mouvement, donnant ainsi la possibilité aux cliniciens d’établir un meilleur diagnostic et de prescrire une prise en charge adaptée (Behling and Nigg, 2020; Razeghi and Batt, 2002). Bien que l’infrastructure d’un laboratoire d’analyse du mouvement puisse être coûteuse, nécessiter un personnel qualifié et impliquer un temps d’évaluation conséquent, l’analyse biomécanique permet de recueillir de précieuses informations et s’avère essentielle dans le développement de la connaissance du mouvement humain et/ou la recherche et développement de produits.

1.2.3. Classification du pied plat acquis

Les symptômes, mais avant tout les observations issues de l'examen clinique (présence ou non d'une déformation, flexibilité ou rigidification de la déformation, etc.) vont déterminer le stade de la pathologie (Flores et al., 2019). La classification la plus fréquemment utilisée est basée sur les travaux de Johnson and Strom (1989), qui décrivent trois stades. Cette dernière a légèrement été modifiée par Myerson (2003) pour y ajouter un quatrième stade (Tableau 1). Cette classification va également permettre d'orienter la prise en charge.

Tableau 1 – Classification de Johnson and Strom et Myerson

Stade	Déformation	Tendon tibial postérieur	Signes et symptômes cliniques
Stade I	Aucune	Ténosynovite ou dégénérescence débutante. Tendon fonctionnel.	Station unipodale sur la pointe des pieds possible. Douleur lors de la palpation et de l'inversion résistée.
Stade II	Flexible	Élongation et dégénérescence. Rupture partielle chronique ou totale.	Affaissement de l'arche longitudinale médiale. Valgisation de l'arrière-pied et faiblesse d'inversion. Station unipodale sur la pointe des pieds impossible.
Stade III	Rigide	Élongation et dégénérescence. Rupture partielle chronique ou totale.	Valgus de l'arrière-pied irréductible et déformation en abduction.
Stade IV	Rigide	Élongation et dégénérescence. Rupture partielle chronique ou totale. Instabilité supplémentaire du ligament deltoïde.	Valgus du talus et arthrose à l'articulation talo-crurale.

1.2.4. Prise en charge du pied plat acquis

L'éducation du patient par le clinicien au regard de sa condition et des traitements possibles est primordiale. Quel que soit le stade de la pathologie, une prise en charge conservatrice est proposée avant que toute décision au regard d'une chirurgie soit prise (Gougoulis, 2018). À noter qu'un pied plat indolore chez l'adulte n'a en principe pas besoin d'être traité, sauf si des déformations grossières entraînant des lésions cutanées ou des modifications de la démarche y sont associées (Wirth et al., 2017).

1.2.4.1. Prises en charge conservatrices

Parmi les possibilités de traitements conservateurs, on retrouve notamment : la modification des activités, la perte de poids, la médication, la physiothérapie, ou encore le port d'orthèses ou de chaussures orthopédiques. En cas de période de crise douloureuse aiguë, une immobilisation de 2 à 6 semaines en inversion par l'intermédiaire d'une botte ou d'un

« strapping » peut aussi soulager la douleur (Toullec, 2015). Cette immobilisation pourra être associée à la prise d'analgésiques et/ou d'anti-inflammatoires pour réduire les douleurs et inflammations tissulaires présentes.

À la suite de cette phase inflammatoire initiale et de l'immobilisation, la prise en charge du pied plat flexible va généralement passer par la prescription d'orthèses plantaires (OPs) dont l'objectif est de corriger la position du pied afin prévenir ou soulager les douleurs et rééquilibrer la posture. Selon Banwell et al. (2015), près de 60% des personnes consultant pour cette condition sont traitées par l'intermédiaire d'orthèses plantaires. Ce travail de thèse sera d'ailleurs consacré au développement et à l'évaluation d'une orthèse plantaire originale faisant appel à la fabrication additive. Les théories sous-jacentes à leur utilisation ainsi que les procédés de fabrication feront l'objet de la section 1.3. Dans le cas de formes plus sévères, où la rigidité des articulations n'autorise plus un réalignement de l'arrière-pied et dont la prise en charge chirurgicale n'est pas envisageable, des chaussures orthopédiques sur mesure ou des orthèses pied-cheville pourront également être prescrites pour offrir davantage de support (Gougoulis, 2018).

La rééducation va jouer un rôle important dans la prise en charge. La tendinopathie du tendon tibial postérieur étant centrale dans la genèse du pied plat acquis, la physiothérapie va permettre de renforcer ce muscle fragilisé (Nielsen et al., 2011). De la même manière, la physiothérapie va permettre de lutter contre les éventuelles rétractions musculo-tendineuses du triceps sural ou des tendons fibulaires, de renforcer les fléchisseurs des orteils pour suppléer le tibial postérieur et ainsi tenter de rétablir tout déséquilibre musculo-tendineux présent (Toullec, 2015). Les différentes approches peuvent être combinées. L'utilisation combinée d'orthèses plantaires et d'un programme de physiothérapie a d'ailleurs montré son efficacité dans les stades précoces de la pathologie. Alvarez et al. (2006) ont par exemple pu observer un taux de succès de 83% dans une cohorte de 47 patients présentant une dysfonction du tibial postérieur de stade I et II. Ainsi, en moyenne, au bout de 4 mois d'exercices de renforcement musculaire couplés à la prescription d'orthèses, les patients présentaient une réduction de la douleur, une augmentation de la force des muscles autour de la cheville et une activité se rapprochant de la normale.

Ainsi, la prise en charge conservatrice du pied plat se retrouve généralement dans les stades précoces du pied plat acquis (stade I et II) et est poursuivie tant que les patients y répondent favorablement. Si cette dernière ne semble pas adéquate et/ou que les déformations

progressent, d'autres prises en charge, telle qu'une intervention chirurgicale, sont à considérer.

1.2.4.2. Intervention chirurgicale

Lorsque le pied plat est sévère, qu'il se rigidifie et que la prise en charge conservatrice échoue, une chirurgie corrective peut être envisagée (Wirth et al., 2017). Dans les stades précoces du pied plat acquis (stade I et II), on pourra envisager des interventions sur les tissus mous comme la synovectomie, autrement dit, un nettoyage du tendon tibial postérieur ou le transfert du tendon du long fléchisseur des orteils. En cas de stade plus avancé (stade III et IV), ces interventions seront combinées à des interventions de correction osseuse (ostéotomie). Le type d'ostéotomie sera dépendant de la déformation présente. On pourra également retrouver des arthrodèses de l'articulation sub-talaire, de l'articulation talo-naviculaire et de l'articulation calcanéocuboïdienne. Ces dernières pouvant être combinées. Les interventions chirurgicales ne sont pas sans contraintes. Une immobilisation par plâtre au moins 6 semaines suivant l'opération est indiquée. De plus, le rétablissement complet n'est que rarement obtenu avant 1 an suite à l'opération (Kohls-Gatzoulis et al., 2004).

Conclusion: Le pied plat représente l'un des motifs de consultation les plus fréquents en podiatrie. Une variété de techniques existe pour établir son diagnostic, la majorité d'entre-elles reposant sur des paramètres morphologiques relevés en position statique. Les déviations anatomiques induites par le pied plat vont altérer la fonction du pied et possiblement impacter la qualité de vie. Pour y pallier, les orthèses plantaires représentent l'intervention la plus commune.

1.3. Orthèses plantaires

Selon Lavigne and Noviel (1992) , le pied doit être considéré comme un segment proximal dans le traitement d'une pathologie du fait de son contact direct avec le sol. Ainsi, les OPs occupent une place importante dans le traitement conservateur de pathologies d'origine mécanique ou inflammatoire qui affectent le pied, la cheville, les membres inférieurs ou le corps en général (Bonanno et al., 2017; Riskowski et al., 2011). Le marché des OPs connaît d'ailleurs une croissance annuelle mondiale de 6,1% (4.5 milliards USD de revenus prévus en 2027) (Insight, 2021). Au regard des personnes consultant pour des troubles liés à la présence

de pieds plats, Banwell et al. (2015) ont mis en évidence que 50% d'entre elles étaient traitées par l'intermédiaire d'orthèses plantaires. Les OPs doivent répondre à un certain cahier des charges (Legagneux, 2014). Elles doivent être amovibles, fabriquées sur mesure et pouvoir être placées dans une chaussure de série. Cependant, il peut exister une certaine confusion dans la littérature. Ainsi, certains auteurs différencient les orthèses plantaires en trois catégories: *préfabriquée*, *sur mesure* et *mixte* (Rencurel et al., 2017). L'orthèse préfabriquée est usinée et fabriquée en série selon un modèle de pied générique. Elle est disponible en pharmacie, dans les magasins de chaussures ou en ligne et ne nécessite pas de prescription médicale. L'orthèse sur-mesure est fabriquée suite un examen minutieux des pieds et des membres inférieurs, ainsi qu'une prise d'empreinte, réalisés par un podiatre, professionnel de la santé. Enfin, l'orthèse mixte correspond à une base préfabriquée que le podiatre vient modifier, en ajoutant ou retirant des éléments, afin de l'adapter à un patient et une pathologie particulière. Il viendra par exemple ajouter un stabilisateur d'arrière-pied dans les cas de personnes ayant les pieds plats.

Dans cette section de la revue de la littérature, nous détaillerons le procédé de conception d'OPs sur-mesure, et plus spécifiquement pour des personnes ayant les pieds plats, dont il est question dans cette thèse. Ainsi, nous aborderons les théories selon lesquelles les orthèses sur-mesure sont conçues (section 1.3.1), l'examen clinique (section 1.3.2), les techniques pour la prise d'empreintes (section 1.3.3), ainsi que les procédés de fabrication (section 1.3.4).

1.3.1. Les théories

Selon Izraelski (2013), les OPs visent à améliorer la biomécanique des pieds en s'opposant aux forces réactives au sol causant des mouvements anormaux. Cependant, il n'existe à ce jour aucun consensus sur le mécanisme d'action exact des OPs. Plusieurs théories ont été proposées afin d'expliquer leur fonctionnement (Harradine and Bevan, 2009). Seules les trois principales théories seront évoquées dans cette section.

La théorie de la morphologie du pied, ou modèle de Root, part du principe que le pied fonctionne de manière optimale lorsque l'articulation sub-talaire est en position neutre, c'est à dire ni en pronation ni en supination, juste après le contact talon et à la fin de la phase du milieu d'appui (Root, 1977). L'objectif de cette méthode de prise en charge va être d'identifier une éventuelle anomalie morphologique du pied et de prescrire une orthèse permettant de prévenir les mouvements compensatoires subséquent des articulations (Root, 1971; Root, 1977). La prescription commence par une prise d'empreinte du pied en décharge

et avec l'articulation sub-talaire au neutre (Root et al., 1971). Cette position neutre de l'articulation sub-talaire va servir de base pour la conception des orthèses dont le but est de rééquilibrer les déformations du pied et rétablir l'alignement de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied. Des modifications intrinsèques vont alors être réalisées sur le moule du pied afin de placer le talon dans la position adéquate. Bien que cette approche biomécanique soit l'une des plus couramment utilisée par les podiatres au regard de la fonction du pied et des orthèses, elle est sujette à des critiques (Harradine et al., 2006). Outre le manque d'écrits et/ou d'études détaillant le protocole de prescription des OPs, c'est avant tout la fiabilité ainsi que la validité de l'utilisation de la position neutre de l'articulation sub-talaire qui est remise en question (Jarvis et al., 2012; Keenan and Bach, 2006). Selon Jarvis et al. (2017), l'évaluation de Root, effectuée en statique, définit des déformations du pied qui n'ont aucune relation avec la cinématique de ce dernier à la marche. Les anomalies décelées par l'intermédiaire de cette approche seraient d'ailleurs communes dans la population asymptomatique. Pour ces auteurs, la réalisation de l'évaluation du pied en position statique et en décharge (ou debout), avec le pied positionné manuellement par le clinicien, expliquerait l'absence de corrélation entre cette évaluation et la dynamique du pied. Ils préconisent d'ailleurs de ne plus utiliser ce protocole d'évaluation et de mettre l'accent sur l'évaluation du comportement du pied lors de tâches de mise en charge liées aux symptômes.

La théorie de la facilitation dans le plan sagittal, avancée par Dananberg (1986), met en avant l'importance du pied et notamment son action de pivot entre le contact talon et la levée des orteils, qui va permettre une extension adéquate de la hanche lors de la phase de propulsion. Ainsi, toute restriction de mouvement dans le plan sagittal induite par une pathologie (ex : hallux limitus fonctionnel ou pied équin) va altérer l'extension de hanche et la propulsion, engendrant des compensations au niveau du pied et de la cheville (Harradine and Bevan, 2009). Bien qu'il est possible d'utiliser cette théorie pour expliquer des douleurs et/ou anomalies au pied, Dananberg a principalement associé cette théorie à des problèmes de postures plus proximales, tels que des douleurs dans le bas du dos (Dananberg, 1995; Dananberg and Guiliano, 1999). Sans tenir compte de l'alignement entre l'arrière-pied et l'avant-pied comme il en est question dans le modèle de Root, l'objectif des orthèses plantaires issues de cette théorie est de faciliter le mouvement dans le plan sagittal. Ces dernières vont être modélisées par essais et erreurs selon un examen fonctionnel, et non statique, du pied faisant appel à des observations vidéo et l'analyse des pressions plantaires. Parmi les modifications apportées à la coquille de l'orthèse, on retrouve des découpes sous le

premier rayon ou des extensions spécifiques sous l'avant-pied pour faciliter la propulsion médiale (Dananberg and Guiliano, 1999). Les modifications telles que les inclinaisons sont relativement petites (1°) et ne prennent pas en compte la relation avant-pied/arrière-pied comme c'est le cas dans la théorie de la morphologie du pied. Elles sont donc potentiellement complètement différentes de ce qui semblerait nécessaire d'après une évaluation statique standard (Dananberg and Guiliano, 1999). La méthode de prescription des orthèses et de prise d'empreintes étant peu documentée, la reproduction de cette approche peut s'avérer peu évidente pour les cliniciens. Les modifications apportées à la coquille de l'orthèse sont donc avant tout guidées par l'expérience de ces derniers. De plus, selon Harradine et al. (2006), l'utilisation d'observations vidéo et d'analyses des pressions plantaires est à remettre en question, notamment au regard de leur fiabilité et de leur précision.

La théorie du stress tissulaire, mise en avant par Kirby (2001), est basée sur l'évaluation des moments de force autour de l'articulation sub-talaire et les méthodes permettant de réduire les contraintes sur les structures anatomiques. Cette théorie repose plutôt sur la cinétique que la cinématique de la marche. Le concept central est que la pronation ou la supination ne cause pas de dommage mais les stopper oui. La théorie du stress tissulaire est donc guidée par la réduction des symptômes plutôt qu'un alignement optimal du pied (Fuller, 1999). Ainsi, les orthèses vont permettre de réduire les forces anormales appliquées sur les structures endommagées en appliquant des moments de force appropriés à l'articulation sub-talaire et rétablissant du même fait l'équilibre rotationnel autour de cette articulation. D'ailleurs, selon Kirby, il ne serait pas pertinent de rétablir la fonction normale du pied, telle que décrite par Root, par l'utilisation d'orthèses (Kirby, 2000). Il s'appuie notamment sur le fait que lorsque l'articulation sub-talaire est proche du neutre pendant la marche, le pied présente un moment en supination excessif. La prescription d'orthèses selon la théorie du stress tissulaire inclut donc généralement des modifications sur le positif du moule de pied (« heel skive ») et/ou la coquille l'orthèse (biseau d'avant-pied, biseau d'arrière-pied ou extension d'avant-pied) ayant des orientations en varus ou en valgus permettant d'appliquer les moments de force adéquats et rétablir l'équilibre rotationnel du pied (Fuller, 1999; Kirby, 1992, 1997) On peut ici retrouver de larges modifications allant jusqu'à 10° . L'inclinaison du biseau va être dictée par l'amplitude du moment pathologique et non pas par la position neutre de l'articulation sub-talaire. Cependant, tout comme pour la théorie de la facilitation dans le plan sagittal, il n'existe pas de protocole de prescription pour la production des orthèses. De plus, le manque

de littérature au regard de ce type d'orthèses ne permet pas de conclure sur leur efficacité clinique (Harradine et al., 2006).

Selon Harradine and Bevan (2009), il existe des aspects bénéfiques dans chacune des perspectives théoriques. Ainsi, bien que leurs principes conceptuels soient conflictuels, elles montrent conjointement que le pied a trois principales fonctions :

- Être stable et maintenir une congruence structurelle au cours de la phase d'appui ;
- Permettre à la jambe de pivoter sur le point d'appui au sol pour un pas normal ;
- Permettre une rotation interne puis externe de la jambe par rapport au sol par le biais d'une pronation ou supination de l'articulation sub-talaire.

Par conséquent, les trois théories ont pour intention d'aider le « Windlass mechanism », d'améliorer la capacité du pied à fonctionner comme un pivot congruent stable et de contribuer à une rotation normale de hanche dans le plan transverse (Harradine and Bevan, 2009). Partant de ce constat, ces auteurs proposent une théorie unifiée expliquant la fonction normale et anormale du pied. Par ailleurs, selon eux, un mécanisme commun ou plus d'une façon de réduire les symptômes par l'utilisation d'OPs pourrait exister. Ainsi, le choix de la théorie dépendrait des anomalies de la marche ainsi que des symptômes présents. Bien qu'il existe plusieurs théories et que leurs principes puissent être conflictuels, il est admis que leur mise en œuvre a généralement un effet positif dans le traitement des symptômes du membre inférieur.

1.3.2. L'examen clinique

Afin de guider au mieux la conception d'OPs sur-mesure, un examen clinique du pied incluant une étude stato-dynamique de l'ensemble du corps est réalisé par un clinicien (*c.-à-d.* podiatre) (Zing, 2008; Zing and Goldcher, 2014). Incontournable, cet examen est rendu difficile par la structure anatomique complexe du pied, et nécessite d'être mené de manière méthodique et rigoureuse. Un interrogatoire clinique préalable, révélant le ou les motifs de consultation, va permettre d'orienter ce dernier. Il est généralement composé d'un examen des pieds en décharge ainsi qu'en charge statique et dynamique. L'examen des pieds en décharge est un examen "pied en main" réalisé couché. Fonction de l'interrogatoire clinique, ce dernier peut se décomposer en bilan cutané, neurologique, vasculaire, articulaire, musculaire et morphologique du pied. L'examen des pieds en position ortho-statique va permettre de juger le comportement du pied sous l'action du poids du corps. Il comprend une étude des

empreintes plantaires sur podoscope suivie d'une évaluation des troubles morpho-statiques, autrement dit, des déviations posturales et/ou des déformations morphologiques du pied en position statique. Dans le cadre de cette thèse, des mesures de hauteur ainsi que de flexibilité de l'arche ont été effectuées pour le recrutement des participants avec pieds plats flexibles. Ces mesures ont également permis d'ajuster la rigidité et le design de leurs orthèses. Enfin, l'examen clinique est complété par une évaluation visuelle de la marche. Cette dernière va généralement être réalisée, aussi bien pieds nus que chaussés, et permettre d'apprécier les répercussions des déformations et/ou déviations observées en statique sur la fonction du pied. S'il a les équipements à disposition, le clinicien peut compléter l'évaluation visuelle de la marche par une évaluation quantifiée, impliquant par exemple un enregistrement des pressions plantaires et/ou de la cinématique 2D ou 3D des membres inférieurs.

1.3.3. La prise d'empreintes

La réalisation d'OPs sur-mesure nécessite la prise d'empreintes. Cette dernière peut varier en fonction des matériaux et techniques utilisés, mais aussi en fonction de la position du patient lors de celle-ci (Laughton et al., 2002). Ainsi, la prise d'empreintes peut s'effectuer à l'aide d'un plâtre de Paris, une boîte de mousse ou encore un scanner 3D (Figure 13). Elle peut être réalisée avec l'individu en position de décubitus dorsal ou ventral, assis avec le pied en appui au sol, ou debout en charge. La prise d'empreintes à l'aide du plâtre de Paris représente l'approche traditionnelle. Elle s'effectue généralement en décubitus dorsal ou ventral avec l'articulation sub-talaire en position neutre (Root, 1971). La prise d'empreintes avec la boîte en mousse (*foam box*) est généralement réalisée avec le patient en semi-charge. Le praticien dirige alors le pied sur la boîte afin de respecter la position désirée. L'empreinte obtenue avec le plâtre et la boîte en mousse constitue le négatif servant de base pour mouler, en plâtre ou polyuréthane rigide, le positif du pied. Plus récemment, l'avènement du scanner 3D a offert de nouvelles perspectives. Ainsi, selon la technologie de ce dernier, la prise d'empreinte peut s'effectuer dans une variété de positions. De plus, le scanner 3D peut également être utilisé pour obtenir un positif du pied à partir d'empreintes recueillies grâce à un plâtre ou une boîte en mousse. D'autre part, cette technique est peu coûteuse, rapide, fiable et peu contraignante pour le patient (Payne, 2007). Elle peut ainsi permettre aux praticiens de dégager du temps pour une éventuelle analyse du mouvement ou un enregistrement des pressions plantaires. Enfin, un autre avantage de l'utilisation d'un scanner 3D réside dans l'obtention d'une

empreinte au format digital. En effet, cette dernière peut être archivée et réutilisée facilement et ne risque pas d'être perdue ou endommagée.

Ainsi, chacune des méthodes décrites peut s'avérer adaptée si utilisée de manière appropriée. Toutefois, bien que les praticiens placent généralement l'articulation sub-talaire en position neutre pour la prise d'empreintes, l'interprétation du « neutre » peut varier d'un praticien à un autre (Chuter et al., 2003). De plus, l'utilisation de cette position est un sujet controversé (Jarvis et al., 2017). Ainsi, il peut exister une certaine variabilité dans la prise d'empreintes et la conception d'orthèses qui en découle (Chevalier and Chockalingam, 2012).



Figure 13 – Les techniques de prise d'empreintes : (A) plâtre de Paris, figure reproduite de <https://www.ottawaorthotielab.com/customorthotics>; (B) boîte en mousse, figure reproduite de https://www.opm-online.ie/index.php?rt=product/product&product_id=748; (C) scanner 3D, figure reproduite de <https://www.ortowear.com/en/behandlere/toolbox/3d-scan/>.

1.3.4. Les procédés de fabrication

La fabrication d'orthèses sur-mesure traditionnelle s'effectue à partir du positif du pied obtenu suite à la prise d'empreintes. Ce dernier est modifié dans le but d'altérer les forces appliquées au pied et ainsi assurer un réalignement et une amélioration de la fonction de ce dernier (Chui et al., 2019). Les empreintes étant généralement recueillies en décharge, le positif du pied est modifié pour permettre une élongation du pied et une expansion des tissus mous en charge. L'altération des forces agissant sur le membre inférieur et la correction plus spécifique des déformations et/ou déviations observées lors de l'examen cliniques sont réalisées par des modifications géométriques de l'OP qui peuvent être intrinsèques ou extrinsèques. Une modification intrinsèque se définit comme un ajout ou un retrait de matériau sur le moule positif du pied tandis qu'une modification extrinsèque se définit par un ajout de matériau sur la coquille originale de l'OP. Dans le cas des personnes ayant les pieds plats, les OPs sont prescrites afin de contrôler la pronation excessive (Leung et al., 2004). Toutefois, il n'existe pas de prescription unique au regard de la géométrie des orthèses

(Banwell et al., 2015). Ainsi, on peut retrouver des modifications intrinsèques tel que le biseau médial calcanéen, décrit par (Kirby, 1992) (Figure 14A) Une certaine quantité de matériau va être retirée du positif sur la partie médiale du talon afin de créer un moment de force supinateur et ainsi diminuer le stress agissant sur les structures médiales à l'articulation sous-talaire. Pour ce qui est des modifications extrinsèques, l'ajout d'un stabilisateur d'arrière-pied représente la modification la plus courante (Menz et al., 2017). Pour les personnes ayant les pieds plats, on va généralement utiliser un coin médial sous la coquille de l'orthèse pour réduire l'éversion de l'arrière-pied (Figure 14B).

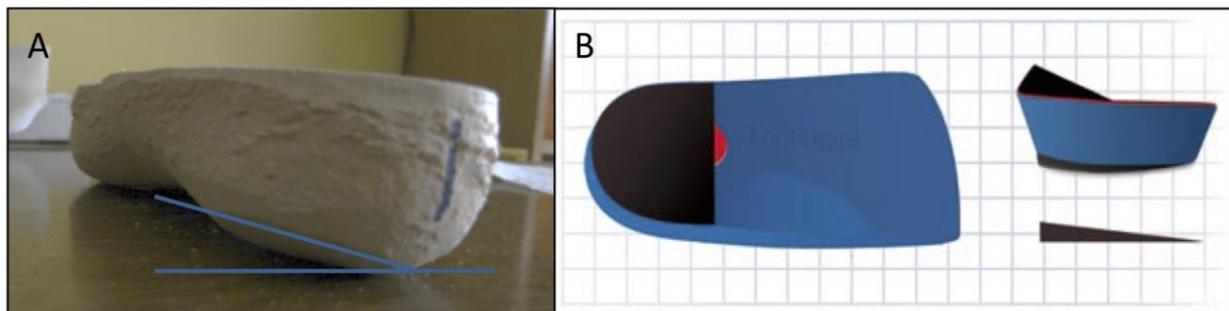


Figure 14 – Modification intrinsèque et extrinsèque courante pour les personnes ayant les pieds plats : (A) vue postérieure d'un positif de pied droit avec un biseau médial calcanéen, figure reproduite et adaptée de <https://ortopodologiaybiomecanica.blogspot.com/>; (b) vue de dessous et postérieure d'une orthèse pour pied droit incluant un stabilisateur médial d'arrière-pied, figure reproduite de <https://www.physioadvisor.com.au/shop/orthotics/footlogics-orthotics/>.

Dès lors que les modifications nécessaires ont été effectuées sur le positif du pied, des matériaux thermo-formables sont chauffés et moulés sur ce dernier pour former la coquille de l'orthèse (Deleu and Deschamps, 2015). D'ailleurs, une grande variété de matériaux est utilisée pour la production d'orthèses dans les techniques traditionnelles, et ce même pour une unique pathologie. Ils sont choisis par le praticien en fonction de leurs propriétés et du type de correction nécessaire. Le polypropylène et l'EVA représentent les matériaux les plus utilisés pour la coquille (Menz et al., 2017), tandis que le vinyle est souvent utilisé comme matériau de recouvrement pour l'interface entre le pied et l'orthèse (Chui et al., 2019). Ainsi, la personnalisation requise pour la conception d'orthèses plantaires sur mesure, aussi bien dans les modifications apportées que dans les choix de matériaux, implique l'existence d'une certaine variabilité d'un praticien à un autre (Chevalier and Chockalingam, 2012). Cette dernière peut en partie expliquer le manque de consensus existant au regard des résultats des études scientifiques sur les effets des OPs et souligne la nécessité d'une certaine standardisation dans le processus de conception.

Plus récemment, le développement des nouvelles technologies a vu l'émergence de l'utilisation de la fabrication additive (*c.-à-d.* l'impression 3D) dans la conception d'OPs sur-mesure. À la suite de l'acquisition des empreintes du pied par un scanner 3D, le clinicien peut appliquer les corrections appropriées grâce à un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO). Grâce à la CAO, les étapes de conception peuvent être automatisées et inclure des procédés d'optimisation, permettant au clinicien de gagner du temps sur la production d'orthèses (Lochner, 2013). De plus, la CAO et les techniques d'impression 3D offrent une certaine liberté dans la conception et de nouvelles possibilités de production qui ne seraient pas réalisables par les méthodes traditionnelles (Davia-Aracil et al., 2018). Ainsi, il est possible de personnaliser l'orthèse par l'ajout de composantes externes ou par des modifications locales de sa géométrie interne (Davia-Aracil et al., 2018) pour adapter sa fonctionnalité. La liberté de conception offerte par ces technologies a d'ailleurs récemment permis d'établir une méthode d'estimation de la déformation des OPs faisant appel à de l'intelligence artificielle (Hajizadeh et al., 2020b). Autres avantages, l'impression 3D permet d'avoir une production rapide, précise, automatisée et reproductible (Pallari et al., 2010). Ce procédé permet également d'entrevoir une production plus durable et respectueuse de l'environnement (Khosravani and Reinicke, 2020). Elle permet notamment de limiter les déchets liés à la production car elle n'utilise guère plus que les matériaux nécessaires pour l'orthèse elle-même.

Bien que les réalisations via les techniques d'impression 3D soient généralement des structures mono-matériaux, il est possible de moduler les propriétés mécaniques des orthèses en jouant sur la géométrie des structures ainsi que l'épaisseur et la densité du matériau (Davia-Aracil et al., 2018). D'ailleurs, selon la revue de Choo et al. (2020), l'utilisation d'orthèses imprimées en 3D serait associée à des résultats similaires voire supérieurs en termes de biomécanique et de confort, comparativement à des orthèses traditionnelles. D'après ces auteurs, le plus grand taux de satisfaction au regard des orthèses imprimées en 3D peut s'expliquer par : (1) l'optimisation de la surface de l'orthèse en contact avec le corps ; (2) l'utilisation de matériaux plus solides permettant un meilleur contrôle des articulations ; (3) le confort accru grâce à meilleure distribution des pressions ; (4) la réduction du poids par l'utilisation de matériaux plus léger et de conceptions intégrant des espaces vides (trous). Partant de ce constat, les auteurs suggèrent que les orthèses imprimées en 3D pourraient remplacer les orthèses conventionnelles en pratique clinique.

Conclusion : Une multitude de techniques, de formes géométriques et de matériaux existe dans la conception d'OPs et ce, même pour répondre à une même et unique pathologie. Les techniques de fabrication traditionnelles s'avèrent coûteuses en termes de temps et dispendieuse pour le clinicien. Dans ce contexte, l'impression 3D offre de nouvelles perspectives. Ainsi, elle facilite la production d'orthèses sur-mesure et permet d'innover en termes de formes et de géométries. De plus, par la possibilité d'automatiser le processus de conception, elle peut permettre de s'affranchir de la variabilité liée au praticien.

1.4. Analyse biomécanique de la marche

Afin d'apprécier objectivement les anomalies de la marche et/ou de valider l'administration d'interventions thérapeutiques, il est parfois nécessaire de faire appel à des outils quantitatifs (Baker, 2006). Ainsi, en milieu clinique comme en laboratoire, il est courant d'effectuer une analyse quantifiée de la marche (Cimolin and Galli, 2014). Cette approche scientifique, principalement basée sur des connaissances de la biomécanique humaine, a pour but de décrire de manière quantitative les forces externes et internes mises en jeu lors de la marche et de comprendre les potentielles causes à l'origine des troubles de cette dernière (Whittle, 2014). Pour se faire, une multitude de données quantitatives, telles que la position des différents segments corporels, les forces de réaction du sol, la distribution des pressions plantaires ou encore les activités musculaires des membres inférieurs et du tronc, peuvent être recueillies pour caractériser la marche d'un individu et évaluer l'efficacité d'une intervention telle que des orthèses plantaires. Traditionnellement effectuée sur un chemin de marche, l'analyse biomécanique de la locomotion est de plus en plus réalisée sur un tapis roulant. De la même manière, les analyses statistiques utilisées impliquent généralement l'utilisation de données discrètes alors que les données recueillies ont une dimension temporelle.

Ainsi, seront abordés dans cette section les différentes composantes de l'analyse biomécanique de la marche (section 1.4.1), les modélisations biomécaniques du pied (section 1.4.2), l'évaluation de la marche sur tapis roulant (section 1.4.3), et l'utilisation de données discrètes *versus* continues pour les analyses statistiques (section 1.4.4).

1.4.1. Les composantes de l'analyse biomécanique de la marche

1.4.1.1. Analyse cinématique

La cinématique est l'étude des mouvements du corps indépendamment de leurs causes et représente l'un des principaux intérêts de l'analyse de la marche. Elle permet de décrire spatio-temporellement les mouvements segmentaires et articulaires. À cet effet, divers outils de mesure tels que des goniomètres, des capteurs inertiels, ainsi que des systèmes électromagnétiques ou optoélectroniques sont disponibles (Lacouture et al., 2014). Bien qu'ils soient coûteux, peu portables, et nécessitent une évaluation dans un espace restreint, les systèmes optoélectroniques, et plus particulièrement à marqueurs passifs, sont les plus communément utilisés en milieu clinique et en laboratoire pour l'analyse de la marche. Ils sont d'ailleurs bien souvent considérés comme le « gold standard » (Taborri et al., 2016). Leur fonctionnement fera l'objet d'une description plus détaillée ci-dessous.

Les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs sont basés sur la technique de stéréophotographie pour reconstruire la position tridimensionnelle de repères placés sur le sujet. Recouverts d'une surface réfléchissante, ces repères ou marqueurs, vont réfléchir la lumière visible dans le spectre du rouge ou infrarouge émise par les caméras. Afin de reconstruire leur position, une calibration dynamique et statique préalable des caméras est nécessaire. La calibration va permettre de définir le facteur d'échelle, la position des caméras les unes par rapport aux autres et déterminer l'origine du repère associé à l'environnement. Finalement, les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs sont obtenues en combinant les coordonnées des marqueurs dans chacune des vues 2D des caméras au moyen du modèle de calibration. La précision des mesures dépend du champ d'acquisition (nombre et placement des caméras) et de l'ensemble du processus de reconstruction. Pour les systèmes les plus performants, l'erreur de mesure est inférieure à 1 mm lors de tâches dynamiques (van der Kruk and Reijne, 2018). Lors de l'analyse du mouvement, les occlusions de marqueurs par des segments corporels peuvent s'avérer problématique pour la reconstruction de la trajectoire des marqueurs (Chiari et al., 2005). En effet, ces occlusions vont nécessiter l'utilisation de méthodes d'interpolation de trajectoire pouvant affecter la qualité/précision des données. Par l'utilisation d'un nombre de caméras plus important, on va multiplier les angles de vue et ainsi diminuer les risques d'occlusion. Une autre limitation des systèmes optoélectroniques réside dans l'utilisation de marqueurs cutanés. En effet, ces derniers sont souvent utilisés pour la localisation des centres de rotation et des systèmes de coordonnées locaux pour le calcul des angles articulaires. Cependant, les marqueurs cutanés

sont affectés par les artéfacts de tissus mous, autrement dit le mouvement de la peau par rapport aux os sous-jacents, et sont donc sources d'erreur dans l'analyse du mouvement (Cappozzo et al., 1996; Leardini et al., 2005). Pour pallier ces erreurs, certaines études ont été réalisées *in vivo* et ont eu recours à des tiges intra-corticales associées à des marqueurs pour mesurer directement la cinématique de l'os (Lafortune et al., 1992; Lundgren et al., 2008). Toutefois, le caractère très invasif de cette méthode et l'altération possible du patron de marche liée à l'inconfort limite son utilisation (Reinschmidt et al., 1997). De manière non invasive, l'impact des artéfacts de tissus mous peut être minimisé grâce à un placement de marqueurs adéquat et l'utilisation d'algorithmes cinématiques appropriés (Begon et al., 2018; Thouzé et al., 2010). Malgré ces limites, les systèmes optoélectroniques demeurent le moyen le plus abouti pour l'analyse cinématique de la marche.

Pour rendre compte de la position et du mouvement dans l'espace du squelette de l'individu, les différents segments corporels sont modélisés comme des segments rigides indéformables dont la position et l'orientation sont déterminées à partir d'un ensemble de marqueurs cutanés placés sur le sujet. Exprimés dans un système de coordonnées global, les coordonnées 3D des marqueurs vont permettre de définir la position et l'orientation des systèmes de coordonnées locaux de chacun des segments composant le modèle cinématique. Un angle articulaire correspond d'ailleurs à l'orientation d'un système de coordonnées local par rapport à un autre système de coordonnées local. À des fins de standardisation et ainsi permettre une certaine comparaison entre les résultats de différentes études, des recommandations quant à la détermination des systèmes de coordonnées locaux ont été mises en place par l'*International Society of Biomechanics* (Wu et al., 2002).

À ce jour, il existe un large éventail de modèles cinématiques pour analyser la locomotion, ces derniers étant de plus en plus élaborés. La question de recherche ainsi que le matériel à disposition vont principalement contribuer au choix du modèle, notamment au regard du pied (Leardini and Caravaggi, 2017). Toutefois, la précision des mesures cinématiques va dépendre de l'adéquation du modèle cinématique par rapport au mouvement réel des segments. Dans le cadre de l'analyse de la marche, les membres inférieurs sont généralement modélisés en sept segments (pelvis, cuisses, jambes et pieds). C'est d'ailleurs le cas du *Conventional Gait Model* (Kadaba et al., 1990) qui représente l'un des modèles les plus utilisés pour quantifier les paramètres cinématique de la marche, notamment en milieu clinique. Cependant, ce type de modèle repose sur des hypothèses simplificatrices, faisant intervenir un faible nombre de marqueurs et des algorithmes prédéfinis assumant que les

marqueurs ne soient pas impactés par les artéfacts de tissus mous. Ces modèles recourent aussi généralement à une détermination des centres articulaires suivant des méthodes prédictives. Basées sur des marqueurs anatomiques ou des modèles de régression linéaire basés sur des mesures anthropométriques, ces méthodes peuvent s'avérer imprécises, notamment dans la détermination du centre articulaire de la hanche (Sangeux et al., 2014). La définition des systèmes d'axes segmentaires étant dépendante de la localisation du centre articulaire, les mesures de cinématiques et de cinétiques peuvent être impactées par la localisation de ce dernier (Stagni et al., 2000).

Pour pallier les différentes limites associées à ces modèles, un modèle personnalisé couplé à des algorithmes d'optimisation multi-corps (ou optimisation globale) ou un filtre de Kalman étendu peuvent être utilisés. Ainsi, par l'intermédiaire d'une fonction qui minimise la somme des écarts quadratiques entre la position des marqueurs expérimentaux et la position des marqueurs du modèle (Lu and O'connor, 1999), l'optimisation globale permet de compenser les artéfacts de tissus mous et le bruit des systèmes de mesures cinématiques (Begon et al., 2018). Le filtre de Kalman étendu quant à lui permet de réduire le bruit dans les données cinématiques en utilisant un algorithme de prédiction basé sur la probabilité Gaussienne (Deutscher et al., 1999). Fohanno et al. (2014) ont d'ailleurs montré son efficacité pour estimer la cinématique articulaire en présence d'occlusion de marqueurs. Outre ces méthodes, l'impact des artéfacts des tissus mous peut être limité grâce à des ajustements du modèle cinématique utilisé lors des collectes de données, notamment la redondance et le placement des marqueurs. En effet, des marqueurs techniques, positionnés de manière à éviter les zones affectées par les contractions musculaires et les mouvements articulaires, peuvent être privilégiés afin de suivre plus fidèlement le mouvement des os de la cuisse et de la jambe (Leardini et al., 2005). Enfin, au regard de la détermination des centres et axes articulaires, il existe des méthodes dites fonctionnelles, permettant de les localiser plus justement que les méthodes dites anatomiques. Ces méthodes nécessitent de mobiliser le segment distal par rapport au segment proximal pour déterminer le point de pivot de la rotation articulaire (Leardini et al., 1999). Dans le cas de l'analyse de marche, elles peuvent notamment être utilisées pour déterminer le centre articulaire de la hanche ainsi que l'axe articulaire du genou (Ehrig et al., 2006, 2007).

Ainsi, le choix d'un modèle cinématique adéquate et l'utilisation de méthodes adaptées pour le traitement de données cinématiques sont essentiels. En effet, c'est à partir de la position en trois dimensions des marqueurs cutanés que le déplacement, la vitesse et l'accélération des

différents segments corporels dans l'espace, ainsi que les angles et vitesses articulaires entre les segments lors du mouvement vont être déterminés. Ces différents paramètres vont par la suite être utilisés afin d'évaluer, suivre et décrire quantitativement des patrons de mouvements. L'ajout de données de dynamiques permet de compléter les analyses cinématiques en donnant des indications sur les causes sous-jacentes des mouvements.

1.4.1.2. Analyse dynamique

L'analyse dynamique en biomécanique est l'étude des forces et moments internes qui sont à l'origine du mouvement. La quantification directe des efforts aux articulations n'étant pas possible de manière non invasive, les forces et moments internes sont estimés par l'intermédiaire d'une modélisation du corps faisant appel aux lois de la mécanique. Ainsi, en pratique, seuls les forces et moments externes, correspondant à la réaction du corps sur l'environnement, peuvent être mesurés. Dans le cas de la marche, les forces de réaction du sol, qui résultent du contact pied/sol, peuvent être quantifiées grâce à des systèmes de mesure dynamique tels que des plateformes de forces ou des capteurs de pression. Les plateformes de forces représentent les outils dynamométriques les plus utilisés pour l'analyse de la locomotion en clinique et en laboratoire. Elles permettent de fournir les forces et moments qui s'appliquent à l'interface entre le pied et la plate-forme dans les trois directions: verticale, longitudinale (antéro-postérieure) et latérale (médio-latérale) (Figure 15).

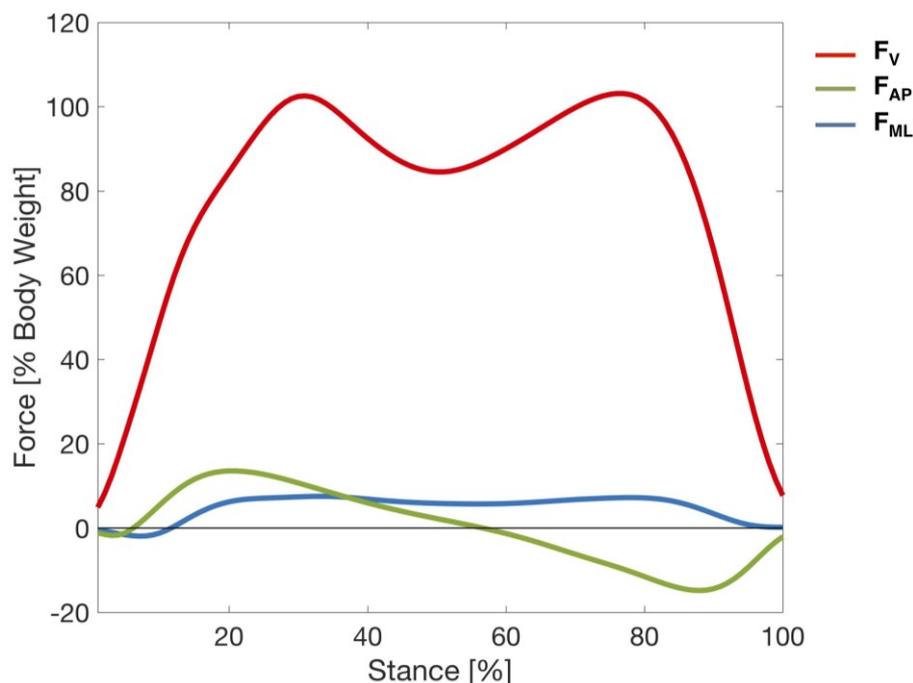


Figure 15 – Exemple typique des trois composantes de la force de réaction au sol lors de la phase d'appui de la marche normale. La courbe rouge représente la composante verticale, la verte la composante antéro-postérieure et la bleue la composante médio-latérale.

Généralement intégrées sur un chemin de marche, les plateformes de force nécessitent un contact unique et complet du pied pour estimer correctement les forces en jeu. Ainsi, l'enregistrement d'un cycle de marche complet nécessite deux plateformes de forces. Le dispositif expérimental alors en place peut induire une modification du patron de marche des individus, et notamment de la longueur du pas, dans le but de viser chacune des plateformes (Pélessier and Boisson, 1994). Pour pallier ces éventuelles perturbations du patron de marche, il est par exemple possible de camoufler les plateformes de force dans le chemin de marche et d'inviter les participants à marcher naturellement le long de ce dernier. Le recours à cette façon de procéder peut cependant impliquer l'enregistrement d'un nombre important d'essais avant d'obtenir plusieurs cycles de marche exploitables. Une autre manière de pallier cette contrainte est d'utiliser un tapis roulant instrumenté de plateformes de forces. Cet outil, dont l'usage s'est démocratisé dans le cadre de l'analyse du mouvement fera d'ailleurs l'objet de la section 1.4.3.

Couplées aux données de cinématique des différents segments corporels, les données recueillies grâce aux plateformes de force sont indispensables pour implémenter un modèle de dynamique inverse permettant d'estimer les forces et moment articulaires internes et d'apprécier les groupes musculaires responsables du mouvement. Cette approche est le plus souvent basée sur les équations du mouvement de Newton-Euler par une approche itérative ou de Euler-Lagrange (Équation 2). En plus des données de cinématiques (positions, vitesses et accélérations segmentaires) et des forces de contact (forces de réaction du sol et leurs points d'application), cette méthode nécessite les propriétés inertielles des différents segment corporels (masse, centre de masse et matrice d'inertie). Ces dernières peuvent être estimées à partir de tables anthropométriques (De Leva, 1996; Dempster, 1955; Winter, 1990), d'équation de régression (Jensen, 1986; Zatsiorsky, 1983), ou de modèle géométrique (Hanavan Jr, 1964; Yeadon, 1990). Ainsi, à partir des coordonnées (q), vitesses (\dot{q}) et accélérations (\ddot{q}) généralisées et des forces de réaction du sol (λ), les efforts généralisés (τ) peuvent être estimés:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) - C(q)^T \lambda \quad \text{Équation 2}$$

où $M(q)$ est la matrice de masse et $N(q, \dot{q})$ sont les effets non linéaires calculés au moyen du modèle cinématique et des paramètres inertiels. $C(q)$ est la jacobienne des points d'application des forces de contact (λ), c'est-à-dire la matrice des dérivées partielles des points de contact avec le sol par rapport aux coordonnées généralisées.

Par l'intermédiaire de la dynamique inverse, l'effort résultant des actions musculaires agonistes et antagonistes autour d'une articulation est déterminé et permettent de fournir de précieuses informations sur les groupes musculaires principalement responsables du mouvement. Toutefois, diverses méthodes peuvent être utilisées dans l'estimation des forces et moments articulaires, et conduire à des interprétations et/ou comparaisons de résultats incohérentes. Une standardisation telle qu'émise par l' *International Society of Biomechanics* au regard des analyses de données de cinématique (Wu et al., 2002) n'étant pas suffisante, des recommandations quant au rapport de la méthode ont récemment été publiées (Derrick et al., 2020). Ainsi, les auteurs ont développé une liste de points essentiels à détailler afin de faciliter la compréhension des résultats et la reproduction de ceux-ci. Parmi ces points à détailler, on retrouve le modèle anthropométrique, la méthode d'estimation de la position des centres de rotation, la fréquence d'échantillonnage ainsi que les filtres, la méthode de calcul pour décrire la dynamique d'un système mécanique (Newton-Euler ou Euler-Lagrange), le type de systèmes de coordonnées (global, local ou généralisées), la perspective selon laquelle les moments articulaires sont considérés (externe ou interne), et la procédure de normalisation des données (masse, taille ou longueur des jambes). Cette liste a d'ailleurs été remplie à l'égard de la méthode utilisée dans ce travail de doctorat (Annexe 1). Outre la méthode utilisée, l'estimation des forces et moments articulaires résultants est également susceptible de varier en fonction des forces de réaction au sol (Kuo, 1998). En effet, des différences peuvent par exemple exister dans la détermination de ces forces entre une plateforme de force ou un tapis roulant instrumenté. Ces dernières seront abordées dans la section 1.4.3.2.

1.4.1.3. Analyse baropodométrie

La baropodométrie, ou l'étude des pressions plantaires, est une technique d'analyse de plus en plus répandue en clinique et en laboratoire pour évaluer la posture et la locomotion. Elle a de multiples usages, tels que la détection de pathologies ou traumatismes, le suivi d'un traitement ou d'une intervention, ou encore l'aide à la conception de chaussures ou d'orthèses. Contrairement aux plateformes de forces qui résument l'appui plantaire en un seul point, les systèmes de mesure baropodométrie sont constitués d'une multitude de capteurs et permettent d'évaluer de manière qualitative et quantitative l'intensité et la répartition des forces qui s'exercent sur la surface plantaire des pieds. Ces systèmes se limitent toutefois à l'étude des forces normales à la surface du capteur et ne donnent pas d'information sur les forces de cisaillement, ni sur les moments produits par le mouvement du pied au sol. Différents systèmes de mesure baropodométrie sont aujourd'hui disponibles sur le marché.

Ils se distinguent notamment par leur modalité de mesures (pieds nus ou chaussés), le type de capteurs (piézoélectrique, résistif, capacitif), ainsi que leur résolution spatiale et temporelle (nombre de capteurs, fréquence d'acquisition) (Zulkifli and Loh, 2020). Pour que les différentes métriques extraites soient exploitables, elles doivent représenter ce qui se passe réellement au niveau du pied. Les systèmes de mesure se doivent donc d'avoir une résolution spatiale élevée, une fréquence d'acquisition raisonnable, d'être précis et sensibles (Abdul Razak et al., 2012). Ainsi, les outils baropodométriques se retrouvent généralement sous forme de tapis de pression (Figure 16A) ou de semelles embarquées (Figure 16B). Le choix du système dépend notamment de l'objectif de l'étude, du niveau de précision requis et du budget.

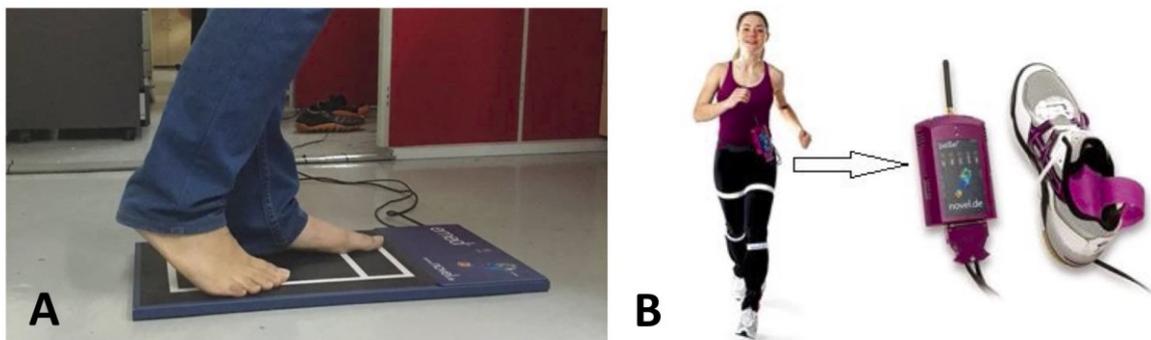


Figure 16 – Systèmes de mesure baropodométrique : (A) tapis de pression et (B) semelles embarquées. Figure reproduite et adaptée de Zulkifli et al. 2020 avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier.

Les tapis de pressions sont simples d'utilisation et leur mise en place est rapide. Il suffit de poser le système au sol et le sujet n'a pas besoin d'être appareillé. De plus, les acquisitions peuvent se faire pieds nus et la densité de capteur dans ce type de système peut atteindre 4 capteurs par cm^2 . Toutefois, n'étant pas un système embarqué, l'acquisition de pas successifs reste limitée. Par ailleurs, s'il est de petite dimension, le sujet va avoir tendance à ajuster sa longueur de pas pour bien poser son pied sur le tapis (Pélissier and Boisson, 1994). Une période de familiarisation peut donc s'avérer nécessaire pour éviter toute altération du patron de marche.

Placés entre le pied et la chaussure, les systèmes de semelles embarquées offrent la possibilité d'enregistrer de nombreux pas consécutifs dans un environnement plus écologique, et permettent au sujet de conserver un patron de marche naturel (Ledoux et al., 2013). Ils sont généralement privilégiés en raison de leur flexibilité, portabilité et applicabilité (Zulkifli and Loh, 2020). Leur utilisation est d'ailleurs recommandée dans l'évaluation d'intervention telles que des orthèses plantaires (Abdul Razak et al., 2012). Il existe cependant certaines

limitations quant à leur utilisation. En effet, lorsque les semelles sont utilisées avec des chaussures ou des orthèses ayant un support d'arche par exemple, certains capteurs peuvent avoir une angulation par rapport au sol. Étant donné que les capteurs ne mesurent que la force normale à leur surface, des erreurs dues à des forces de cisaillement peuvent être introduites dans l'estimation de la composante verticale des forces de réaction du sol (Koch et al., 2016). Aussi, contrairement aux tapis de pression, le nombre de capteurs est souvent limité (Putty 2007) et la performance de ces derniers peut se détériorer au fil du temps. En effet, leur flexibilité va induire la présence de plis, notamment au niveau du talon, pouvant affecter la transmission du signal et/ou endommager certains capteurs (Woodburn and Helliwell, 1996). Enfin, les résultats de pression peuvent également être affectés par la chaleur, la sueur et le glissement des semelles à l'intérieur des chaussures (Abdul Razak et al., 2012; Woodburn and Helliwell, 1996). Bien que certaines limites puissent exister, ces systèmes se montrent plus adéquats pour évaluer les interactions pied/orthèse. De plus, ils sont adaptés pour être utilisés conjointement à un tapis roulant et ainsi recueillir un grand nombre de cycles successifs dans un temps et un espace restreint.

Concernant l'analyse de données baropodométriques, les données de pressions plantaires sont généralement divisées en régions d'intérêts ou masques (Goonetilleke, 2012). Créées manuellement ou automatiquement via le logiciel d'acquisition, les régions d'intérêts sont basées sur les caractéristiques anatomiques du pied et représentent des régions fonctionnellement pertinentes. Par l'intermédiaire de lignes longitudinales ou horizontales, le pied va être divisé médio-latéralement et antéro-postérieurement. Cependant, il n'existe pas une manière unique ni de consensus pour diviser le pied (Buldt et al., 2018). On retrouve ainsi des études ayant divisé le pied en 3 régions (McKay et al., 2017), et d'autres l'ayant divisé en régions (Hillstrom et al., 2013). De la variabilité existe également dans la définition des bordures de chaque région (Figure 17). La comparaison entre les études peut donc s'avérer difficile.

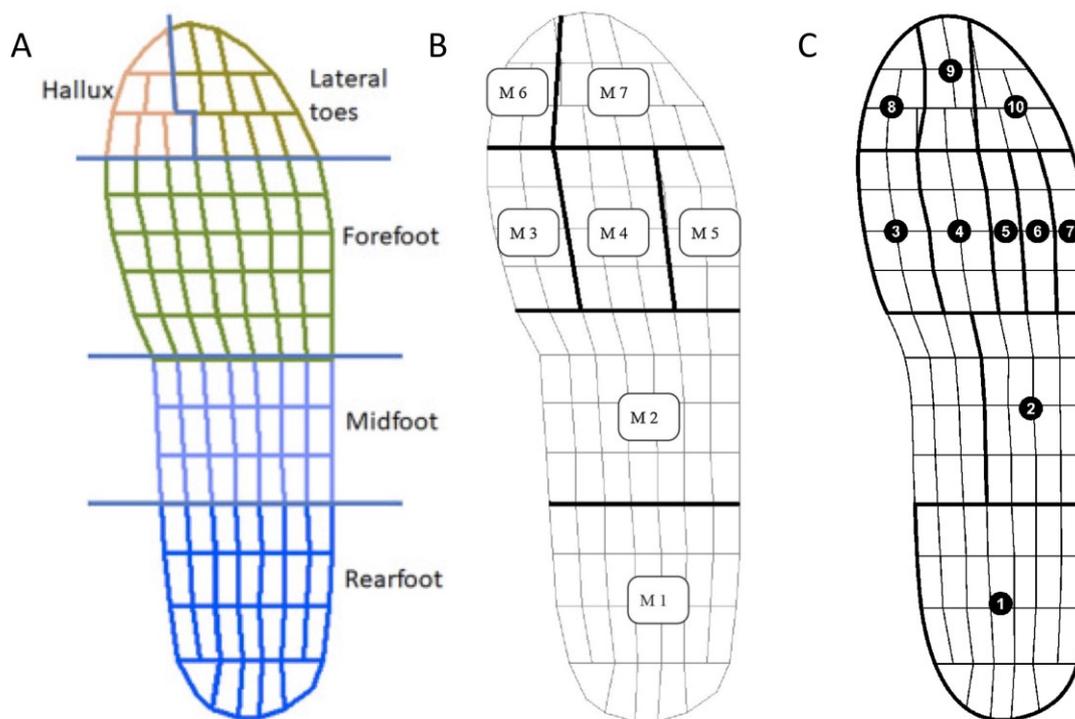


Figure 17 – Représentations schématiques de différents découpages de régions d'intérêts pour l'analyse des pressions plantaires. (A) Découpage en 5 régions. Figure reproduite de Searle et al. (2019) avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier ; (B) Découpage en 7 régions. Figure reproduite de Bergstra et al. (2015) avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier ; (C) Découpage en 10 régions. Figure reproduite de Putti et al. (2007) avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier.

Différentes variables telles que les pics de pressions, la pression moyenne ou la surface de contact sont par la suite extraites pour chacune des régions. Les résultats issus de ces analyses fournissent des informations précieuses sur la fonction du pied ainsi que sur l'effet de traitements. Les altérations des pressions plantaires causées par la présence d'un pied plat ainsi que l'impact du port d'orthèses plantaires sur ces dernières sera abordé plus en détail dans la section 1.5.

1.4.1.4. Analyse électromyographie

L'électromyographie (EMG) s'intéresse à l'activité électrique des muscles et donne ainsi accès aux processus neuromusculaires sous-jacent au mouvement. L'enregistrement du signal électrique peut s'effectuer à l'aide d'électrodes de surface ou d'électrodes intramusculaires. Le choix du type d'électrodes va dépendre du muscle étudié, de la tâche effectuée et de la question de recherche. Plus couramment utilisées, les électrodes de surface sont placées sur la peau au regard du muscle étudié suivant diverses recommandations (type d'électrode, préparation de la peau, emplacement de l'électrode, etc.) (Merletti and Cerone, 2020). L'utilisation de ce type d'électrodes peut cependant présenter quelques limites. Ainsi, dû aux

changements d'angle articulaire lors du mouvement, le muscle est susceptible de se déplacer par rapport aux électrodes placées sur la peau en surface (Farina et al., 2001). De plus, des muscles adjacents peuvent être actifs à différents intervalles temporels et interférer avec le signal du muscle enregistré, on parle de *crosstalk* (Campanini et al., 2007). Ces différents facteurs peuvent affecter l'estimation du moment de l'activation musculaire ainsi que l'enveloppe du signal EMG (Perry and Davids, 1992). Ainsi, à la marche, l'enveloppe des signaux recueillis des muscles tibial antérieur et long fibulaire, muscles relativement étroits et proche l'un de l'autre, sont susceptibles de présenter une certaine variabilité (Campanini et al., 2007). Enfin, les électrodes de surface s'avèrent particulièrement inadéquates pour enregistrer l'activité de muscles profonds. Ainsi, pour enregistrer l'activité musculaire de muscles plus petits et/ou de muscles profond, il est préférable d'utiliser des électrodes intramusculaires, implantées directement dans le muscle (Kleissen et al., 1998; Sutherland, 2001). Toutefois, malgré l'expertise de notre laboratoire dans ces techniques (Bouffard et al., 2019; Gaudet et al., 2018), leur utilisation est limitée due à leur caractère invasif.

L'activité myoélectrique recueillie correspond à la somme des potentiels d'action des unités motrices actives. Ainsi, l'EMG permet d'évaluer de manière qualitative (actif/inactif) et quantitative (intensité) l'activité musculaire et traduit le signal électrique associé à la contraction musculaires (De Luca, 1997). Cette technique est largement utilisée dans le domaine clinique et notamment pour l'étude de la marche. En effet, les données issues de l'EMG permettent de caractériser le patron d'activations musculaires responsable de la locomotion, ce dernier pouvant être modifié dans le cas d'une marche pathologique (Benedetti et al., 1999; Brunner and Romkes, 2008). Par conséquent, ce patron peut être utilisé pour évaluer l'effet d'interventions thérapeutiques sur la fonction neuromusculaire (Androwis et al., 2018). Cependant, les signaux myoélectriques recueillis sont complexes, bruités et nécessitent un traitement spécifique pour être interprétés et effectuer d'éventuelles comparaisons entre conditions expérimentales ou entre individus (De Luca, 1997). Ainsi, pour interpréter correctement un signal EMG, il est important de prendre en considération les différents facteurs pouvant l'influencer (Chowdhury et al., 2013). Parmi ces facteurs, on retrouve la position des électrodes, la résistance et l'impédance des tissus, la distance entre l'électrode et le muscle, et le phénomène de *crosstalk*. Au regard du traitement du signal, plusieurs étapes dont le filtrage sont nécessaires pour obtenir l'enveloppe du signal EMG (Figure 18). Le choix des paramètres des filtres dépend notamment de la tâche réalisée. Pour obtenir l'enveloppe du signal EMG, Shiavi et al. (1998) recommandent d'appliquer un filtre

Butterworth passe-bande avec une fréquence de coupure 10-400 Hz, de le redresser en le centrant autour de zéro (soustraction de la moyenne) et en ne prenant que la valeur absolue, puis d'appliquer un filtre Butterworth passe-bas ayant une fréquence de coupure minimale de 9 Hz. À des fins de comparaison intra ou inter-sujets, il est recommandé de normaliser les données EMG (Lehman and McGill, 1999). Pour se faire, plusieurs méthodes existent (Burden, 2010). Ainsi, le niveau d'activation musculaire peut être exprimé en fonction du niveau d'activation obtenu au cours d'une tâche fonctionnelle, on parle de normalisation sous-maximale, ou en fonction du niveau d'activation maximal recueilli lors d'une contraction volontaire maximale. Pour le traitement de données EMG issues d'une tâche de locomotion, l'utilisation d'une méthode de normalisation sous-maximale serait plus appropriée, car plus fiable et reproductible (Murley et al., 2010b).

Une fois le signal traité et normalisé, différentes analyses vont permettre d'extraire des informations telles que l'amplitude ou le profil d'activation, et éventuellement calculer des indices de co-activation. Ces derniers vont permettre d'évaluer les co-contractions des muscles agonistes et antagonistes. Lors de la marche, l'indice de co-contraction à la cheville, estimé à partir des activations du tibial antérieur et des gastrocnémiens, permet d'évaluer la stabilité du pied (Di Nardo et al., 2015), et peut ainsi s'avérer pertinent à quantifier dans l'évaluation d'une intervention telles que des orthèses plantaires.

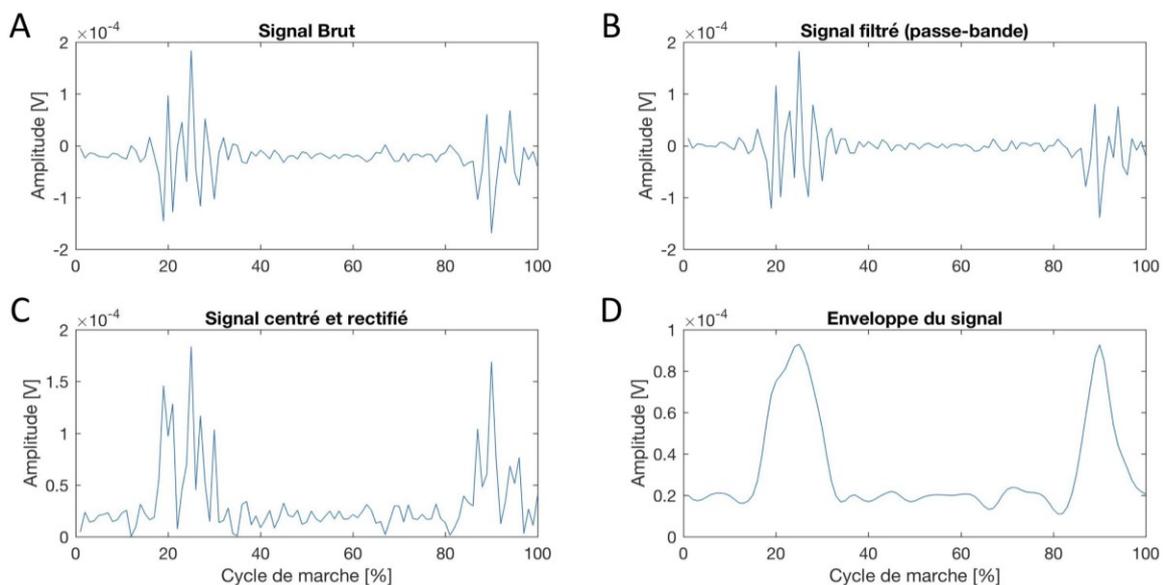


Figure 18 – Représentation graphique des différentes étapes du traitement du signal EMG. (A) Signal brut ; (B) Signal filtré avec un filtre passe-bande ; (C) Signal centré et rectifié ; (D) Enveloppe du signal obtenu avec un filtre passe-bas.

1.4.2. Modélisation biomécanique du pied

Le pied est une structure complexe composée de 26 os connectés par une multitude d'articulations. Bien que des mesures in-vivo ayant eu recours à des marqueurs intra-corticaux aient mis en avant l'importance des mouvements générés par les articulations distales à l'arrière-pied (Lundgren et al., 2008), l'analyse cinématique du pied a longtemps été effectuée en considérant le pied comme un segment unique et rigide. Cette approche réductrice, encore utilisée aujourd'hui en milieu clinique, ne fournit aucun renseignement sur les mouvements intrinsèques de ce dernier. Les avancées technologiques en termes d'analyse du mouvement ont permis de recueillir la position de marqueurs plus petits et plus proches les uns des autres, contribuant au développement de modèles cinématique multi-segmentaires du pied au cours des trois dernières décennies (Deschamps et al., 2011). Ces derniers ont permis de faciliter l'étude des mouvements articulaires complexes et d'apprécier le rôle des différents segments du pied à la marche (Bishop et al., 2012). Au niveau clinique, ces modèles peuvent être utilisés afin de distinguer la marche pathologique de la marche normale (Rankine et al., 2008). Des différences significatives au regard de la cinématique des personnes ayant les pieds plats, comparativement à une population témoin, ont ainsi été mise en évidence (Hösl et al., 2014; Levinger et al., 2010). La caractérisation de la marche chez des personnes ayant les pieds plats est d'ailleurs significativement différente lorsque les données sont issues d'un modèle mono-segmentaire ou d'un modèle multi-segmentaire (Pothrat et al., 2015), ce qui renforce l'idée d'utiliser un modèle multi-segmentaire. L'application des modèles multi-segmentaires peut cependant se retrouver limitée en raison de la difficulté pour identifier les repères anatomiques du pied et placer les marqueurs directement sur le pied lors du port de chaussures. Par ailleurs, ils peuvent être sujets aux artéfacts des tissus mous et éprouver des difficultés dans la représentation des mouvements des os/segments du pied. Ils ont cependant été validés par l'intermédiaire d'études in vivo ayant utilisé des marqueurs intra-corticaux pour suivre le déplacement des os (Lundgren et al., 2008; Nester et al., 2007). Ainsi, les modèles multi-segmentaires permettent de pallier les faiblesses des modèles mono-segmentaires et de fournir de précieuses informations sur la biomécanique du pied dans le cadre d'un diagnostic ou de l'évaluation des effets d'une intervention telles que des orthèses plantaires.

Aujourd'hui, on retrouve une multitude de modèles multi-segmentaires du pied. Plusieurs revues systématiques ont d'ailleurs répertorié les différents modèles existants ainsi que leur contexte d'utilisation (Deschamps et al., 2011; Leardini and Caravaggi, 2017; Rankine et al.,

2008; van Hove and Poeze, 2019). Ces derniers diffèrent notamment par le nombre de segments et leur définition, les repères anatomiques utilisés, le type de clusters de marqueurs, la définition des référentiels et des systèmes d'axes, ainsi que la position de référence (Leardini and Caravaggi, 2017). En milieux cliniques, les modèles multi-segmentaires les plus utilisés sont: le modèle de Milwaukee (Kidder et al., 1996), le modèle d'Oxford (Carson et al., 2001), le modèle de Rao (Rao et al., 2007) et le modèle de Rizzoli (Leardini et al., 2007) (Leardini et al., 2019) (Figure 19).

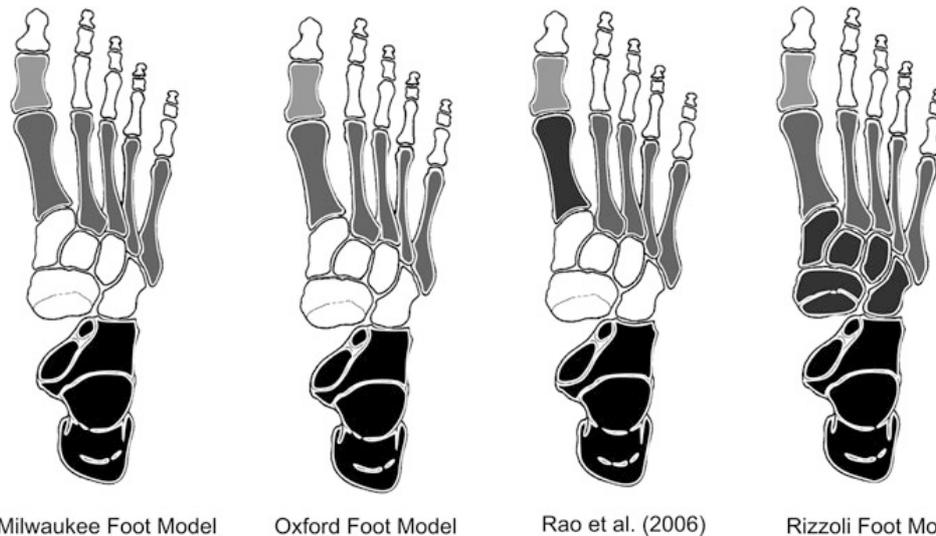


Figure 19 – Représentation schématique des subdivisions des segments du pied (différents tons de gris) pour les modèles multi-segmentaires les plus courants. Figure reproduite de Leardini & Caravaggi 2017. Copyright (2021) avec permission de Springer Nature.

Selon Leardini (2016), le choix du modèle doit dépendre du champ d'application, de l'intérêt clinique, mais aussi du nombre, de la qualité et de l'emplacement des caméras du système optoélectronique. En raison de la multitude de modèles existant, la généralisation et la comparaison des résultats d'une étude à une autre peuvent s'avérer difficile. Une mauvaise description de la méthodologie relative à l'utilisation du modèle peut également contribuer à une certaine variabilité au regard des résultats cinématiques (Bishop et al., 2012). De plus, l'interprétation des résultats issus de modèles multi-segmentaires peut s'avérer complexe dû à la nature du pied et la présence de structures ligamentaires et tendineuses communes à différents segments.

Le modèle de Rizzoli (Leardini et al., 2007) est intéressant car il est l'un des seuls à prendre en considération le segment du médio-pied (Figure 20). En effet, des études *in vivo* et *in vitro* ont reporté la présence de rotations significatives à l'articulation de Chopart et de Lisfranc, confirmant ainsi l'intérêt d'inclure le médio-pied dans la modélisation cinématique du pied (Lundgren et al., 2008; Nester et al., 2014). De plus, la méthodologie au regard du placement

des marqueurs, ainsi que la définition des centres de rotation et des systèmes de coordonnées locaux est bien détaillée. Ce modèle est notamment en mesure de détecter des différences significatives dans les mouvements du plan frontal entre des individus ayant des pieds plats ou creux (Powell et al., 2013). Le placement des marqueurs permet également la mesure d'angles fonctionnels en deux dimensions tel que l'angle de l'arche longitudinal, pouvant être intéressant dans une population ayant les pieds plats. Au regard de sa fiabilité, Caravaggi et al. (2011) a mis en évidence que la variabilité inter-essai était faible pour l'ensemble des variables cinématiques, et que la variabilité inter-session était raisonnablement faible dans le cas d'expérimentateurs ayant de l'expérience. En comparaison à d'autres modèles, comme celui d'Oxford, le modèle de Rizzoli montre les meilleurs coefficients de corrélation inter-session au regard des variables cinématiques, et ce aussi bien pour la marche au sol que sur tapis roulant (0.93 à 0.95) (Di Marco et al., 2016).

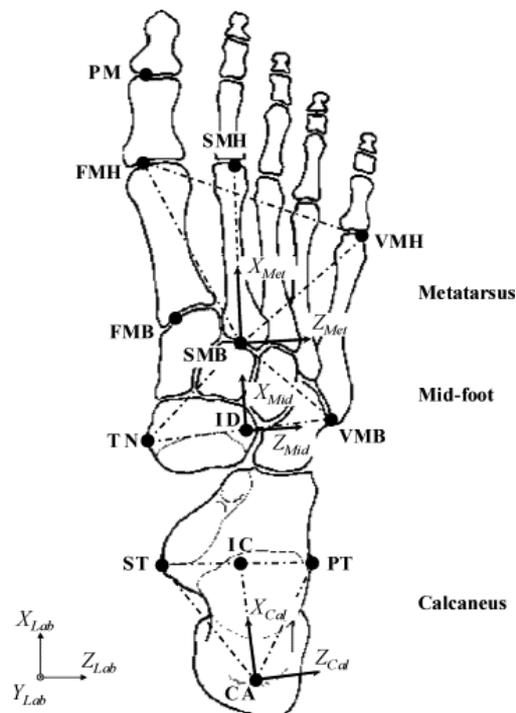


Figure 20 – Représentation schématique des différents segments, marqueurs et systèmes d'axes du modèle de Rizzoli. Figure reproduite de Leardini et al. 2007. Copyright (2021) avec permission de Springer Nature.

Bien que l'utilisation de modèles multi-segmentaires pour l'analyse cinématique se soit multipliée, l'estimation des moments articulaires reste bien souvent effectuée de manière traditionnelle selon un modèle mono-segmentaire. Toutefois, l'intérêt d'utiliser des modèles multi-segmentaires afin d'estimer les moments et puissances des articulations intrinsèques du pied a été mis en l'avant. En effet, ils permettent de fournir des informations sur la contribution des articulations du pied à la marche, ainsi que d'apprécier les mécanismes

dysfonctionnels dans certaines pathologies (Deschamps et al., 2017; Eerdeken et al., 2019; Saraswat et al., 2014). Plusieurs études ont également souligné la contribution importante du médio-pied dans la génération de puissance lors de la propulsion à la marche, et ainsi la surestimation de puissance à la cheville associée à l'utilisation d'un modèle mono-segmentaire (Dixon et al., 2012; MacWilliams et al., 2003). Plus récemment, l'utilisation de modèles multi-segmentaires a permis de déterminer la fonction des articulations intrinsèques du pied à la marche par le calcul de l'angle tridimensionnelle $\alpha_{M\omega}$ entre le moment articulaire (M) et la vitesse angulaire à l'articulation (ω) (Deleu et al., 2020). Ainsi, le calcul de cet angle permet de traduire des données de cinétiques en une relation fonctionnelle simple (Dumas and Cheze, 2008). Lorsque l'angle est de 0° ou 180° , le moment entraîne respectivement une propulsion ou une résistance. S'il est de 90° , le moment stabilise l'articulation (Dumas and Cheze, 2008). Deleu et al. (2020) ont ainsi mis en évidence une configuration de stabilisation/résistance des articulations pour la majeure partie de la phase d'appui, à l'exception de la phase de pré-oscillation (propulsion). Cette configuration permet notamment au pied de ne pas s'effondrer sous le poids du corps. Ainsi, de précieuses informations sur la mécanique des articulations intrinsèques du pied peuvent être recueillies par l'intermédiaire d'une approche dynamique utilisant un modèle multi-segmentaire. De plus, à notre connaissance, il n'existe à ce jour aucune étude s'intéressant aux effets potentiels du port d'OPs sur la mécanique intrinsèque du pied.

Les défis associés à l'utilisation des modèles multi-segmentaires, tels que la détermination des centres de rotation inter-segmentaires, des forces de cisaillement et des paramètres inertiels des segments (Deschamps et al., 2011), peuvent expliquer leur utilisation moins fréquente, notamment en milieu clinique. Pour l'estimation des forces de réaction du sol sous chacun des segments du pied, plusieurs méthodes, telles que l'utilisation de plusieurs plateformes de forces, de la position antéro-postérieure du centre de pression ou de données de pressions plantaires ont été proposées (Bruening and Takahashi, 2018). Dans un contexte clinique où un système de mesure des pressions plantaires n'est pas toujours disponible en plus des plateformes de forces, la méthode de distribution des forces de réaction au sol selon la position antéro-postérieure du centre de pressions semble la plus adaptée. D'après Bruening and Takahashi (2018) cette méthode permet d'ailleurs d'obtenir des moments articulaires similaires à ceux obtenus par l'utilisation de plusieurs plateformes pour les articulations de Chopart et de Lisfranc. De plus, elle peut être utilisée sur un tapis roulant instrumenté.

1.4.3. Analyse de marche sur tapis roulant

Traditionnellement, l'analyse de la marche s'effectue sur un chemin de marche d'une dizaine de mètres intégrant au moins une plateforme de forces et requiert de ce fait un espace important; une ressource pouvant être limitée et coûteuse. Toutefois, le développement plus récent de tapis roulants instrumentés a créé un nouveau champ des possibles. Dans cette sous-section, nous aborderons les avantages et inconvénients inhérents à l'utilisation d'un tapis roulant, ainsi que les potentiels effets de celui-ci sur la biomécanique de la marche.

1.4.3.1. Avantages et inconvénients

L'avantage majeur du tapis roulant, par rapport à un chemin de marche traditionnel, est la possibilité d'enregistrer un grand nombre de cycles de marche dans un espace restreint, permettant ainsi de faciliter la mise en place de protocoles de mesure en milieu clinique. La réduction du volume dans lequel se déroule la tâche expérimentale va aussi permettre d'optimiser le champ de caméras pour le système optoélectronique, et ainsi contribuer à préserver la qualité/précision des mesures cinématiques. Elle va également faciliter l'utilisation d'autres systèmes de mesure qui ne seraient pas complètement mobiles comme des systèmes filaires d'électromyographie ou de semelles de pressions et ainsi réduire la gêne potentielle occasionnée pour les participants. La possibilité d'enregistrer des cycles de marche consécutifs permet d'envisager une diminution du temps d'expérimentation qui peut représenter un frein à la réalisation de ce type d'analyse en milieu clinique. Outre le gain de temps potentiel, l'enregistrement de multiples cycles permet d'augmenter la fiabilité des résultats (Monaghan et al., 2007), d'analyser la variabilité de la marche ainsi que les changements au cours du temps. Ainsi, un minimum de 10 cycles de marche serait nécessaire pour évaluer avec fiabilité les paramètres moyens de la marche (König et al., 2014; Riva et al., 2014). Pour l'évaluation des paramètres de variabilité de la marche, un nombre beaucoup plus important de cycle (>50) est nécessaire avant de pouvoir obtenir des résultats fiables (König et al., 2014). Aussi, et contrairement aux plateformes de force sur un chemin de marche, l'utilisation d'un tapis roulant instrumenté permet de s'affranchir du placement précis et unique du pied sur une plateforme de force pour assurer une estimation correcte des moments articulaires (Papegaaij and Steenbrink, 2017). Il permet ainsi d'éviter les possibles modifications du patron moteur du sujet pour cibler la pose du pied sur la plateforme (Rietdyk and Drifmeyer, 2009). Le problème peut toutefois persister, notamment dans le cas d'un tapis roulant instrumenté à double courroies où le sujet va essayer d'éviter la pose du pied gauche

sur le côté droit du tapis et inversement. Un élargissement de la base de support du sujet pourrait alors en résulter. Autre avantage d'utiliser un tapis roulant instrumenté dans le cadre de l'analyse de la locomotion est la possibilité de contrôler précisément la vitesse et la garder constante entre les essais et/ou sessions. Cette fonctionnalité du tapis va induire une diminution de la variabilité existante dans la marche (Hollman et al., 2016) et ainsi faciliter la comparaison inter-essais ou inter-sessions. Les résultats obtenus seront cependant à interpréter en prenant en considération que l'utilisation d'un tapis roulant instrumenté, dont la vitesse est imposée par les réglages de l'appareil, ne permet de prendre en considération la variabilité naturelle inhérente au mouvement humain (Hollman et al., 2016). Selon les tapis, il va également être possible de contrôler l'accélération, l'inclinaison ou bien même chaque courroie de façon indépendante, offrant ainsi la possibilité de simuler une multitude de scénarios pouvant s'avérer intéressant dans un contexte de rééducation par exemple. Enfin, les tapis roulants instrumentés comprennent généralement des mains courantes et offrent la possibilité d'adapter un système de harnais permettant ainsi d'effectuer des évaluations de la locomotion ou de la réadaptation de manière sécuritaire avec des patients ayant des problèmes d'équilibre par exemple (Figure 21). Ainsi, de par les nombreux avantages qu'il offre, le tapis roulant instrumenté est devenu un outil privilégié pour l'analyse de la locomotion.

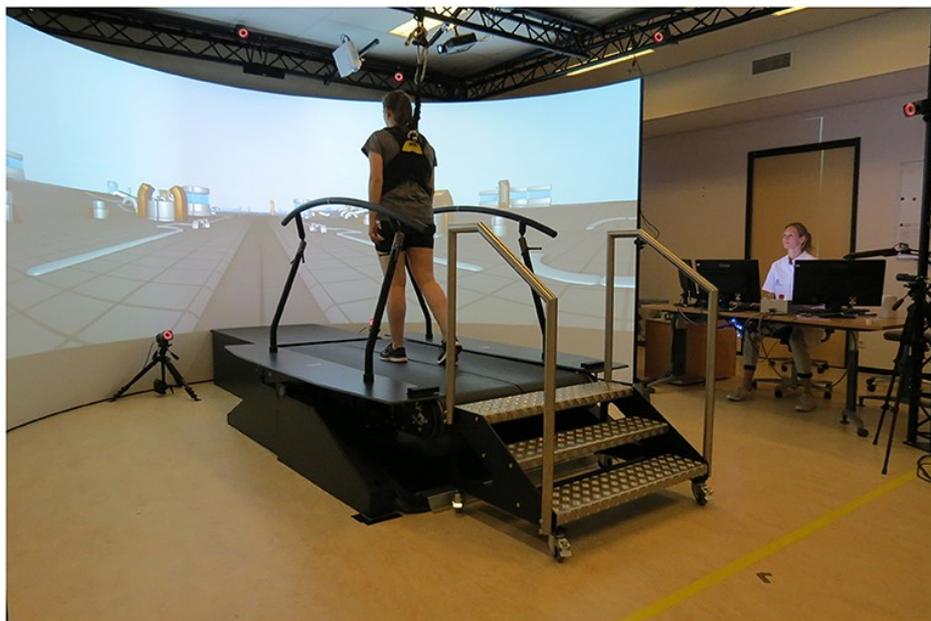


Figure 21 – Exemple d'un dispositif expérimental faisant intervenir un tapis roulant instrumenté lors d'une analyse de la locomotion. Figure reproduite de (Van Dijsseldonk et al., 2018). Copyright (2021) avec permission de Frontiers.

Il existe toutefois quelques limites à l'utilisation d'un tapis roulant pour l'analyse de la marche. Ainsi, la marche sur tapis roulant n'est pas une tâche considérée comme purement

automatique et s'éloigne d'une situation d'évaluation dite écologique. En effet, d'après les travaux de Regnaud et al. (2006), la marche sur tapis roulant chez des jeunes adultes nécessite des ressources attentionnelles. Ainsi, les paramètres de marche n'ont pas été affectés par l'ajout d'une tâche cognitive, et ce qu'importe sa difficulté, indiquant une priorisation de la tâche locomotrice au détriment de la performance cognitive. De plus, une analyse sur tapis roulant peut s'avérer peu représentative de ce que peut réaliser la personne (Delafontaine, 2018). L'utilisation d'un tapis roulant nécessite une période d'habituatation préalable à l'enregistrement d'une tâche expérimentale, quelle qu'elle soit, car il génère un flux visuel dissocié du patron moteur pouvant induire des modifications du patron de marche (Alton et al., 1998; Regnaud et al., 2006) (cf. section 1.4.3.2). De plus, lors de l'utilisation d'un tapis roulant, on peut également se poser la question de l'allure à laquelle faire marcher le sujet, une vitesse constante étant bien souvent imposée. Le fonctionnement bruyant ainsi que le mouvement des bandes du tapis peuvent aussi engendrer une augmentation du niveau d'anxiété du sujet (Stolze et al., 1997). Cette dernière pouvant se traduire par une modification du patron de marche. Afin de se rapprocher d'une marche dite "normale" dans un environnement écologique, certains auteurs suggèrent l'utilisation, si possible, d'un tapis roulant large en mode haptique où la vitesse est déterminée par la vitesse de marche du sujet, et d'un système de réalité virtuelle immergeant le sujet dans un environnement synchronisé avec la vitesse du tapis (Papegaaij and Steenbrink, 2017).

Ainsi, l'utilisation d'un tapis roulant instrumenté présente de nombreux avantages. Quelques limites sont toutefois à prendre en considération. Le recours à une période de familiarisation adéquate peut notamment permettre de s'affranchir des limites liées à l'adaptation à la tâche.

1.4.3.2. Effets du tapis roulant la biomécanique de la marche

Selon van Ingen Schenau (1980), si la vitesse des courroies du tapis est constante, il ne devrait pas y avoir de différence biomécanique entre la marche sur tapis roulant et la marche sur chemin de marche. Or la vitesse du tapis n'est pas constante. La courroie du tapis serait freinée lors contact du talon en raison d'une charge excessive placée sur les moteurs. Des variations de la vitesse de 3 à 6% ont ainsi été relevées (Lee and Hidler, 2008; Riley et al., 2007). Ces variations, dépendantes de la masse du sujet, de la vitesse de marche et des caractéristiques du tapis, seraient donc susceptibles d'influencer la marche. De plus, comme mentionné précédemment, la marche quasi-stationnaire sur tapis roulant altère la perception du mouvement. Étant donné que le flux optique a une influence sur les stratégies du contrôle

moteur (Warren et al., 2001), les différences présentes pourraient s'expliquer par l'absence de flux visuel lors de la marche sur tapis roulant.

Ainsi, une augmentation de la cadence et une diminution du temps d'appui lors de la marche sur tapis roulant ont été observées (Alton et al., 1998). De plus, l'absence de flux visuel ainsi que la vitesse constante du tapis entraînerait une locomotion moins variable en termes de paramètres spatiotemporels (Hollman et al., 2016). La vitesse de confort sur tapis roulant serait également diminuée (Bayat et al., 2005). Au niveau de la cinématique, plusieurs études ont rapporté, sans réelle consistance, que des différences existaient au niveau des angles articulaires de la hanche et du genou lors de la marche sur tapis roulant comparativement à la marche sur chemin de marche (Alton et al., 1998; Parvataneni et al., 2009; Riley et al., 2007; Watt et al., 2010). Ces inconsistances à l'égard des différences retrouvées ou non pourraient potentiellement s'expliquer par des différences relatives à la population étudiée ou le dispositif expérimental utilisé (type de tapis roulant) dans les études. Alton et al. (1998) ont par exemple suggéré qu'une augmentation de flexion à la hanche, associée à une réduction du temps d'appui, pouvait être une stratégie afin d'éviter de tomber à l'arrière du tapis et/ou suivre la vitesse imposée par le tapis. Cependant, les différences existantes sont généralement faibles ($< 2^\circ$) et inférieures au changement minimal détectable, suggérant qu'il n'y a pas vraiment de différence clinique pertinente entre la marche sur chemin de marche et la marche sur tapis roulant (Papegaaij and Steenbrink, 2017). De plus, selon Matsas et al. (2000), les différences au regard de la cinématique du genou disparaîtraient après une période d'habituation d'au moins six minutes chez de jeunes sujets non pathologiques. Il arrive cependant que certaines personnes, comme les personnes âgées, éprouvent des difficultés à se familiariser à la marche sur tapis roulant (Wass et al., 2005). Ainsi, d'un point de vue cinématique, les différences pouvant exister sont généralement négligeables d'un point de vue clinique et disparaîtraient suite à une période de familiarisation suffisante, suggérant que la marche sur tapis roulant et sur chemin de marche seraient similaires.

Au regard de la cinétique, même si les deux conditions présentent de manière générale des forces de réaction du sol similaires, quelques différences ont également été observées. Pour Riley et al. (2007) par exemple, l'ensemble des pics de forces de réaction au sol étaient significativement plus petits lors de la marche sur tapis roulant. Une diminution systématique de la force de freinage lors du contact talon a également été rapportée (Lee and Hidler, 2008; Riley et al., 2007). Cette diminution serait expliquée par la brève réduction de la vitesse de la courroie du tapis au contact du talon en raison d'une charge excessive placée sur les moteurs.

Ainsi, elle pourrait être à l'origine d'une sous-estimation des moments de dorsiflexion à la cheville et d'extension au genou. Outre la diminution de la force de freinage, Riley et al. (2007) ont rapporté des différences au regard des forces médio-latérales, qui pourraient s'expliquer par la contrainte imposée par les courroies du tapis pour le positionnement des pieds. Des moments articulaires différents dans le plan frontal peuvent donc exister. Les différences cinétiques observées pourraient aussi s'expliquer par des biais méthodologiques (Lee and Hidler, 2008). En effet, la plupart des études dont l'objectif était de comparer la marche sur tapis roulant *versus* sur chemin de marche ont eu recours à des plateformes de forces différentes, notamment au regard de leur surface (courroie du tapis). L'estimation des moments articulaires via un tapis roulant instrumenté peut également être affectée par le bruit présent dans les données recueillies, les plateformes étant sujettes à des vibrations basses fréquences plus importantes (Sloot et al., 2015). Toutefois, l'amplitude des différences pouvant exister se situe dans la variabilité normale des paramètres de marche (inférieures à celle liées aux placements de marqueurs ou à la variabilité de la vitesse de marche) suggérant que les mécanismes de la marche sur tapis roulant seraient similaires à ceux de la marche sur chemin de marche (Riley et al., 2007).

Ainsi, les différences mineures observées dans les études se situent bien souvent à l'intérieur de l'intervalle de variabilité et seraient pour la plupart attribuées à une période de familiarisation insuffisante avec le tapis roulant. La réalisation d'une période de familiarisation adéquate (>5 min) est donc indispensable avant d'effectuer des acquisitions. Malgré les similitudes existantes, les résultats issus des analyses de marche sur tapis roulant doivent toute de même être interprétés en tenant compte de cet environnement.

1.4.4. Analyses statistiques

Dans le but d'effectuer des comparaisons statistiques entre des populations ou des conditions expérimentales, il est important d'utiliser des approches statistiques adaptées. Bien souvent, les analyses statistiques en biomécanique examinent un instant arbitraire ou un scalaire issus de données temporelles (moyenne, médiane, maximum) au moyen de tests statistiques discrets tel qu'un test T de Student. Cette approche ne tient non seulement pas compte de l'ensemble du mouvement, mais augmente aussi la probabilité d'obtenir des erreurs de type I (faux positifs) et des erreurs de type II (faux négatifs) (Pataky et al., 2016). Cette approche, nommée « regional focus bias », augmente donc de manière considérable le risque de rejeter à tort l'hypothèse nulle (Pataky et al., 2013). A titre d'exemple, Pataky et al. (2016) ont montré,

à partir de données cinématiques et électromyographiques précédemment publiées, que les conclusions d'une analyse de valeurs discrètes (0D) et d'une analyse de courbe continue (1D) pouvaient être différentes, voire même opposées, la dernière étant plus appropriée car prenant en considération la dimension temporelle. Diverses approches d'analyses 1D sont disponibles. Parmi elles, on retrouve par exemple la cartographie statistique paramétrique (*statistical parametric mapping* - SPM) (Pataky, 2010), l'analyse par intervalle de confiance Bootstrap (Duhamel et al., 2004), l'analyse fonctionnelle de données (Ramsay and Dalzell, 1991) ou encore la théorie des champs aléatoires (*random field theory*) (Adler and Taylor, 2009). Toutefois, c'est la méthode SPM qui dernièrement a vu son utilisation devenir plus courante au regard de l'analyse de données en biomécaniques avec des applications sur des données cinématiques, de forces au cours du temps, de distribution des pressions plantaires ou encore d'épaisseur de l'os cortical (Pataky, 2017). La méthode SPM a initialement été développée dans les années 90 pour être employée dans le domaine de l'imagerie médicale, et plus particulièrement pour détecter lors d'IRM les zones du cerveau sollicitées lors d'une tâche (Friston et al., 1994). Plus récemment, Pataky (Pataky, 2010) a initié et généralisé cette approche dans le domaine de la biomécanique, et a ainsi permis de faire des inférences statistiques sur des courbes (1D, ex : cinématique) ou des cartes (2D, ex : baropodométrie). Ainsi, la méthode SPM permet de calculer la probabilité d'avoir un effet significatif sur des données à n -dimensions. Pour faire simple, elle effectue une suite continue de tests statistiques, tel qu'un test T, à partir d'un ensemble de données à n -dimensions. L'objectif est de quantifier la probabilité que des continums nD produisent un continuum statistique de test dont le maximum dépasse une valeur statistique de test critique (seuil) (Figure 22).

Cette méthode s'avère notamment utile pour la représentation visuelle et graphique des données. De la même manière que pour les analyses statistiques plus traditionnelles (0D), la méthode SPM propose une approche paramétrique basée sur une distribution gaussienne, et une approche non-paramétrique basée sur des tests de permutations de labels (Nichols and Holmes, 2002). Afin d'effectuer des comparaisons statistiques adéquates, cette méthode nécessite de réaligner et de normaliser les données temporelles acquises. Ainsi, en utilisant une analyse 1D, on assume que les données ont été lissées et enregistrées de manières adéquates, c'est-à-dire, normalisées dans le temps sans éventuel décalage temporel (Sadeghi et al., 2003). Dans le cas de données issues d'analyses de la marche, les données sont généralement normalisées (0-100%) à l'aide d'évènements tels que le contact talon et la lever des orteils qui délimitent la durée d'un cycle de marche ou de la phase d'appui.

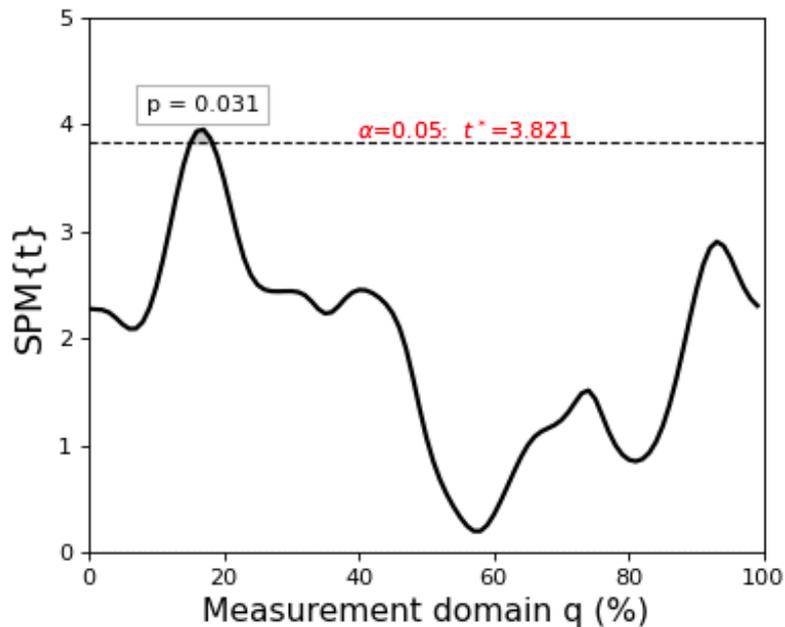


Figure 22 – Représentation graphique d’une suite continue statistique de tests 1D (ligne noire) avec le seuil critique t^* basé sur α (ligne pointillée) et la valeur de probabilité associée au cluster supraliminaire (zone grisée). Figure reproduite de <https://spm1d.org/>.

La méthode SPM s’avère donc particulièrement adaptée pour l’analyse de données biomécaniques avec une dimension temporelle telle que la marche. Elle l’est d’autant plus qu’elle est disponible en libre accès (spm1d.org) pour être implémentée via Python ou Matlab, des logiciels couramment utilisés pour le traitement de données en biomécanique.

Conclusion : L’analyse biomécanique de la marche représente un outil quantitatif permettant d’évaluer objectivement, en situation dynamique, les anomalies liées à une pathologie et de déterminer l’impact d’interventions thérapeutiques telles que les orthèses plantaires. Malgré sa complexité, le pied a bien souvent été considéré comme un unique segment fonctionnel, limitant ainsi la compréhension et la détection de troubles de la mobilité intrinsèque du pied. De même, les analyses de données issues des analyses quantifiées de la marche sont généralement réductrices, puisqu’elle ne considère que des valeurs discrètes (moyenne, pics, etc.).

1.5. Biomécanique du membre inférieur à la marche

La marche est la forme de locomotion la plus fréquente et fait partie intégrante des activités de la vie quotidienne. Bien qu’elle soit une tâche motrice apprise dès le plus jeune âge, elle constitue un phénomène complexe (Inman and Eberhart, 1953). Toutefois, la marche est une

activité cyclique pouvant être décrite comme une série d'évènements discrets. Par conséquent, un consensus a été établi afin de définir le cycle de la marche, à partir duquel il est possible de décrire la marche normale et d'identifier la marche pathologique.

Ainsi, le cycle de la marche commence par le contact initial d'un des pieds au sol et se termine par le contact subséquent de ce même pied (Whittle, 2014). Deux phases sont alors distinguées: la phase d'appui, correspondant à la période pendant laquelle le pied est en contact avec le sol (0 à 60% du cycle de marche), et la phase d'oscillation, période durant laquelle le pied n'est plus en contact avec le sol et le membre avance (60 à 100% du cycle de marche). Selon la problématique de recherche, seule une phase peut être analysée. Ainsi, dans le cas d'une analyse biomécanique du pied, notamment au regard d'une pathologie comme le pied plat flexible et de l'utilisation d'OPs, la phase d'appui représente la phase la plus pertinente. Par conséquent, seule cette phase sera abordée plus en détails. Au regard d'évènements clés, cette dernière peut se décomposer en quatre phases (Figure 23). La première phase débute par la pose du talon au sol et se termine lorsque le pied du membre controlatéral quitte le sol (0 à 10% du cycle de marche). Cette phase correspond à la phase de mise en charge et au premier appui bipodal. Son rôle est de transférer le poids vers la jambe en appui, d'absorber les chocs, conserver la vitesse et maintenir l'équilibre. La seconde phase correspond au milieu d'appui et à la première moitié de l'appui unipodal (10 à 30% du cycle de marche). Elle débute lorsque le pied du membre controlatéral quitte le sol, et se termine lorsque le centre de gravité du corps est aligné avec l'avant-pied du membre en appui. La seconde moitié de l'appui unipodal correspond à la phase de fin d'appui (30 à 50% du cycle de marche). Elle commence lorsque le talon du membre en appui se lève et se termine lorsque le talon du membre controlatéral entre en contact avec le sol. Cette phase permet l'avancée du corps jusqu'au contact du pied opposé au sol. Enfin, la pré-oscillation représente la dernière phase de la phase d'appui (50 à 60% du cycle de marche). Elle correspond aussi à la seconde période d'appui bipodal. Cette phase débute lorsque le pied du membre controlatéral entre en contact avec le sol et se termine lorsque les orteils du membre ipsilatéral quittent le sol. Elle va permettre une propulsion du corps vers l'avant et le transfert du poids vers la jambe controlatérale qui entre en appui.

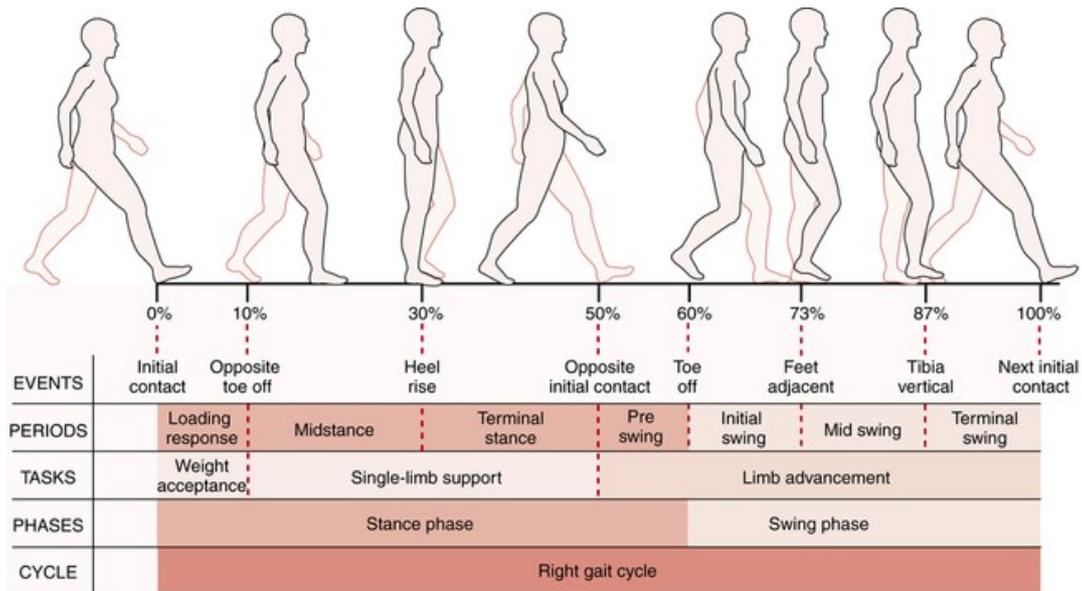


Figure 23 – Représentation schématique des différentes phases constituant le cycle de marche normale. Figure reproduite de Neumann (2016) avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier.

Lors d'un cycle de marche normal, le pied effectue un mouvement de pronation de l'attaque talon au milieu d'appui. L'éversion de l'arrière-pied qui y est associée est d'ailleurs maximale au milieu de l'appui (Dugan and Bhat, 2005). Ce mouvement de pronation permet d'absorber les chocs grâce notamment à un affaissement de l'arche longitudinale médiale (Perry and Davids, 1992). S'ensuit une phase de propulsion jusqu'à la levée des orteils où le pied effectue un mouvement de supination. Au cours de cette dernière, l'arche longitudinale médiale se reforme et permet de fournir un levier rigide pour une propulsion efficace.

En présence d'une déformation, tel que le pied plat, le mouvement du pied peut se trouver altéré, ne lui permettant pas de remplir ses fonctions pour une locomotion efficace. Ainsi, Pita-Fernandez et al. (2017) ont mis en évidence que la fonction du pied tout comme la qualité de vie des personnes ayant les pieds plats étaient plus faibles que celles des personnes ne souffrant pas de cette déformation.

Dans cette section, nous aborderons les différentes altérations biomécaniques à la marche en présence d'un pied plat (section 1.5.1), ainsi que les effets des orthèses plantaires pour y pallier (section 1.5.2).

1.5.1. Les altérations biomécaniques induites par le pied plat

Au regard de la littérature, il est admis que les personnes ayant les pieds plats flexibles présentent diverses altérations biomécaniques à la marche (Buldt et al., 2013). Ainsi, de

manière générale, le pied plat est caractérisé par une pronation excessive du pied et un effondrement de l'arche longitudinale médiale, de la mise en charge jusqu'au milieu de la phase d'appui (Shibuya et al., 2010). Plusieurs études se sont intéressées à comparer la cinématique de personnes ayant les pieds plats et de personnes ayant les pieds neutres lors de la marche (Cobb et al., 2009; Hösl et al., 2014; Houck et al., 2008; Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010; Tome et al., 2006). Cependant, des résultats incohérents ont été observés, en raison du modèle cinématique et des critères utilisés pour le recrutement de la population. Il est toutefois possible d'en ressortir des altérations communes. Ainsi, au niveau de l'arrière-pied, ces altérations cinématiques se traduisent communément par la présence d'une éversion excessive lors de la mise en charge (Hösl et al., 2014; Houck et al., 2008; Levinger et al., 2010; Tome et al., 2006) (Figure 24A). Cette dernière va retarder l'inversion normalement présente lors de la phase de propulsion et ainsi impacter son efficacité (Cobb et al., 2009). Au niveau du médio-pied, l'altération prédominante est l'effondrement de l'arche longitudinale médiale. Tome et al. (2006) ont d'ailleurs rapporté que l'angle de l'arche longitudinale médiale était significativement plus important ($\approx 8^\circ$) lors de la mise en charge et le milieu d'appui chez des personnes ayant une dysfonction du tendon du tibial postérieur (Figure 24B). L'effondrement de l'arche va l'empêcher d'agir comme un levier rigide pour assurer une propulsion efficace. Selon Rodriguez and Volpe (2010), cette altération de la propulsion pourrait conduire à une réduction de la longueur de pas. À l'avant-pied, l'abduction relative à l'arrière-pied se retrouve de manière générale augmentée tout au long de la phase d'appui (Figure 24C). Le mouvement d'adduction se produisant lors de la phase de pré-oscillation est quant à lui réduit (Levinger et al., 2010; Tome et al., 2006). Selon Lee et al. (2005), la position en abduction de l'avant-pied serait induite par la pronation de l'articulation sub-talaire qui déverrouille l'articulation médio-tarsienne. À l'inverse de l'arrière-pied se trouvant en éversion, l'avant-pied se trouve généralement en inversion, Hösl et al. (2014) parle de déformation rotatoire opposée. Pour compenser cette dernière, l'éversion de l'arrière-pied et l'effondrement de l'arche seront d'autant plus importantes pour permettre à la tête du 1er métatarsien d'être en appui avec le sol (Hurd et al., 2010). Selon Shin et al. (2019), les altérations cinématiques présentes chez les personnes ayant les pieds plats seraient proportionnelles à la sévérité de la déformation. De plus, ces altérations vont impacter la mécanique du pied. On peut ainsi observer une augmentation du moment de force en inversion à la cheville (Hunt and Smith, 2004). En effet, la pronation présente à l'articulation sub-talaire induit une déviation médiale de l'axe sub-talaire, augmentant le moment de force résultant, et par conséquent la charge appliquée sur les structures internes produisant les

forces supinatoires tel que le tibial postérieur. De ce fait, on peut également retrouver des altérations au regard des activités musculaires. Dans une revue systématique de la littérature, Murley et al. (2009) ont ainsi mis en avant une augmentation de l'activité des muscles inverseurs tels que le tibial postérieur, le tibial antérieur et le long fléchisseur de l'hallux, parallèlement à une diminution de l'activité des muscles éverseurs tel que le long fibulaire. Ces altérations peuvent conduire à la présence de fatigue musculaire et augmenter le risque de blessures.

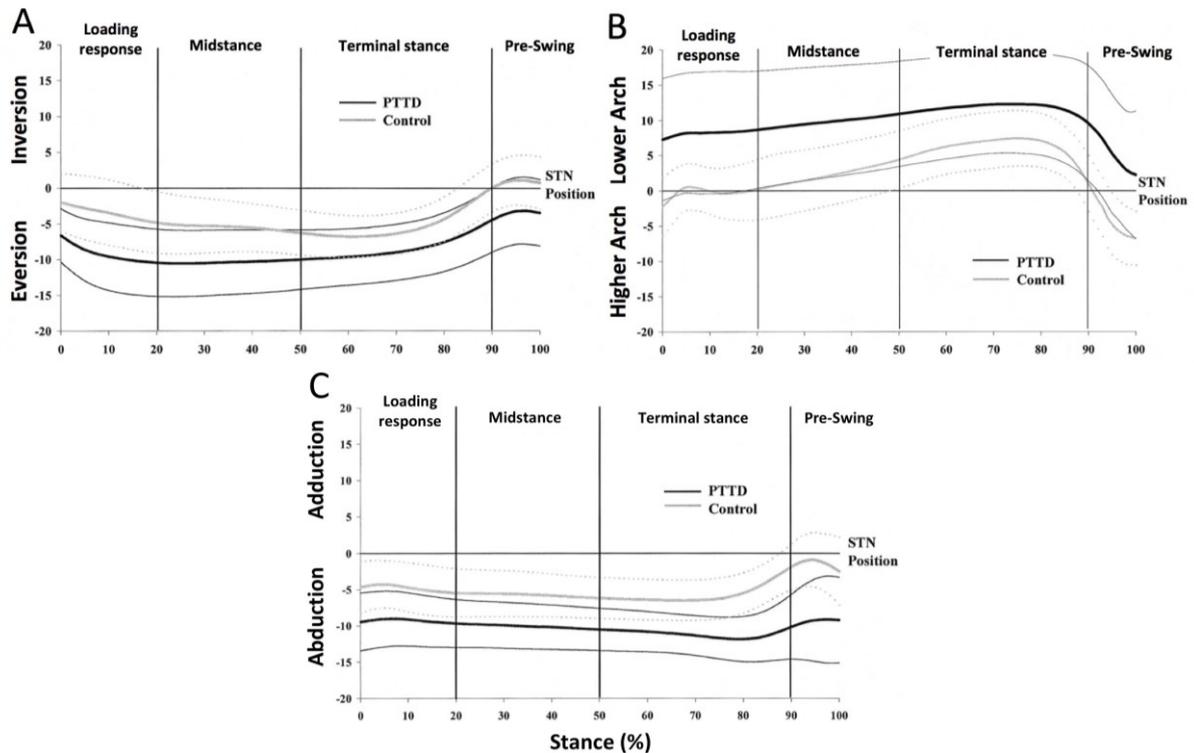


Figure 24 – Représentation graphique de la cinématique de l'arrière-pied dans le plan frontal (A), de l'angle de l'arche longitudinale médiale (B), et de l'avant-pied dans le plan transverse (C) chez des personnes ayant une dysfonction du tibial postérieur (PTTD) et une population contrôle lors de la marche. Figure reproduite de Tome et al. (2006) avec accord. Copyright (2021) avec permission de JOSPT.

Enfin, les déformations présentes vont induire des altérations au niveau des pressions plantaires. Différentes études ont ainsi tenté de quantifier les différences pouvant exister entre une population ayant les pieds plats et une population ayant les pieds neutres (Chuckpaiwong et al., 2008; Han et al., 2011; Wong et al., 2008; Zhai et al., 2017). Bien que des systèmes de mesures (type, taille), des analyses (variables, régions d'intérêt) et des protocoles expérimentaux (pieds nus *versus* avec chaussures, vitesse de marche) différents aient été utilisés, plusieurs caractéristiques communes ont été mises en avant. En général, comparativement à une population saine, le pied plat induit une augmentation des pics de pressions, des forces maximales et de la surface de contact sous l'arche médiale

(Chuckpaiwong et al., 2008; Zhai et al., 2017). Par ailleurs, plus le pied plat est sévère, plus ces altérations sont importantes (Zhai et al., 2017). D'un autre côté, les pressions observées sous le talon et l'avant-pied latéral sont bien souvent plus faibles chez des personnes ayant les pieds plats (Chuckpaiwong et al., 2008; Han et al., 2011). La distribution plus médiale des pressions chez ces personnes va également affecter le déplacement du centre de pression. En effet, Wong et al. (2008) ont mis en évidence que le déplacement médial et latéral de ce dernier était moins important, et ce, d'autant plus que la pronation est excessive.

Pour résumer, les altérations majeures présentes chez des personnes ayant les pieds plats sont une éversion excessive de l'arrière-pied, accompagné d'un effondrement de l'arche longitudinale médiale et d'une abduction de l'avant-pied. Ces altérations contribuent à augmenter le moment interne d'inversion à la cheville, la demande des muscles inverseurs et les pressions plantaires sous l'arche médiale. Ainsi, l'objectif des orthèses plantaires va être de pallier ces altérations.

1.5.2. L'impact des orthèses plantaires

À ce jour, plusieurs études ont tenté de quantifier les effets du port d'OPs sur le pied plat (Banwell et al., 2014). Ces dernières sont généralement modélisées et prescrites dans le but de contrôler la pronation excessive, soutenir l'arche longitudinale médiale et ainsi rétablir l'alignement et la fonction normale du pied (Harradine and Bevan, 2009). Bien qu'il n'existe pas de réel consensus quant à leur effet, les changements induits au niveau de la cinématique sont essentiellement relatifs à l'éversion de l'arrière-pied (Banwell et al., 2014; Cheung et al., 2011). Ainsi, plusieurs études ont rapporté une réduction de l'éversion maximale de l'arrière-pied (Dedieu et al., 2013; Han et al., 2019; Johanson et al., 1994; Telfer et al., 2013b), tandis que d'autres n'ont relevé aucun effet significatif (Cobb et al., 2009; Hurd et al., 2010; Stacoff et al., 2007; Zifchock and Davis, 2008). Il en va de même pour l'amplitude de mouvement d'éversion de l'arrière-pied pour laquelle Han et al. (2019) ont mis en avant une réduction alors que d'autres études n'ont observé aucun effet (Hurd et al., 2010; Johanson et al., 1994; Zifchock and Davis, 2008). Selon Banwell et al. (2014) le manque de consensus dans les résultats pourrait partiellement s'expliquer par la présence de différences dans la conception des orthèses évaluées, et notamment au niveau de leur forme géométrique. En effet, dans les études citées ci-dessus, on peut retrouver des orthèses incluant un stabilisateur médial d'arrière-pied, un stabilisateur médial d'avant-pied, une combinaison de ces derniers, ou des orthèses n'incluant qu'un support d'arche. Des études ont également tenté d'évaluer l'effet

des orthèses au regard de la vitesse d'éversion à l'arrière-pied mais aucune différence significative n'a été relevée (Mündermann et al., 2003; Zifchock and Davis, 2008). Outre l'éversion de l'arrière-pied, Telfer et al. (2013b) ont mis en avant que le port d'orthèses plantaires pouvait induire une réduction de la rotation interne du tibia présente chez les personnes ayant les pieds plats. Balsdon et al. (2019) ont investigué l'effet d'OPs sur l'angle de l'arche longitudinale médiale et ont mis en avant une réduction de ce dernier. Cependant, l'amplitude des effets observés, notamment au regard de l'éversion de l'arrière-pied, sont plutôt faibles (2°) (Banwell et al., 2014), et reste par conséquent dans l'erreur de mesure induite par le placement des marqueurs et la présence d'artéfacts de tissus mous (Schallig et al., 2021; Telfer et al., 2010). Toutefois, il est admis qu'une réduction de 2° de l'éversion de l'arrière-pied est associée à des améliorations au niveau clinique, car elle réduirait la charge musculaire (Genova and Gross, 2000; Neville et al., 2009). Dans une méta-analyse, (Cheung et al., 2011) ont mis en évidence que les orthèses sur-mesure étaient plus efficaces que les orthèses préfabriquées pour contrôler l'éversion de l'arrière-pied et par conséquent la pronation excessive. De la même manière, une réduction plus importante de l'angle de l'arche longitudinale a été observée pour des orthèses sur-mesure comparativement à des orthèses préfabriquées (Balsdon et al., 2019). Dans cette même étude, bien qu'il ait été anticipé qu'une orthèse sur-mesure rigide soit plus efficace qu'une orthèse sur-mesure souple pour contrôler l'effondrement de l'arche longitudinale médiale, aucune différence significative n'a été relevée lors de la marche. Au regard de la géométrie et du degré de correction des orthèses, Telfer et al. (2013b) ont rapporté l'existence d'un effet dose-réponse sur l'éversion de l'arrière-pied chez des personnes ayant une pronation excessive (Figure 25A). Ainsi, plus l'angle du stabilisateur médial était important, plus la réduction de l'éversion de l'arrière-pied était importante. De la même manière, les auteurs ont mis en évidence que ce phénomène de dose-réponse existait au niveau des moments articulaires dans le plan frontal. En effet, plus l'angle du stabilisateur médial était important, plus la réduction du moment d'inversion à la cheville (équivalent au moment d'éversion observé dans l'étude) était grande (Figure 25B). À l'inverse, au genou, l'augmentation de l'angle du stabilisateur médial était associée à une augmentation du moment interne d'abduction (équivalent au moment d'adduction observé dans l'étude). Ces altérations seraient induites par une médialisation des forces de réaction du sol, réduisant par conséquent le bras de levier (Han et al., 2019). D'autres études, comme celle de Hurd et al. (2010), n'ont cependant observé aucune différence au regard des moments articulaires. Selon Han et al. (2019), l'absence de différence pourrait s'expliquer par la vitesse de marche non standardisée dans cette étude. Outre la vitesse de marche non standardisée, les

orthèses utilisées dans l'étude de Hurd et al. (2010) n'incluait qu'un support d'arche, alors que Telfer et al. (2013b) ont observé une altération des moments articulaires en utilisant des orthèses incluant également un stabilisateur médial d'arrière-pied. Cette observation souligne une nouvelle fois l'hétérogénéité présente dans les résultats au regard des effets des OPs sur la cinématique et les moments articulaires et le rôle que semblent jouer les différentes formes géométriques d'orthèse utilisées dans ce manque de consensus.

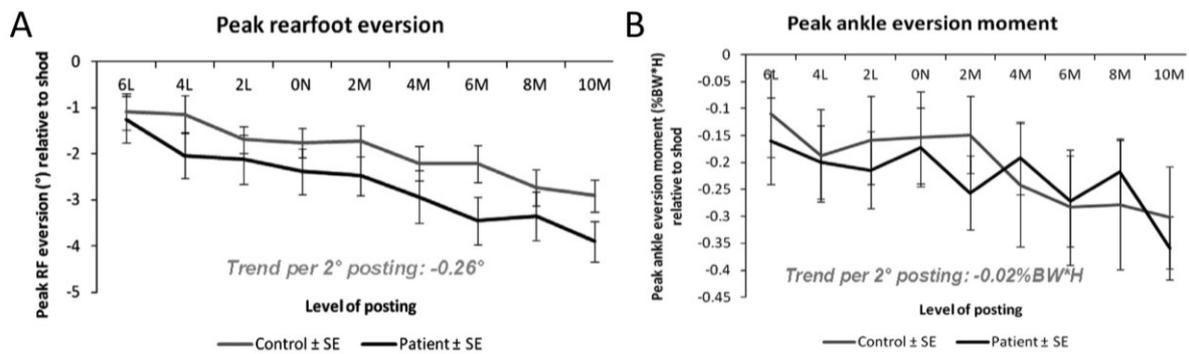


Figure 25 – Représentation graphique de l'effet dose-réponse des orthèses plantaires sur l'éversion maximale de l'arrière-pied (A) et le moment d'éversion à la cheville (B). L = Latéral ; N = Neutre ; M = Médial. Figure reproduite de Telfer et al. 2013 avec accord. Copyright (2021) avec permission de Elsevier.

Au regard des pressions plantaires, peu d'études ont à ce jour rapporté l'effet d'OPs sur la distribution des pressions plantaires chez des personnes ayant les pieds plats (Aminian et al., 2013; Khodaei et al., 2017; Xu et al., 2019). Généralement, l'objectif des orthèses va être de supporter et contrôler l'effondrement de l'arche longitudinale médiale en augmentant la surface de contact sous celle-ci (Khodaei et al., 2017). Outre la compensation de l'effondrement de l'arche longitudinale médiale, les OPs sont modélisées pour réduire les forces lors de l'attaque du talon, répartir la pression en milieu d'appui et faciliter la supination pour une propulsion plus efficace (Glasoe et al., 2010). Bien souvent, le port d'OPs a été associé à une augmentation des pressions et de la surface de contact sous la partie médiale du médio-pied, ainsi qu'une diminution des pressions sous le talon et les têtes des métatarsiens 2 à 5 (Aminian et al., 2013; Khodaei et al., 2017). Ainsi, le support d'arche des orthèses induit un transfert de la charge de l'arrière-pied et de l'avant-pied vers le médio-pied. Dans une étude récente, Xu et al. (2019) ont également mis en évidence que l'utilisation d'orthèses sur-mesure réalisées par l'intermédiaire de l'impression 3D était associée à une meilleure redistribution des pressions plantaires, ainsi qu'un meilleur confort comparativement à des orthèses préfabriquées. De plus, grâce à des études ayant investigué les effets des orthèses à

plus long terme (8 semaines à 3 mois), il a été mis en avant que la répartition des pressions sous l'arche s'améliore au cours du temps (Xu et al., 2019; Zhai et al., 2017).

Tout comme pour les changements au niveau des pressions plantaires, peu d'études se sont intéressées à l'effet des orthèses sur les activités musculaires (Murley and Bird, 2006; Murley et al., 2010a; Telfer et al., 2013a). Murley et al. (2010a) mettent en évidence une réduction du pic d'activation et de la valeur quadratique moyenne du signal pour le tibial antérieur lors de la mise en charge et à l'inverse, une augmentation du pic d'activation et de la valeur quadratique moyenne du signal du long fibulaire du milieu d'appui à la fin de l'appui. Ces changements seraient donc synonymes d'une diminution de la sollicitation des muscles inverseurs. D'autres études se sont attachées à quantifier l'impact de différents degrés de stabilisateur, mais aucune différence significative n'a été rapportée (Murley and Bird, 2006; Telfer et al., 2013a). Murley and Bird (2006) expliquent notamment l'absence de résultats par la variabilité présente dans la réponse des sujets aux OPs.

Ainsi, même si certaines études ont rapporté que le port d'OPs pouvait modifier la biomécanique des personnes ayant les pieds plats, il n'existe pas de réel consensus sur l'efficacité de ces dernières, particulièrement au regard de la cinématique (Banwell et al., 2014). Ce manque de consensus peut notamment s'expliquer par la diversité existante dans la prescription et la conception des orthèses utilisées (géométrie, matériel, degré de correction) (Banwell et al., 2014; Banwell et al., 2015), l'utilisation de différents modèles (cinématique et pressions plantaires) et variables d'intérêts (Bishop et al., 2012), ou encore la variété de critères utilisés pour le recrutement de la population (structure du pied) (Arnold et al., 2018).

Conclusion : Comparativement à une population ayant les pieds neutres, les personnes ayant les pieds plats présentent un patron de marche altéré. Ainsi, on retrouve généralement une éversion de l'arrière-pied et une abduction de l'avant-pied plus importante, une augmentation du moment interne d'inversion à la cheville, ainsi qu'une augmentation des pressions plantaires sous le médio-pied médial. Par un réalignement des structures osseuses et une redistribution des charges sous le pied, l'objectif des OPs est de contribuer à l'amélioration de la fonction du pied. Toutefois, la variété d'OPs ayant été utilisée ne permet pas de statuer sur leur effet bénéfique, notamment au regard de la cinématique du pied.

1.6. Problématique et objectifs spécifiques

Bien qu'elle représente l'intervention la plus fréquente, une variété d'OPs (géométrie, matériaux) a été utilisée pour traiter les personnes ayant les pieds plats, résultant en un manque de consensus quant à leur effet bénéfique. En facilitant la personnalisation et en offrant des possibilités d'innovations, l'impression 3D représente une alternative intéressante dans la conception d'OPs. Cependant, les réalisations actuelles ne se sont limitées qu'à des formes monolithiques reposant sur la forme du pied. Il existe à ce jour peu d'évidence sur l'impact des orthèses plantaires sur la cinématique et la dynamique de la marche chez les personnes ayant les pieds plats. Toutefois, la plupart des études ont eu recours à des modèles cinématique simplifiés du pied, et l'ensemble d'entre elles s'est focalisé sur des variables discrètes.

Pour répondre à notre objectif général qui est « d'approfondir les connaissances relatives à l'impact des OPs sur la biomécanique du pied plat pour guider le développement et l'évaluation d'une OP originale imprimée en 3D », nous avons défini trois objectifs spécifiques.

Les objectifs spécifiques

1. Investiguer l'effet de la forme **géométrique** des OPs sur la **cinématique et la cinétique** des membres inférieurs chez des personnes ayant des **pieds plats** flexibles par l'intermédiaire d'une revue systématique et méta-analyse de la littérature. L'hypothèse est que la cinématique et la cinétique des membres inférieurs seraient affectées différemment en fonction de la forme géométrique des OPs. De ces observations découlerait le développement de l'orthèse FOOT_i et de potentielles innovations.
2. Déterminer l'impact de la **rigidité d'orthèses imprimées en 3D** et l'addition d'éléments **anti-pronateurs** novateurs sur la cinématique du pied ainsi que les **pressions plantaires**. Une population ayant les pieds normaux sera recrutée pour s'affranchir de l'interaction possible d'une pathologie. Ainsi, nous faisons l'hypothèse que les stabilisateurs permettraient de contrôler la cinématique dans le plan frontal. Une seconde hypothèse est que la rigidité de l'orthèse aurait un impact sur les pressions plantaires.
3. Évaluer l'impact d'OPs sur-mesure et imprimées en 3D sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats par l'intermédiaire d'une

analyse plus fonctionnelle (**analyse de courbes**) et d'un modèle **cinématique multi-segmentaire** du pied. Notre hypothèse est qu'un meilleur contrôle de la pronation pourrait être atteint par l'utilisation de nos stabilisateurs. Ces derniers faciliteraient d'ailleurs le retour en position neutre et la supination lors de la propulsion.

Chapitre 2 – Méthode générale

Dans ce chapitre, une description davantage détaillée que dans les articles ainsi qu'une justification de la méthode utilisée dans les expérimentations des études 2 et 3 de ce travail de thèse sont présentées. La méthode relative à notre première étude, une revue systématique de la littérature, n'est pas incluse. Cette dernière sera détaillée dans le Chapitre 3 qui lui est consacré.

2.1. Participants

Les expérimentations de ce travail de thèse ont été réalisées dans le respect de l'énoncé de politique des trois conseils principes éthiques de la déclaration d'Helsinki. Les procédures expérimentales ont été approuvées par le comité d'éthique de la recherche de l'Université de Montréal (17-145-CERES-D) et l'ensemble des participants a signé un formulaire de consentement avant le début de chaque expérimentation.

L'étude 2 a nécessité le recrutement de participants ayant des pieds neutres tandis que l'étude 3 a nécessité le recrutement de participants ayant des pieds plats flexibles. Pour l'étude 2, les participants ont été recrutés parmi les étudiants et le personnel de l'UdeM ainsi qu'un échantillonnage par réseau. Pour l'étude 3, les participants ont été recrutés par l'intermédiaire d'une clinique podiatrique collaborant au projet FOOT_i (Podimedic, Montréal). L'ensemble des critères d'inclusion et d'exclusion est présenté dans le Tableau 2.

Tableau 2 – Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants des études 2 et 3

Participants	Etude 2 - Pieds neutres	Etude 3 - Pieds plats
Critères d'inclusion	<ul style="list-style-type: none">• Être âgé de 18 ans et plus• Être de sexe masculin• Avoir une pointure de 9.5 - 10 US• Être en bonne forme physique	<ul style="list-style-type: none">• Être âgé de 18 ans et plus• Avoir un Foot Posture Index $\geq +6$• Avoir une flexibilité de la hauteur d'arche (> 16 mm/kN)• Présenter des douleurs en lien avec la posture du pied
Critères d'exclusion	<ul style="list-style-type: none">• Trouble musculo-squelettique aux membres inférieurs dans les trois mois précédents les expérimentations• Historique de port d'orthèses plantaires	<ul style="list-style-type: none">• Blessure ou chirurgie aux membres inférieurs dans les trois mois précédents les expérimentations• Historique de port d'orthèses plantaires• Inégalité de longueur de jambe et amplitude articulaire anormale

2.2. Orthèses plantaires

Les protocoles expérimentaux des études 2 et 3 ont tous deux impliqués l'utilisation d'OPs de longueur $\frac{3}{4}$ imprimées en 3D. Pour l'étude 2, des OPs génériques ont été utilisées. Ces dernières ont été modélisées à partir d'un scan 3D d'une forme de pied standard représentant une moyenne de 2 000 pieds masculins de type européens et de pointure 10 US. Pour l'étude 3, des OPs sur-mesure ont été conçues à partir d'un scan 3D des empreintes de pied de chaque participant. Les empreintes ont été recueillies par des podiatres expérimentés grâce à une boîte en mousse alors que les participants étaient assis et leur articulation sub-talaire était maintenue au neutre. Les mesures anthropométriques recueillies par les podiatres lors de l'examen clinique ainsi qu'un enregistrement des pressions plantaires ont également permis aux podiatres d'ajuster la prescription des OPs. Bien que les empreintes aient été recueillies avec l'articulation sub-talaire au neutre, la prescription des OPs utilisées dans ce projet n'est pas identifiable à une théorie en particulier. Ainsi, la conception des OPs a avant tout été guidée par la fonction dynamique du pied tout en mettant l'accent sur le concept ASAP proposé par notre partenaire industriel Médicus (Amortissement, Stabilité, Adaptabilité et Propulsion).

Les OPs, génériques comme sur-mesure, ont été modélisées sous SpecifX (Shapeshift3D Inc., Montréal, Canada), puis imprimées selon le procédé de frittage sélectif par laser en Nylon 12, un matériau biocompatible, durable, résistant au choc et à l'abrasion. La rigidité des OPs a quant à elle été ajustée en modulant l'épaisseur des structures internes (nids d'abeilles). Pour l'étude 3, ce processus a d'ailleurs été automatisé dans le logiciel de conception assistée par ordinateur, en fonction de la masse des participants et de leur flexibilité de hauteur d'arche.

Grâce aux possibilités offertes par l'impression 3D et aux observations tirées de la littérature, des stabilisateurs innovants ont été conçus et utilisés dans le présent travail de thèse. Inspirés d'un talon de Thomas (Zamosky, 1964), ces stabilisateurs ont été modélisés sous un logiciel de conception assistée par ordinateur (CATIA V5R19, Dassault systèmes) de manière à être amovibles et s'insérer sous la coquille de l'OP au niveau du talon. Un talon de Thomas est une modification de la chaussure comprenant une extension directement sous l'os naviculaire afin de fournir un soutien et/ou une stabilité supplémentaire à l'arche longitudinale médiale (Zamosky, 1964) (Figure 26). Nous avons donc fait l'hypothèse que ce nouveau type de stabilisateur permettrait de mieux contrôler de la pronation lors de la mise en charge et faciliteraient le retour en position neutre et la supination lors de la propulsion.

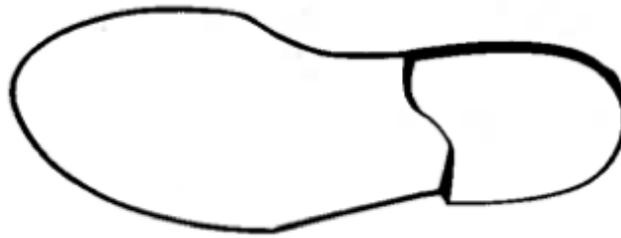


Figure 26 – Vue de dessous d’une chaussure droite comprenant un talon de Thomas.
Figure reproduite de Zamosky (1964).

Pour l’étude 2, deux stabilisateurs ayant des formes géométriques différentes ont été utilisés (Figure 27). Ils étaient plats, avaient une épaisseur de 4 mm et étaient imprimés en Nylon 12. Pour l’étude 3, un stabilisateur plat conçu à partir d’une plaque de fibre de carbone ayant une épaisseur de 2 mm a été utilisé.

Enfin, lors des expérimentations, les OPs ont été utilisées dans un modèle standardisé et neutre de chaussures de sport (860 v8, New Balance, USA).

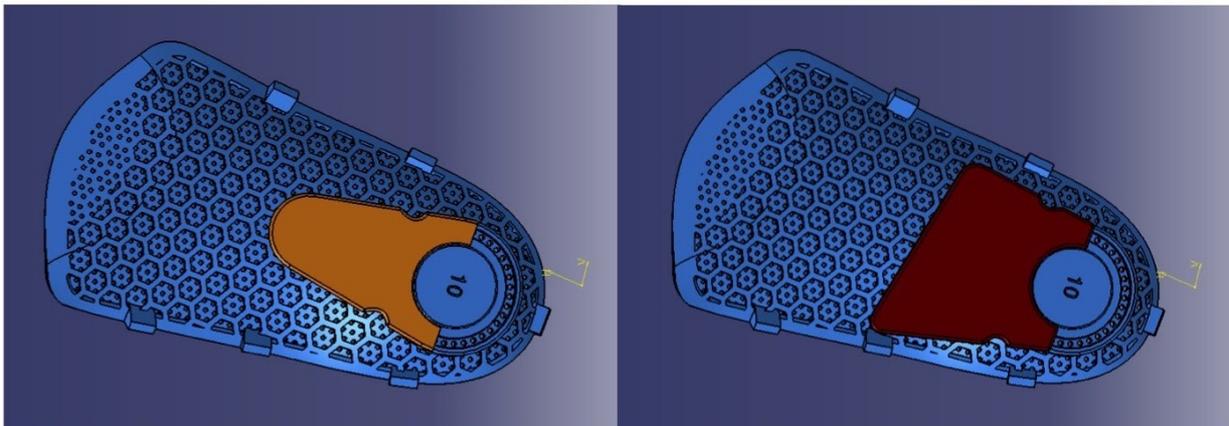


Figure 27 – Vues de dessous des orthèses plantaires et des stabilisateurs d’arrière-pied sous CATIA

2.3. Matériels

Les expérimentations constituant ce travail de thèse ont été réalisées au laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement (S2M) de l’Université de Montréal qui dispose de l’infrastructure de pointe pour l’analyse du mouvement. Ainsi, les analyses de cinématique et de cinétique ont été réalisées avec un système optoélectronique à marqueurs passifs (Vicon®, Oxford, UK) composé de 18 caméras et un tapis roulant instrumenté à double courroies (Bertec®, Columbus, USA) (Figure 28). La fréquence d’acquisition durant les expérimentations était fixée à 100 Hz pour le système optoélectronique et à 2 000 Hz pour les plateformes de force du tapis roulant. Le nombre important de caméras ainsi que leur

disposition autour du tapis roulant nous a notamment permis de diminuer considérablement les risques d'occlusions. Au regard des avantages inhérents à l'utilisation d'un tapis roulant pour l'analyse biomécanique de la marche, évoqués dans la revue de la littérature, nous avons décidé d'effectuer nos expérimentations sur un tapis roulant instrumenté. L'utilisation de ce dernier nous a plus particulièrement permis de contrôler la vitesse du tapis et d'enregistrer un nombre important de cycles de marche. De plus, la surélévation du tapis par rapport au sol nous a permis d'optimiser le champ de caméras pour l'utilisation d'un modèle multi-segmentaire du pied et l'évaluation de la déformation de l'orthèse à la marche, un autre aspect du projet FOOT; (Hajizadeh et al., 2020b).

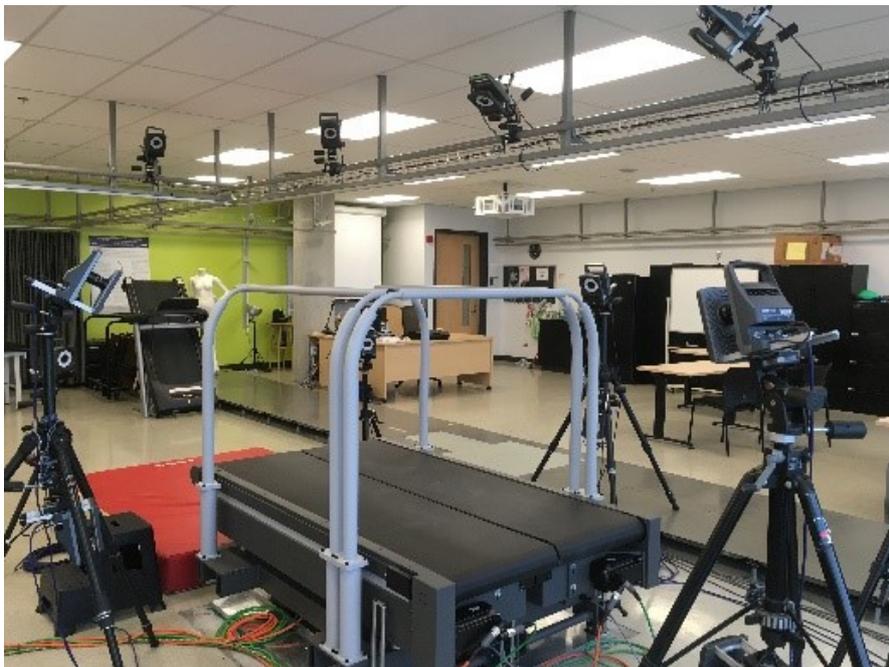


Figure 28 – Dispositif expérimental utilisé dans le présent travail de thèse : tapis instrumenté à double courroie (Bertec®, Columbus, USA) et système optoélectronique (Vicon®, Oxford, UK).

Un modèle cinématique composé de 56 marqueurs réfléchissants a été utilisé pour modéliser le bassin, la cuisse, la jambe et le pied du membre inférieur droit et gauche (Tableau 3 et Figure 29). Pour modéliser et suivre les mouvements de la cuisse et de la jambe, des marqueurs techniques, positionnés en évitant les zones avec muscles et articulations ont été utilisés afin de limiter l'impact des artefacts des tissus mous (Leardini et al., 2005). Le pied a quant à lui été modélisé selon un modèle multi-segmentaire permettant d'apprécier plus justement l'impact des orthèses plantaires sur les mouvements intrinsèques de ce dernier. Ainsi, les marqueurs ont été placés selon le modèle de Rizzoli (Leardini et al., 2007) qui, comme évoqué dans le Chapitre 1, considère le médio-pied et s'avère être reproductible et répétable (Caravaggi et al., 2011; Di Marco et al., 2016). Afin de placer directement les

marqueurs du pied sur la peau, des trous ont été réalisés dans les chaussures. Comme suggéré par Bishop et al. (2015), ces derniers avaient un diamètre de 25 mm, permettant de limiter les interférences entre les marqueurs et la chaussure ainsi qu'une détérioration trop importante des souliers. Pour limiter davantage les interférences entre les marqueurs et la chaussure, des marqueurs montés sur une tige ont été utilisés (Bishop et al., 2015). Ces derniers ont été conçus sous CATIA puis imprimés en 3D. Ils consistaient en une base de 12 mm, une tige de 10 mm de haut et 2.5 mm de large, et une sphère réfléchissante de $\varnothing 5$ mm. Les marqueurs utilisés pour les autres segments étaient sphériques et avaient un diamètre de 10 mm.

Tableau 3 – Récapitulatif des segments, des marqueurs et de leur localisation pour le modèle cinématique du membre inférieur et du pied

Segments	Marqueurs	Localisation
Pelvis	EIASg EIPSG EIPSD EIASd	Épine iliaque antéro-supérieure gauche Épine iliaque postéro-supérieure gauche Épine iliaque postéro-supérieure droite Épine iliaque antéro-supérieure droite
Cuisse D + G	GT F1 / F2 / F3 CL CM	Grand Trochanter Cluster de 3 marqueurs disposé sur la face latérale du fémur Condyle Latéral Condyle Médial
Jambe D + G	TT TF J1 / J2 / J3 / J4 / J5 ML MM	Tubérosité Tibiale Tête Fibulaire Cluster de 5 marqueurs disposé sur la face antérieure de la jambe Malléole Latérale Malléole Médiale
Arrière-Pied D + G	CA PT ST	Calcaneum Tubercule du Talus Sustentaculum Tali
Médio-Pied D + G	TN CUB ID	Tubérosité Naviculaire Cuboïde (2/3 de la distance entre PT et VMB) Mi-distance entre TN et CUB
Avant-Pied D + G	FMB SMB VMB FMH SMH VMH PM	Base du 1 ^{er} Métatarsien Base du 2 ^{eme} Métatarsien Base du 5 ^{eme} Métatarsien Tête du 1 ^{er} Métatarsien Tête du 2 ^{eme} Métatarsien Tête du 5 ^{eme} Métatarsien Phalange proximale de l'hallux

D = Droite ; G = Gauche.

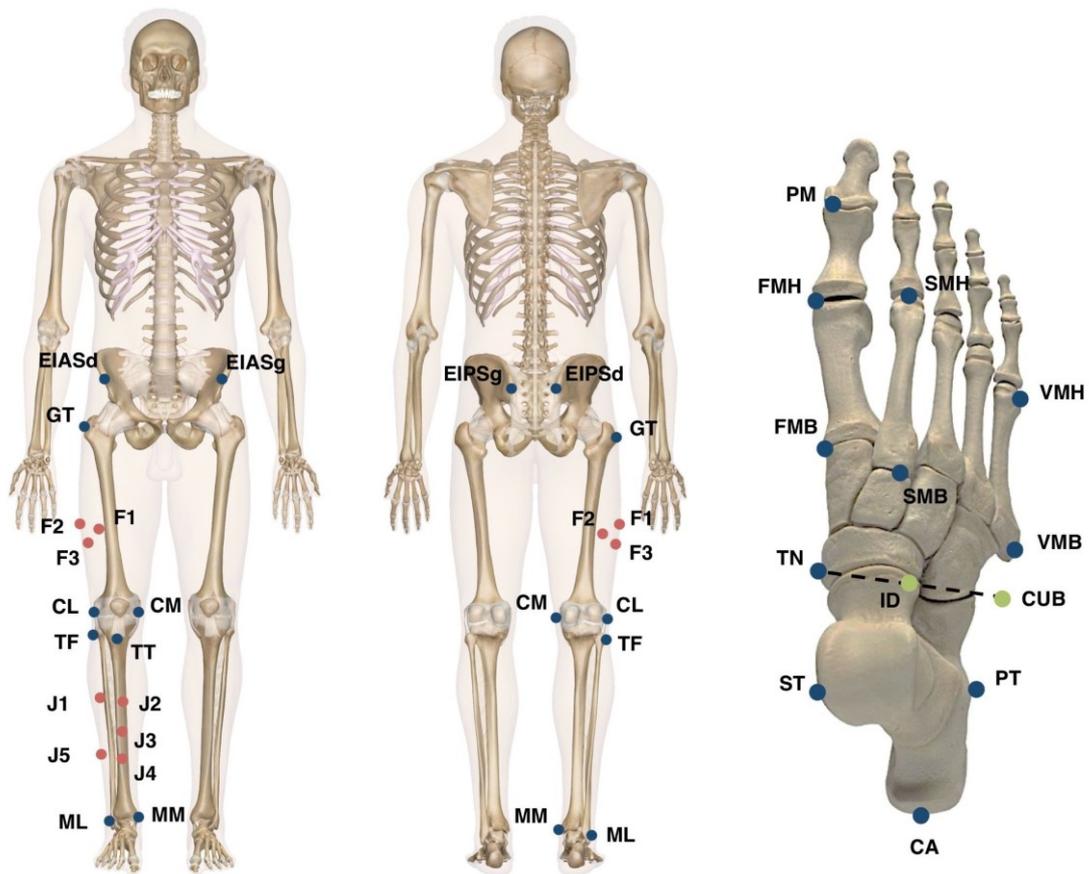


Figure 29 – Représentation schématique du placement des marqueurs pour un modèle cinématique du membre inférieur et du pied droit. Les marqueurs bleus représentent des marqueurs placés sur des repères anatomiques, les marqueurs rouges des clusters de marqueurs techniques et les marqueurs verts des marqueurs virtuels.

Les analyses baropodométries ont été effectuées par l'intermédiaire d'un système de semelles embarquées, et plus particulièrement le système WLAN de Medilogic (T&T Medilogic Medizintechnik GmbH, Germany), à une fréquence de 400 Hz. Comparativement à d'autres systèmes, les semelles Medilogic comprennent un plus grand nombre de capteurs, proposent une fréquence d'échantillonnage et une plage de mesure plus importantes, sont plus minces et moins chères (Price et al., 2016). De plus, le système montre une bonne fiabilité et répétabilité (Koch et al., 2016; Price et al., 2016). Ainsi le coefficient de corrélation intra-classe au regard de la répétabilité entre les jours était $\geq 0,993$ pour les pics de pression, $\geq 0,996$ pour la pression moyenne, et $\geq 0,925$ pour la surface de contact (Price et al., 2016). Le système Medilogic est composé de capteurs résistifs, autrement dit, qui mesurent les changements de résistance électrique proportionnels à la pression appliquée. Les semelles peuvent contenir jusqu'à 240 capteurs, leur nombre étant dépendant de la taille de ces dernières. Chaque capteur couvre une surface de $1,125 \text{ cm}^2$ ($0,75 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm}$) et possède une

plage de mesure allant de 0,6 à 200 N/cm². La fréquence d'acquisition peut quant à elle être comprise entre 50 et 400 Hz.

Enfin, des électrodes de surface (TrignoTM, Delsys Inc., MA, USA), avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz, ont été utilisées pour les analyses électromyographiques bilatérales des muscles tibial antérieur, gastrocnémien médial, soléaire et long fibulaire. Afin de limiter les différents facteurs pouvant détériorer le signal EMG et de minimiser l'impédance, le positionnement des électrodes et la préparation de la peau ont été effectués en suivant diverses recommandations, dont celles de la SENIAM (Hermens et al., 2000).

2.4. Procédure expérimentale

Suite à leur instrumentation, les participants ont été invités à marcher sur le tapis roulant pour un minimum de 5 minutes afin de se familiariser avec ce dernier (Zeni Jr and Higginson, 2010) et déterminer leur vitesse de marche confortable pour la suite de l'expérimentation. Une position anatomique ainsi que des mouvements fonctionnels de hanche et de genou ont ensuite été enregistrés. Les données issues de cette procédure ont été utilisées pour étalonner le modèle cinématique et déterminer les centres et axes articulaires de la hanche et du genou respectivement. Enfin, les participants ont marché 3 minutes dans chacune des conditions expérimentales à leur vitesse de marche confortable préalablement définie. Seules les données des 30 dernières secondes de chacune des conditions ont été enregistrées. Une période de repos de 5 minutes a été accordée entre chaque condition pour éviter des effets de fatigue. Les conditions étaient randomisées et l'expérimentation était réalisée en aveugle.

2.5. Traitement de données

L'ensemble du traitement de données s'est réalisé sous Matlab (Matlab R2021a, The Mathworks, MA). Pour les analyses de cinématiques et les calculs de dynamique inverse, la librairie en libre accès Biorbd, développée au laboratoire S2M (Michaud and Begon, 2021), a été utilisée. Cette dernière est appliquée à la biomécanique et est basée sur la librairie RBDL (Rigid Body Dynamics Library) qui implémente les équations de géométrie spatiale de Featherstone pour la résolution de problèmes de cinématique et dynamique directes et inverses pour des chaînes cinématiques (Featherstone and Orin, 2000; Felis, 2017).

2.5.1. Analyses cinématiques (Étude 2 et 3)

Un modèle cinématique générique a été établi sous Matlab pour être utilisé avec Biorbd. Ce modèle définissait notamment les différents segments, les marqueurs associés, le type d'articulation, les degrés de liberté, les systèmes de coordonnées locaux ainsi que les axes et centres articulaires. Le modèle a par la suite été personnalisé pour chaque participant grâce à la position anatomique et les mouvements fonctionnels enregistrés. Le Tableau 4 répertorie brièvement les informations relatives à chaque segment retrouvées dans le fichier de configuration. La Figure 30 représente quant à elle le résultat d'une reconstruction du modèle cinématique.

Tableau 4 – Récapitulatif des informations nécessaires à la création du modèle cinématique

Segment	Marqueurs	Articulation	Degrés de liberté	Système de coordonnées
Pelvis	EIASg, EIPSG, EIPSD, EIASd		Rot: 3 Trans: 3	<u>Axe 1</u> (x): EIASg → EIASd Axe 2 (y): EIPSG/EIPSD → EIASg/EIASd Origine: EIASg/EIASd/EIPSG/EIPSD
Cuisse D + G	F1, F2, F3, GT, CL, CM	- Type: CoR - Fonctionnelle SCoRE (Ehrig 2006)	Rot 3 Trans: 0	Axe 1 (z) CM/CL → CoR SCoRE <u>Axe 2</u> (x): CM → CL Origine: CoR SCoRE
Jambe D + G	J1, J2, J3, J4 J5, CL, CM, TT, TF, ML, MM	- Type: AoR - Fonctionnelle SARA (Ehrig 2007)	Rot: 3 Trans: 0	<u>Axe 1</u> (z): MM/ML → CM/CL Axe 2 (x): AoR SARA Origine: CM/CL projeté sur AoR SARA
Arrière-Pied D + G	CA, PT, ST, ML, MM	- Type: CoR - Anatomique	Rot: 3 Trans: 0	<u>Axe 1</u> (x): ST → PT Axe 2 (y): CA → ST/PT Origine: MM/ML
Médio-Pied D + G	VMB, TN, SMB, FMB, PT, ST	- Type: CoR - Anatomique	Rot: 3 Trans: 0	<u>Axe 1</u> (x): TN → VMB Axe 2 (y): TN/VMB → TN/FMB Origine: TN/CUB CUB: 2/3 distance entre PT et VMB
Avant-Pied D + G	FMB, VMH, SMH, FMH, VMB, SMB, PM	- Type: CoR - Anatomique	Rot: 3 Trans: 0	<u>Axe 1</u> (x): FMB → VMB/VMH Axe 2 (y): FMB/VMB → FMH/VMH Origine: SMB

D = Droite ; G = Gauche ; CoR = Centre de rotation ; AoR = Axe de rotation ; Rot = rotation ;
Trans = Translation ; M1/M2 = centroïde des marqueurs M1 et M2 ; Axe * = axe temporaire, c-à-d. recalculé par produit vectoriel suite au calcul du 3^{ème} axe.

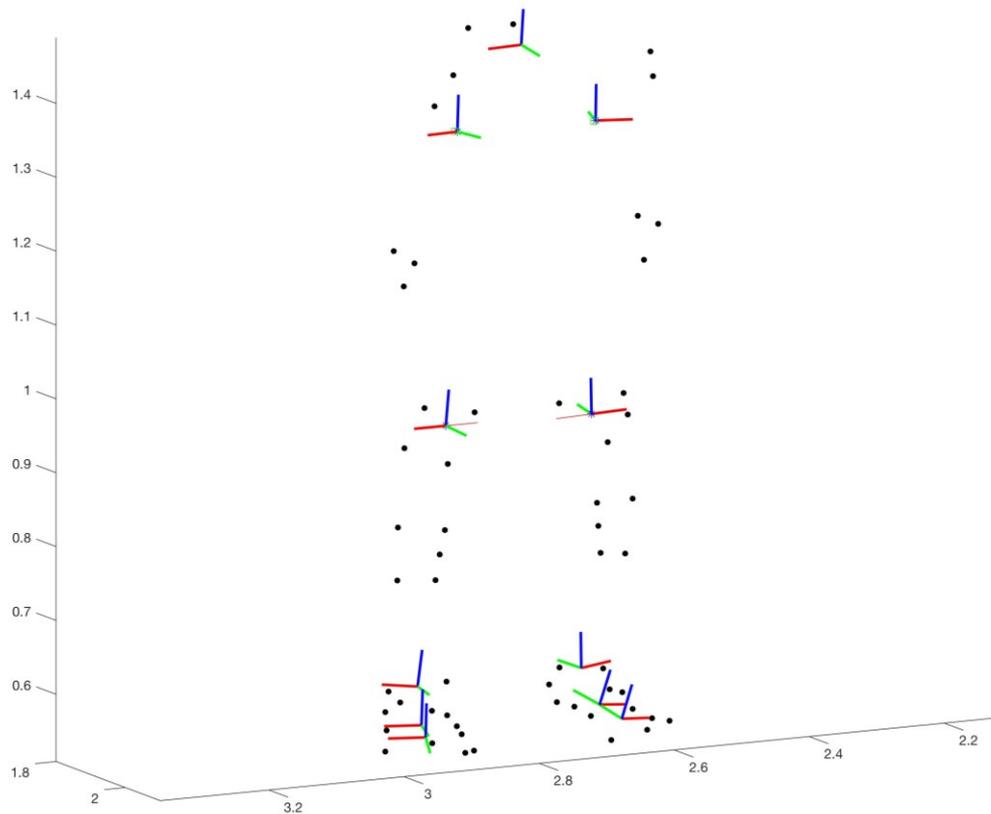


Figure 30 – Exemple d’une reconstruction du modèle cinématique pour une position anatomique. Les marqueurs cutanés (points noirs) ainsi que les systèmes de coordonnées locaux (repères x = rouge ; y = vert ; z = bleu) sont représentés.

Les coordonnées généralisées du modèle cinématique, c'est-à-dire les angles articulaires, ont été obtenues grâce à un filtre de Kalman étendu. Brièvement, le filtre de Kalman implémenté dans Biord repose sur un algorithme de probabilité Gaussienne (Deutscher et al., 1999). Ce procédé, plus stable pour l’estimation cinématique en présence d’occlusions (Fohanno et al., 2010), s’est aussi montré plus précis que l’optimisation globale pour l’obtention des moments articulaires car les positions, vitesses et accélérations sont obtenus en même temps (De Groot et al., 2008). La dérivation numérique n’étant plus nécessaire, processus amplifiant le bruit de hautes fréquences, le filtre de Kalman est particulièrement recommandé pour les calculs de dynamique inverse. Toutefois, puisqu’il se base sur une accélération constante ou linéaire pour prédire la cinématique, il se montre moins réactif aux accélérations et changements de direction (Cerveri et al., 2003). La marche sur tapis roulant n’impliquant pas de mouvements d’amplitudes maximales, de changements de direction et d’accélérations importantes, l’utilisation d’un filtre de Kalman s’est avérée adaptée dans le cadre de ce travail. Nous avons mené des comparaisons (résultats non rapportés) au préalable avec des algorithmes de

moindres carrés non-linéaires pour valider les bénéfices pour la continuité de la cinématique et les problèmes potentiels lors des impacts entre le pied et le tapis.

Outre les angles articulaires 3D, l'angle de l'arche longitudinale médiale a également été calculé. Ce dernier a été défini comme l'angle entre les vecteurs 3D défini par les marqueurs du calcanéum (CA), de la tubérosité naviculaire (TN) et de la tête du 1er métatarsien (FMH) (Caravaggi et al., 2019). Les données ont par la suite été normalisées de 0 à 100% de la phase d'appui. Les données issues des plateformes de forces du tapis roulant n'étant pas utilisables lors de l'étude 2, le contact talon ainsi que la levée des orteils ont été déterminés grâce à un algorithme utilisant la vitesse des marqueurs du pied (O'Connor et al., 2007). Un seuil de force de 20 N a en revanche été utilisé pour détecter les événements du cycle de marche lors de l'étude 3.

2.5.2. Analyses de dynamique inverse (Étude 3)

Les moments articulaires ont été déterminés à partir des coordonnées généralisées et des forces de réaction au sol issues des plateformes de force du tapis roulant instrumenté. Les calculs ont été effectués dans Biordb selon les équations de la géométrie spatiale (Featherstone, 2008). Les données des plateformes ont été filtrées, au préalable, par un filtre passe-bas de type Butterworth de 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 10 Hz. Avant de poursuivre les analyses, les données non utilisables en raison d'un chevauchement de courroie ont été retirées. Les propriétés inertielles des segments ont été estimées à partir du modèle anthropométrique de De Leva (1996). La masse du pied ainsi que ses inerties ont été divisées de façon arbitraire et partagées entre les trois segments le composant. Les forces de réaction du sol sous chacun des segments ont été estimées en fonction de la position antéro-postérieure du centre de pression. Ainsi, les moments articulaires ont été estimés uniquement lorsque le centre de pression était antérieur à l'articulation (Bruening and Takahashi, 2018). Bien que cette méthode puisse présenter certaines limites, elle permet d'obtenir des moments articulaires similaires à ceux obtenus par l'utilisation de plusieurs plateformes pour les articulations d'intérêts (Chopart et Lisfranc). Comme pour les données de cinématique de l'étude 3, les données des moments articulaires ont été normalisées de 0 à 100% de la phase d'appui grâce aux plateformes de force et un seuil de force de 20 N. À noter que les moments articulaires rapportés dans le présent travail sont considérés comme des moments internes.

2.5.3. Analyses baropodométriques (Étude 2 et 3)

Les données de pressions plantaires ont été analysées en divisant le pied en sept régions d'intérêts correspondant à des régions anatomiques et fonctionnelles pertinentes, à savoir l'arrière-pied médial et latéral, le médio-pied médial et latéral, et l'avant-pied médial, central et latéral (Figure 31). Comme dans de précédents travaux (Bok et al., 2016; Bonanno et al., 2019), les masques de l'arrière-pied, du médio-pied et de l'avant-pied représentaient environ 30%, 30% et 40% de la longueur du pied respectivement.

Outre la justification anatomique et fonctionnelle derrière la détermination des régions d'intérêts, le découpage proposé correspond grossièrement au découpage utilisé dans SpecifX pour la modélisation des OPs. Les informations recueillies étaient donc directement interprétables pour ajuster la conception des OPs.

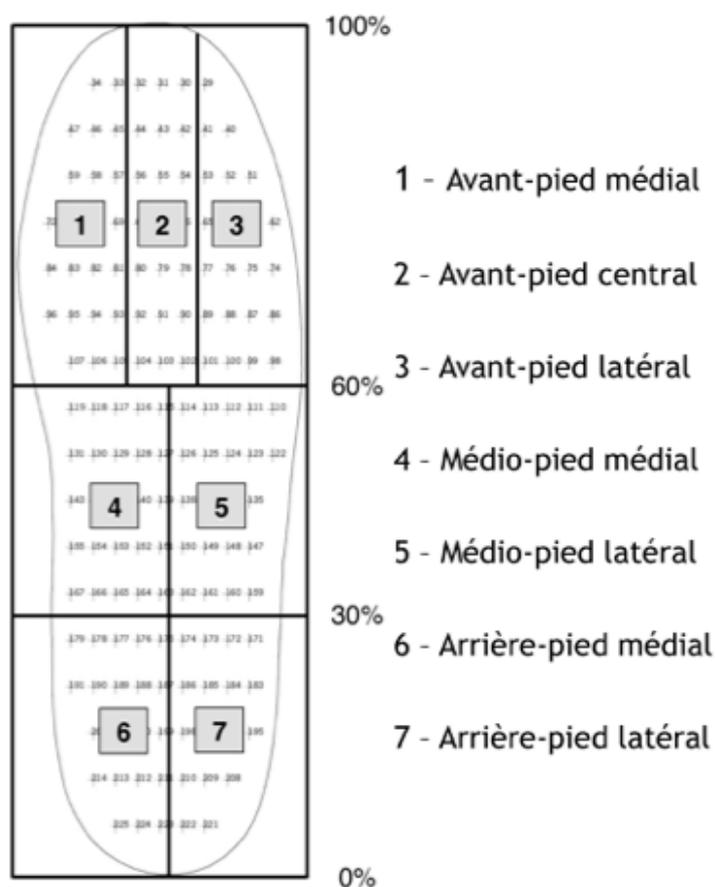


Figure 31 – Représentation schématique des régions d'intérêts pour l'analyse des pressions plantaires.

Ainsi, à chaque instant et pour chacune des sept régions podales, les pics de pressions (N/cm^2), les pressions moyennes (N/cm^2) ainsi que la surface de contact (cm^2) ont été déterminés. Les pics de pressions correspondaient à la valeur maximale affichée à chaque instant par l'un des capteurs d'une même région. Les pressions moyennes correspondaient à la

moyenne, à chaque instant, des valeurs affichées par chacun des capteurs d'une même région. Enfin, la surface de contact correspondait, à chaque instant, à la somme du nombre de capteurs actifs multipliée par la surface d'un capteur, soit 1,125 cm². Les données ont par la suite été normalisées de 0 à 100% de la phase d'appui par l'intermédiaire d'un seuil de force de 10% (Catalfamo et al., 2008). Pour se faire l'équation suivante a été utilisée :

$$\text{Seuil de force} = (\text{min} + (\text{max} - \text{min})) \times 10/100 \quad \text{Équation 3}$$

où min et max correspondent respectivement au minimum et au maximum de la somme des pressions de l'ensemble des capteurs de la semelle.

2.5.4. Analyse électromyographique (Etude 3)

Les signaux EMG ont été filtrés avec un filtre passe-bande à une fréquence de coupure de 10 et 400 Hz, rectifiés, puis filtrés avec filtre passe-bas à une fréquence de coupure de 9 Hz pour obtenir l'enveloppe du signal (Shiavi et al., 1998). Les filtres utilisés étaient des filtres Butterworth sans déphasage temporel de 2^{ème} ordre. Ensuite, les enveloppes linéaires des signaux EMG ont été normalisées par l'amplitude maximale issue du profil EMG moyen lors d'un cycle de marche (Burden, 2010). Outre le gain de temps associé à l'utilisation d'une méthode de normalisation sous-maximale *versus* une méthode faisant appel à des contractions maximales volontaires, cette méthode s'avère plus fiable et reproductible lors d'une tâche de locomotion (Murley et al., 2010b). Enfin, les données ont été normalisées temporellement de 0 à 100% de la phase d'appui selon les événements détectés grâce aux plateformes de force du tapis roulant instrumenté (seuil 20 N).

2.6. Analyses statistiques

Le présent travail de doctorat s'intéressant à l'effet d'orthèses plantaires, seules les données issues de la phase d'appui ont été considérées dans nos analyses statistiques. Par ailleurs, considérant la composante temporelle des données biomécaniques analysées, des analyses de courbes via la librairie SPM (spm1d.org), implémentée sous Matlab, ont été réalisées (Pataky et al., 2015). Ainsi, les différentes variables ont été comparées entre les conditions expérimentales grâce à des analyses de variance (ANOVAs). Nos données biomécaniques n'étant pas distribuées normalement selon le test de D'Agostino-Pearson, la méthode non paramétrique a été choisie. À noter que seules les données du membre inférieur droit ont été traitées dans le présent travail.

Chapitre 3 – Effet de la forme géométrique des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique des personnes ayant les pieds plats

Ce troisième chapitre de thèse introduit notre première étude sous la forme d'un article de revue systématique avec méta-analyse de la littérature. Coécrit par Gauthier Desmyttere, Maryam Hajizadeh, Jacinte Bleau et Mickaël Begon, cet article s'intitule « Effect of foot orthosis design on lower-limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible *pes planovalgus*: A systematic review and meta-analysis ». Il est paru en 2018 dans le journal *Clinical Biomechanics* (vol. 59, p. 117-129).

La contribution principale de cet article revient à Gauthier Desmyttere. La question de recherche ainsi que les critères de sélection des études ont été définis par Gauthier Desmyttere. La recherche documentaire dans la littérature, la sélection des études, l'évaluation de la qualité des études retenues et l'extraction des données ont été réalisées conjointement par Gauthier Desmyttere et Maryam Hajizadeh. La synthèse et l'analyse des résultats des études incluses ont été réalisées par Gauthier Desmyttere. L'article a été écrit par Gauthier Desmyttere sous la supervision de Mickaël Begon. Tous les coauteurs ont contribué à la relecture de cet article et ont participé à la bonification de celui-ci par leurs conseils et suggestions.

Par l'intermédiaire de cette étude, une synthèse de la littérature quant à l'effet de la forme géométrique des OPs sur la cinématique et les moments articulaires chez des individus ayant les pieds plats a été effectuée. Elle a été réalisée dans le but d'éclaircir les connaissances quant à l'effet des orthèses dans cette population, mais aussi d'aider et orienter la conception d'une orthèse originale imprimée en 3D. Ainsi, grâce à cette étude, il a été mis en évidence l'importance d'incorporer des éléments anti-pronateurs (stabilisateur médial) pour contrôler la pronation excessive présente dans cette population. Elle souligne également la nécessité d'utiliser un protocole d'évaluation de qualité. En effet, les évidences quant aux effets bénéfiques des orthèses plantaires restent tout de même faibles, notamment en raison de l'hétérogénéité et la qualité des protocoles d'évaluation utilisés.

Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible *pes planovalgus*: A systematic review and meta-analysis

Gauthier Desmyttere¹, Maryam Hajizadeh², Jacinte Bleau³, Mickael Begon^{1,2}

(1) *École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval H7N 0B6, QC, Canada*

(2) *Institut de Génie Biomédical, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval H7N 0B6, QC, Canada*

(3) *Laboratoire Orthopédique Médecus, 5135 10e avenue, Montréal H1Y 2G5, QC, Canada*

Abstract

Background: Foot orthoses are commonly used for the management of excessive foot pronation in people with *pes planovalgus*. However, results are inconsistent due to variability in orthosis geometrical designs. This systematic review with meta-analysis aimed to classify and investigate the effects of foot orthoses, based on their design, in terms of lower limb kinematics and kinetics in people with *pes planovalgus*.

Methods: Electronic databases were searched up until August 2017. Peer-reviewed journal studies including adult participants with flexible *pes planovalgus* and reporting kinematics and kinetics effects of foot orthoses during walking were included and classified based on the orthosis design. Eleven studies were retained and assessed according to methodological (mean 76.1%; range [63.2%–84.2%] - high) and biomechanical (mean 71.6%; range [44.4%–100%] - moderate) qualities. Meta-analysis was performed by calculating the effect size, using standardized mean differences, between control and orthotics conditions.

Findings: Meta-analysis revealed less rearfoot eversion with the use of foot orthoses including medial forefoot or both forefoot and rearfoot posting. However, no significant effect of foot orthoses with arch support and neutral rearfoot posting to control excessive foot pronation were found. In terms of kinetics, none of the foot orthoses showed effects.

Interpretation: Using medial posting is the most effective foot orthotic feature to reduce the peak rearfoot eversion and to control excessive foot pronation. Nevertheless, heterogeneity between study protocols contributes to the low evidences of foot orthoses effects on kinematics and kinetics during walking in people with *pes planovalgus*.

Keywords: *Pes planovalgus*, flatfeet, foot orthoses, kinematics, kinetics, geometrical design

Highlights

- Medial postings as suitable intervention for excessive foot pronation
- Anti-pronator components are necessary for a positive biomechanical effect
- Arch support alone is not effective to control excessive pronation
- Evidences for benefits of foot orthosis on gait features for flatfeet remain weak
- Studies of higher quality are required to facilitate flatfeet clinical management

3.1. Introduction

Foot pronation is a natural and essential motion of the foot allowing for a greater ground contact surface during the stance phase of a gait cycle, thus resulting in a better shock absorption (Horwood and Chockalingam, 2017; Lafortune et al., 1994). Throughout this phenomenon, the medial longitudinal arch plays a key role as it provides elasticity and shock absorbing properties. Flexible *pes planovalgus* (also known as flexible “flat foot”) is a common condition in which the medial longitudinal arch totally or partially collapses in the weightbearing stance, resulting in excessive foot pronation (Shibuya et al., 2010). In the United States, flexible *pes planovalgus* has been reported to affect 19% of the adult population (Dunn et al., 2004). Based on physical examination, this condition is accompanied with rearfoot eversion and forefoot abduction relative to rearfoot (Lee et al., 2005). As a consequence, flexible *pes planovalgus* interferes with the normal foot function. Previous studies revealed significant differences in kinematics and kinetics of adults with flexible *pes planovalgus* during walking compared to individuals with a normal foot posture. Mostly, studies have reported higher peak and range of motion (RoM) of rearfoot eversion (Ledoux and Hillstrom, 2002; Levinger et al., 2010; Root, 1977; Tome et al., 2006) as well as a higher ankle invertor moment (Hunt and Smith, 2004). Although *pes planovalgus* alters foot motion, not all flat feet are symptomatic. However, this foot posture may contribute to pain and injury development. Indeed, a higher prevalence of foot, knee and low back pain (Kosashvili et al.,

2008; Menz et al., 2013) as well as an increased risk of overuse injuries such as tissue stress injuries, medial tibial stress syndrome or stress fracture (Kaufman et al., 1999; Nawoczenski et al., 1998; Neal et al., 2014) have been reported. Therefore, the clinical management of people with flexible *pes planovalgus* relies on the control of excessive foot pronation. Typically, this control is obtained using foot orthoses (FOs).

FOs represent one of the most common medical devices prescribed to alter lower extremity movement, especially to control excessive foot pronation, and to reduce pain for *pes planovalgus*. In a recent study, Banwell et al. (2015) highlighted that 50% of the people with symptomatic *pes planovalgus* were treated using FOs. Clinically, the use of FOs has been related to positive impacts on lower limb and back pain (Castro-Méndez et al., 2013; Eng and Pierrynowski, 1993; Zammit and Payne, 2007). With regard to kinematics and kinetics during walking, the effect of FOs is not clearly established yet. While some studies reported significantly reduced rearfoot eversion (Johanson et al., 1994; Telfer et al., 2013b), others found no difference using FOs (Hurd et al., 2010; Zifchock and Davis, 2008). Similarly with kinetics, Telfer et al. (2013b) reported a decrease in rearfoot eversion moment using FOs, whereas Bishop et al. (2016) found no difference. The inconsistency in these results may be explained by the diversity of the geometrical design of FOs used across these studies (Banwell et al., 2015). Such different effect of FOs on controlling foot pronation, especially in the frontal plane, was associated to different designs by Johanson et al. (1994). Furthermore, the variability in the eligibility criteria of the participants as well as the variability in the protocols (e.g. walking speed, shoe type, foot model, etc.) used for the kinematic assessment may explain conflicting findings. The variability among studies regarding the beneficial effect of FOs makes treatment of people with *pes planovalgus* uncertain. To this end, a meta-analysis could provide evidence of changes on a parameter as an effect of FO design and give guidelines for health practitioners.

In 2011, a systematic review and meta-analysis about people with excessive foot pronation showed that FOs, especially custom-made ones, were globally effective in reducing rearfoot eversion and therefore control excessive foot pronation in the frontal plane (Cheung et al., 2011). However, another recent (2014) systematic review assessed the effectiveness of FOs on kinematics and kinetics in adults with *pes planovalgus*, and revealed low evidence level on the proficiency of FOs to improve the rearfoot kinematics and kinetics (Banwell et al., 2014). To our knowledge, no review has yet evaluated how the geometrical design of FO could affect gait features of people with this foot condition. Therefore, the aim of this systematic

review and meta-analysis is to determine the impact of the FO geometrical design on lower extremity kinematics and kinetics during walking for adult participants with *pes planovalgus*. Moreover, this study will provide more insights for FO design and prescription.

3.2. Methods

3.2.1. Information sources, search strategy

This systematic review and meta-analysis was reported using the PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) guidelines (Moher et al., 2009). The following electronic literature databases were searched from their original available dates to August 2017: MEDLINE, Scopus, PubMed, EMBASE, and Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL). Three main groups of keywords covering all MeSH terms and keywords related to “foot orthosis”, “design and geometrical modifications” and “biomechanical and locomotion metrics” were used in this review. The search string took advantage of the Boolean Operator “AND” to combine the three main groups, and “OR” to provide a comprehensive set of terms for each group (example for PubMed in Tableau 5). Our keywords did not though include any term related to *pes planovalgus* participants to avoid missing any relevant articles.

Tableau 5 – PubMed search strategy

	Concept #1	Concept #2	Concept #3
MeSH Terms	"Computer-Aided Design" OR "Evidence-Based Facility Design"	"Locomotion" OR "Biomechanical Phenomena" OR "Mechanics" OR "Mechanical Phenomena" OR "Electromyography"	"Foot Orthoses"
Title/Abstract	Wedge* OR post OR posting OR posted OR heel* lift* OR flange* OR heel* spur* cut* OR metatars* cut* OR plantar* fascial* groove* OR navicul* shell* OR heel* cup* OR flat* OR arch* support* OR offload* OR heel* skive* OR cushion* OR slip* resist* OR Design* OR structure* OR model* OR geometr*	Motion OR movement OR locomot* OR kinematic* OR kinetic* OR pressur* OR dynamic* OR load* OR biomech* mechanic* OR shock* absorb* OR shock* attenuat* OR friction* OR moment* OR angle* OR rotation* OR force* OR angular* impuls* OR EMG OR electromyograph* OR muscle* activity* OR torque* OR energy*	Insole OR "shoe insert" OR "foot orthosis" OR "foot orthotics" OR "foot orthoses"

3.2.2. Eligibility criteria

All studies identified by the search strategy were exported to EndNote X7 (Thomson Reuters, New York, USA). Studies were then included if they were published in a peer-reviewed journal and included adult participants (≥ 18 years old; < 60 years old) diagnosed with flexible *pes planovalgus* (based on the measurement of the foot posture) for an intervention with FOs. The FO design had to be clearly described with its effects compared to a control condition (i.e., barefoot, shoes only or a sham FO) during walking in terms of lower limb (foot, ankle, knee or hip) kinematics or kinetics. Studies were excluded if they were not written in English or participants had a neurological, systemic and degenerative condition. Studies based on finite element methods, reviews, pilot or case studies, and conference abstracts were also excluded.

3.2.3. Study selection and quality assessment

Two reviewers (G.D., M.H.) examined independently all titles and abstracts using the inclusion and exclusion criteria to identify all potentially eligible studies. If insufficient information was provided by the title and abstract, the full paper was reviewed. Disagreements between reviewers were resolved by discussion and consensus. The methodological quality of the studies included in this review was then evaluated by two independent reviewers (G.D., M.H.) using a modified version of the Downs and Black checklist for non-randomized trials (Downs and Black, 1998). The modified checklist (Tableau S1) included 18 questions of which 8 for reporting (items 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 10), 2 for external validity (items 11 and 12), 4 for internal validity (Bias) (items 15, 16, 18, 20), 3 for internal validity-confounding (items 21, 22, 25), and 1 for power (item 27). The items were scored as 0 (“no”), 1 (“yes”) or UD or (“unable to determine”), except item 5 for the principal confounders, scored as 0 (“no”), 1 (“partially”), 2 (“yes”). For this review, the use of a standardized shoe model and the walking speed were considered as principal confounders, as those variables have been shown to affect the lower limb kinematics and/or kinetics (Menant et al., 2009; Morio et al., 2009; Stoquart et al., 2008). Item 27, relative to power, was reported as 0 or 1 rather than the original scale from 0 to 5. Studies were scored as 1 if prior power analysis was conducted on the sample size. A percentage of the maximum score (19) was used to calculate the total quality score of each study. Inter-rater agreement for the quality assessment was evaluated by calculating the kappa (κ) values. The level of agreement

was quantified as slight (0.00 to 0.20), fair (0.21 to 0.40), moderate (0.41 to 0.60), substantial (0.61 to 0.80), and almost perfect (0.81 to 1.00) (Landis and Koch, 1977). When the quality scores differed among the assessors, consensus was finally reached through discussion. Studies with quality scores of 75% or greater were classified as high quality, those with 60–74% as moderate quality, and those 60% or less as low quality (Hajizadeh et al., 2016; Radzimski et al., 2012).

In addition, the biomechanical quality of included studies was estimated based on the protocol and the conditions in which FOs were evaluated. The checklist consists of eight questions: Q1) Is a three-dimensional motion analysis used? Q2) Are the foot reflective markers placed directly on skin? Q3) Is the foot modelled as a multibody system? Q4) Does the foot kinematic model use more than three markers per segment? Q5) Do the participants walk with standardized shoes? Q6) Do the participants walk on a walkway? Q7) Does the analysis include more than or equal to 5 gait cycles? Q8) Is the speed monitored? Except question 5, scored as 0 (“barefoot”), 1 (“sandals”), 2 (“shoes”), all the questions were scored as 1 (“yes”) or 0 (“no”). These experimental aspects were assessed because they are shown to affect lower limb biomechanics (Menant et al., 2009; Morio et al., 2009; Pothrat et al., 2015; Shultz et al., 2011; Stoquart et al., 2008; Xu et al., 2017; Zhang et al., 2013) and the quality of biomechanical parameters (Almarwani et al., 2016; Geerse et al., 2017; Laroche et al., 2011; Milner and Brindle, 2016; Monnet et al., 2010; Riva et al., 2014). As previously discussed for the methodological quality, scores were expressed in percentage of the maximum score (8) and studies were classified as having high, moderate or low biomechanical quality. Similarly, inter-rater agreement was evaluated by calculating the kappa (κ) values.

3.2.4. Data collection process and analysis

Included studies were classified into subgroups based on the geometrical design of the FOs used. Characteristics (population, foot posture measurement, study protocol, intervention, orthoses design, outcomes assessed) and relevant data (lower limb kinematics and kinetics in sagittal, frontal and transverse plane [mean (SD)]) from the eligible studies were extracted by one reviewer (G.D.) and presented in summary tables checked by a second reviewer (M.H.). For this review, values of peak angle, range of motion (RoM), velocity and time to peak angle were extracted, and reported as kinematics variables. Joint moments were reported for kinetics variables. When a study reported data for several FOs having the same type of geometrical design, only values from the more commonly used posting inclination (Telfer et

al., 2013b) or custom-made design (Zifchock and Davis, 2008) were extracted. Authors whose paper did not report characteristics or numerical data of interests were contacted (Dedieu et al., 2013; Nawoczenski et al., 1998; Telfer et al., 2013b; Zifchock and Davis, 2008). If results were not provided, they were, if possible, extracted from graphs. Data were then subdivided depending on orthoses design, and the FO and control (no-FO, sham FO) conditions were compared.

Quantitative data synthesis was conducted using Cochrane Review Manager (Version 5.3; Copenhagen: The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration, 2014). Standardized mean differences and 95% confidence intervals (CI) were calculated for FO compared to control condition with forest plots. Meta-analyses were performed by calculating the effect size (ES) using standardized mean differences, in a random-effects model. Pooled ESs were classified as trivial (0–0.2), small (0.2–0.5), moderate (0.5–0.8), and large (> 0.8) (McGough and Faraone, 2009). No significant differences could arise from meta-analysis when 95% CI crossed 0 ($P > 0.05$). Heterogeneity between studies was assessed with the I² index, and defined as high ($> 75\%$), moderate (50%–75%), and low (25%–50%) (Higgins et al., 2003). When significant effect ($P < 0.05$) was found on standardized mean difference for kinematics variables, we also calculated mean differences in degrees in order to be more interpretable from a clinical perspective.

3.3. Results

3.3.1. Study selection

The initial search identified 4635 papers of which 4579 were excluded by removing duplicates and screening title and abstract (Figure 32). From 56 papers reviewed by full-text, 18 were excluded as they considered the effect of FOs on activities other than walking, and 15 were excluded for not assessing lower limb kinematics or kinetics. Finally, 11 studies that provided clear details on the geometrical design of the FOs used were included. Studies were then categorized into five subgroups based on the geometrical design of FOs: (1) with medial rearfoot posting (Dedieu et al., 2013; Johanson et al., 1994; Stacoff et al., 2007; Telfer et al., 2013b; Zifchock and Davis, 2008); (2) with medial forefoot posting (Johanson et al., 1994; Tang et al., 2015); (3) with a combination of forefoot and rearfoot posting (Brown et al., 1995; Cobb et al., 2011; Johanson et al., 1994; Nawoczenski and Ludewig, 2004); (4) with

neutral rearfoot posting (Bishop et al., 2016; Telfer et al., 2013b); and (5) with arch support (Brown et al., 1995; Cobb et al., 2011; Hurd et al., 2010).

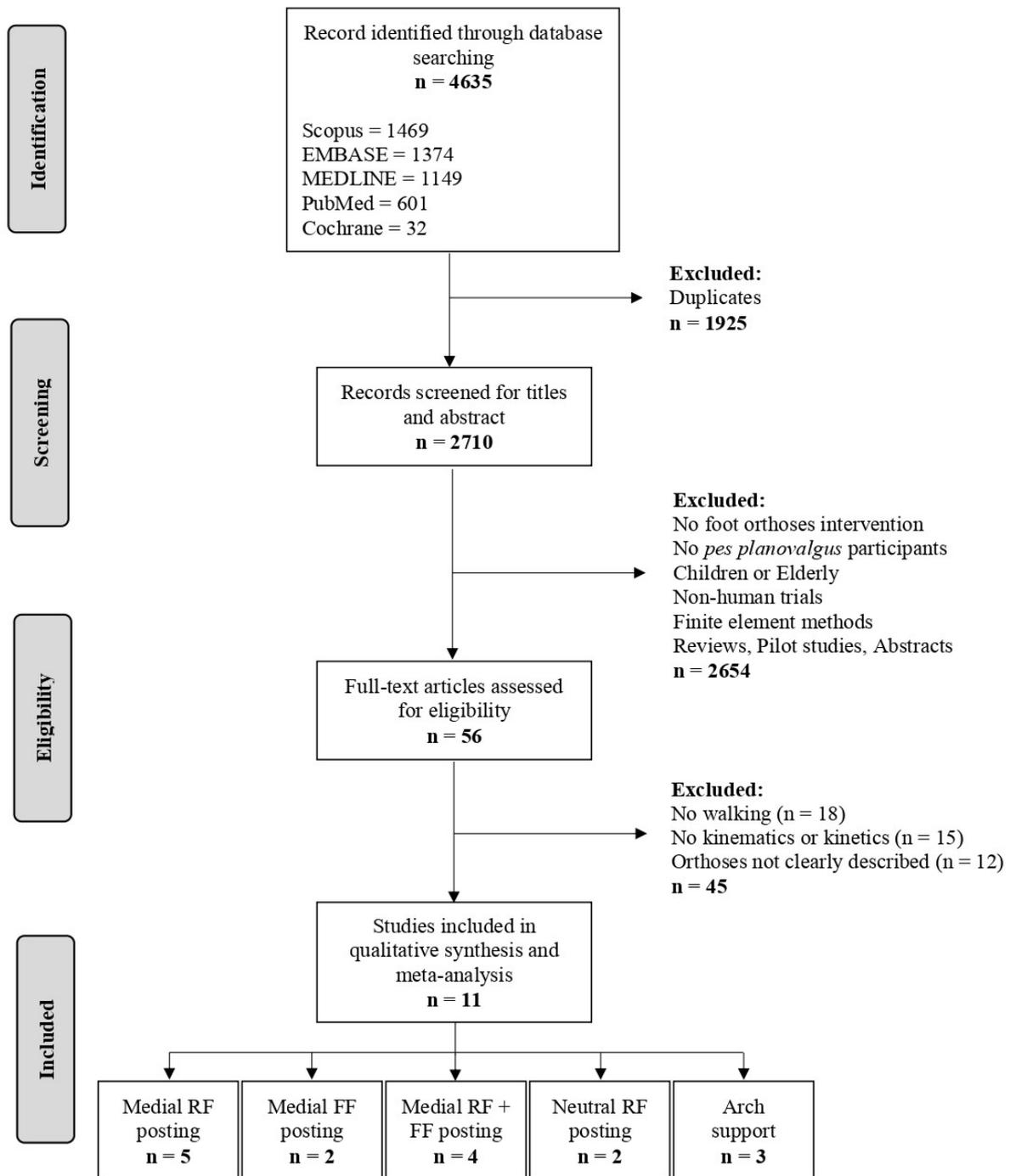


Figure 32 – Flow diagram of the search selection process.
RF : Rearfoot; FF : Forefoot

3.3.2. Quality assessment

The average methodological quality score of the included studies was 76.1% (range 63.2%–84.2%) indicating a high quality (Tableau 6). Six studies (Bishop et al., 2016; Brown et al., 1995; Cobb et al., 2011; Johanson et al., 1994; Nawoczenski and Ludewig, 2004; Telfer et al., 2013b) were classified as having a high methodological quality, and five (Dedieu et al., 2013; Hurd et al., 2010; Stacoff et al., 2007; Tang et al., 2015; Zifchock and Davis, 2008) as having a moderate one. Scores for reporting items were highly rated except for the confounding variables, where 7 among the 11 studies fully reported them. More than a half of the studies detailed the source of patient populations and the selection criteria. Only one study (Telfer et al., 2013b) blinded assessors to the condition (FOs or control) during the measurements, and three studies reported prospective sample size calculation (Bishop et al., 2016; Nawoczenski and Ludewig, 2004; Zifchock and Davis, 2008). Inter-rater agreement was almost perfect ($\kappa=0.93$) for the total score and was ranging from substantial ($\kappa=0.64$) to perfect ($\kappa=1$) for each item. Regarding the biomechanical quality, the average score of included studies was 71.6% (range 44.4%–100%) indicating a moderate quality (Tableau 7). Six studies (Bishop et al., 2016; Cobb et al., 2011; Hurd et al., 2010; Nawoczenski and Ludewig, 2004; Telfer et al., 2013b; Zifchock and Davis, 2008) were classified as having a high biomechanical quality, one study was classified as a moderate quality (Stacoff et al., 2007), and four studies (Brown et al., 1995; Dedieu et al., 2013; Johanson et al., 1994; Tang et al., 2015) were classified as having low quality. Two studies (Brown et al., 1995; Johanson et al., 1994) used 2D motion analysis and only one (Tang et al., 2015) did not place the reflective markers on the skin. More than a half of the studies used a multi-segment foot model and few (Cobb et al., 2011; Stacoff et al., 2007; Telfer et al., 2013b; Zifchock and Davis, 2008) of them used more than three markers per segment. For the walking conditions, almost all studies used a walkway and most assessed > 5 cycles, monitored the speed and used standardized shoes. In terms of reproducibility, agreement between raters was close to be perfect ($\kappa=0.97$).

Tableau 6 – Methodological quality assessment scores

Author (year)	Reporting					External validity					Internal validity (bias)			Internal validity (confounding)				Power	Score (%)	Quality
	1	2	3	4	5 ^a	6	7	10	11	12	15	16	18	20	21	22	25			
Bishop et al. (2016)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	UD	1	1	1	1	UD	1	1	84.2	HQ
Brown et al. (1995)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	UD	1	1	1	1	1	1	UD	78.9	HQ
Cobb et al. (2011)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	78.9	HQ
Dedieu et al. (2013)	1	1	1	1	1	1	1	1	UD	UD	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	68.4	MQ
Hurd et al. (2010)	1	1	1	1	2	1	1	1	UD	UD	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	73.7	MQ
Johanson MA (1994)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	78.9	HQ
Nawoczenski and Ludewig (2004)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	UD	UD	1	1	1	1	UD	1	1	84.2	HQ
Stacoff et al. (2007)	1	1	1	1	1	1	1	0	UD	UD	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	63.2	MQ
Tang et al. (2015)	1	1	1	1	1	1	1	0	UD	UD	UD	1	1	1	1	UD	1	UD	63.2	MQ
Telfer et al. (2013)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	UD	1	UD	84.2	HQ
Zifchock and Davis (2008)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	UD	1	1	1	1	UD	1	1	78.9	MQ
Average score (mean (SD))																			76.1 (7.9)	HQ
κ levels of agreement	1	1	1	1	0.64	1	1	0.82	0.64	0.91	0.91	1	1	1	1	0.91	1	0.91	0.93	

1= Yes; 2= No; UD= Unable to Determine; SD: Standard Deviation; HQ: High Quality (Score≥75%; MQ: Moderate Quality (60% ≤ Score< 75%); LQ: Low Quality (Score< 60%).

Q1: clear aim, Q2: clarity of reporting outcomes, Q3: clarity of patients' characteristics, Q4: describing interventions, Q5: explaining principal confounders, Q6: description of main findings, Q7: estimation and report of random variability, Q10: reporting actual probability values, Q11: asked participants well represent the whole population, Q12: the prepared participants well represent the whole recruited participants, Q15: blinding of who measure outcomes, Q16: clarity of probable data dredging, Q18: appropriate statistical tests, Q20: accuracy of outcome measures, Q21: recruiting cases and controls from same population, Q22: recruiting cases and controls over the same time interval, Q25: adequate adjustments for confounding in the analysis, Q27: sufficient statistical power.

^a The score for this question is 0: No, 1: partially, and 2: Yes, similar to Downs & Black checklist;

^b The score for this question was modified as 0, 1, UD to facilitate comparison.

Tableau 7 – Biomechanical quality of the studies

Author (year)	Kinematic measurement	Foot markerset			Walking condition			Score (%)	Quality	
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7			Q8
Bishop et al. (2016)	1	1	1	0	1	1	1	1	88.9	HQ
Brown et al. (1995)	0	1	0	0	1	0	0	1	44.4	LQ
Cobb et al. (2011)	1	1	1	1	0	1	1	1	88.9	HQ
Dedieu et al. (2013)	1	1	1	0	0	1	1	0	55.6	LQ
Hurd et al. (2010)	1	1	1	0	1	1	0	1	77.8	HQ
Johanson MA (1994)	0	1	0	0	1	0	0	1	44.4	LQ
Nawoczenski and Ludewig (2004)	1	1	1	UD	0	1	1	1	87.5	HQ
Stacoff et al. (2007)	1	1	0	1	0	1	1	0	66.7	MQ
Tang et al. (2015)	1	0	0	0	1	1	0	0	44.4	LQ
Telfer et al. (2013)	1	1	1	1	1	1	1	1	100.0	HQ
Zifchock and Davis (2008)	1	1	0	1	1	1	1	1	88.9	HQ
Average score (mean (SD))									71.6 (21.2)	MQ
κ levels of agreement	1	1	1	1	0.73	1	1	1	0.97	

1= Yes; 0= No; UD= Unable to Determine; SD: Standard Deviation; HQ: High quality; LQ: Low Quality; MQ: Moderate quality.

Q1: Using 3D motion analysis; Q2: Reflective markers placed on the skin; Q3: Using of a multi-segmental foot model; Q4: Using more than 3 markers; Q5: Using standardized shoes; Q6: Walking on a walkway; Q7: More than 5 cycles analyzed; Q8: Walking speed monitored.

3.3.3. Study characteristics

All of the included studies assessed lower limb kinematics in people with *pes planovalgus* during walking with and without FOs, four of them investigating kinetics as well (Tableau 8). Except for one study (Telfer et al., 2013b) also reporting the effect of FOs on knee biomechanics, all of the included studies investigated only the changes in kinematics and kinetics at the foot. Different kinds of foot posture measurements for participants' inclusion (i.e., rearfoot eversion, forefoot varus, Foot Posture Index, Arch Index, navicular height, subjective clinical observation), and different foot models for kinematic analysis were used by authors. Brown et al. (1995) reported values for participants with and without a history of wearing FOs, and we only extracted data for participants without previous use of FOs in this review. Nawoczinski and Ludewig (2004) and Telfer et al. (2013b) reported peak values in two phases for respectively, the 1st metatarsophalangeal (MTP) joint dorsiflexion and the peak knee adduction. Here, only the phase corresponding to the higher values was reported. Finally, for studies using several FOs with the same type of geometrical design, numerical values of the FOs with a 6° medial rearfoot posting for Telfer et al. (2013b), and the custom orthoses with medial rearfoot posting for Zifchock and Davis (2008) were reported.

Tableau 8 – Summary table of included studies

Authors (year)	Sample size (M/F); Age (mean (SD)); Foot type	Foot posture eligibility	Type of foot orthoses (Design/material)	Control (shoes/sandals)	Walking protocol	Outcomes	2D/3D; foot model (details); markers
Bishop et al. (2016)	18 (11/7); 25.1 (2.8) years; Flat-arched feet	NNHT <0.21	Neutral RF posting: customized, 4mm thick polypropylene, RF posting in EVA of 350kg.m2 density, 1.5mm top cover.	Shoes only (Asics Gel-Pulse 3, neutral running shoes)	5 trials (10 m walkway) at self-selected speed (controlled)	Kinematics: peak RF eversion (°), RF eversion RoM (°), time to peak RF eversion (%), tarso-metatarsal, peak 1 st MTP joint dorsiflexion (°). Kinetics: peak RF eversion moment (% BW).	3D; 3 segments (RF, MF/FF, H); markers on skin
Brown et al. (1995)	14 (8/16); 30.9 (6.9) years; Forefoot varus	FF varus ≥8°	Arch support: prefabricated (Spenco Arch supports arch filler) Medial FF + RF posting: semi-rigid prefabricated (Langer Sporthotics All Sports) in PAS plastic; FF posted at 60% (max 8°) of FF deformity and RF posted at 50% (max 6°) of RF deformity; Posts in 50-55 durometer styrene butadiene rubber.	Shoes only (Nike Air Craft, running shoes)	2 trials of 3 to 6 cycles (treadmill) at self-selected speed (controlled)	Kinematics: peak RF eversion (°), RF eversion RoM (°), RF eversion velocity (°/s), time to peak RF eversion (%).	2D; 1 segment (4 markers defining 2 lines and used to describe angle between calf and calcaneus); markers on skin
Cobb et al. (2011)	16 (7/9); 25.4 (6.5) years; Low mobile arch	Arch ratio ≤0.287	Arch support: customized full contact orthosis with medial longitudinal arch support; shell from calcaneus to MH; full length top covered with vinyl. Medial FF + RF posting: customized balanced traditional orthosis with RF and FF posting; shell from calcaneus to MH; full length top covered with vinyl.	Sandals only (Merrell Waterfall)	5 trials (10 m walkway) at 1.3-1.4 m/s	Kinematics (°): peak RF eversion (at terminal stance); peak RF dorsiflexion (at midstance); peak 1 st MTP joint abduction (at terminal stance)	3D; 4 segments (RF complex, calcaneo-navicular complex, medial FF complex & 1 st MTP complex); markers on skin
Dedieu et al. (2013)	12 (5/7); 23.7 (3.4) years; Everted rearfoot	RF eversion >5°	Medial RF posting: customized, rigid, with medial RF post of high density EVA.	Barefoot	5 trials (walkway) at self-selected speed (not controlled)	Kinematics (°): peak RF eversion	3D; 3 segments (RF, FF, H); markers on skin
Hurd et al. (2010)	15 (4/11); 34 (10) years; Flexible flat foot	FF varus >5°	Arch support: prefabricated, semi-rigid, in graphite polyurethane, with a longitudinal arch support.	Shoes only (New balance 1122 motion-control running shoe)	3 trials (walkway) at self-selected speed (controlled)	Kinematics (°): peak RF and FF eversion (during loading). Kinetics (N.cm/kg): peak RF eversion moment	3D; 2 segments (RF & FF); markers on skin

Tableau 8 – Summary table of included studies (Continued)

Johanson MA (1994)	22 (9/13); 30.5 (8) years; Forefoot varus	FF varus >8°	Prefabricated, with water reacting with polyurethane and posting in EVA (durometer A 50-60). Medial FF posting: applied just behind the 1 st MTPJ and extended to the 4 th metatarsal (max 7 mm). Medial RF posting: applied to the medial aspect of the inferior surface of the calcaneus and extended half the width of the heel (max 6 mm). Medial FF + RF posting: combination of Medial FF post and Medial RF posting.	Shoes only (Nike Air Craft, running shoes)	3 to 6 cycles (treadmill) at 4 km/h	Kinematics (°): peak RF eversion	2D; 1 segment (4 markers defining 2 lines and used to describe angle between calf and calcaneus); markers on skin
Nawoczinski and Ludewig (2004)	18 (7/11); 28.2 (8.3) years; Pes planus and excessive pronation	FF varus >10°; Navicular drop ≥10mm	Medial FF + RF posting: semi-rigid, shell in polypropylene/polyethylene, covered with 3mm of Poron or PPT. Posting in high density material (≥ 5mm) under the medial aspect of the RF and FF.	Sandals only (TEVA sport sandals, Deckers Outdoor Corporation)	5 trials (walkway) at self-selected speed (controlled)	Kinematics (°): peak 1 st MTP joint dorsiflexion (at midstance)	3D; 3 segments (calcaneus, 1 st metatarsal, H)
Stacoff et al. (2007)	8; 47.4 (18.6) years; Pes valgus	Clinical observation	Medial RF posting: made with a harder lower (durometer C 70-80) and a softer upper layer (durometer C 40-45). Posted at the sustentaculum tali.	Sham orthoses in sandals (Finn comfort sandal, Hassfurt germany)	8-10 trials (walkway) for each condition (speed not controlled)	Kinematic (°): peak RF eversion (after touchdown), RF eversion RoM, peak internal tibial rotation (after touchdown), internal tibial rotation RoM. Kinetics (Nm): peak RF eversion moment, peak internal tibial rotation moment	3D; 1 segment; markers on skin
Tang et al. (2015)	10 (7/3); 24.8 (8.8) years; Flexible flat foot	Arch Index >0.26	Medial FF posting: customized, total contact, made with a lower layer in semi-rigid plastozote, an upper layer in PPT and include forefoot medial posting.	Barefoot + Shoes only (Sport shoes)	3 trials (walkway) at self-selected speed (not controlled)	Kinematics (°): peak RF eversion	3D; 1 segment; markers on shoes

Tableau 8 – Summary table of included studies (Continued)

Telfer et al. (2013)	12 (6/6); 28 (7.3) years; Pronated foot	FPI-6 >6; Calcaneal eversion >4°	Customized, semi-rigid, ¾ length, 3D printed in polylactide, including different level of external RF posting. Medial RF posting: 6° Neutral RF posting: 0°	Shoes only (Neutrally posted training shoes)	7 trials (walkway) at self-selected speed (controlled)	Kinematics (°): peak RF eversion, peak forefoot adduction, peak internal tibial rotation. Kinetics (% BW*Height): peak RF eversion moment, knee abduction moment	3D; 2 segments (RF & FF); markers on skin
Zifchock and Davis (2008)	19; 23.6 (6.4) years; Low arch	Arch Height Index <0.295	Medial RF posting: customized, semi-rigid, made in graphite and a vinyl cover. The amount of RF posting determined by the resting calcaneal stance position (max 7°)	Shoes only (Nike Air Pegasus, neutral running shoes)	5 trials (75 ft walkway) at 2 m/s (speed controlled)	Kinematics: peak RF eversion, RF eversion RoM, eversion velocity	3D; 1 segment; markers on skin

3.3.4. Kinematic and kinetic effects on the lower limb: FO vs control

3.3.4.1. FOs with medial rearfoot posting

All the studies using FOs with a medial rearfoot posting reported peak rearfoot eversion (Dedieu et al., 2013; Johanson et al., 1994; Stacoff et al., 2007; Telfer et al., 2013b; Zifchock and Davis, 2008). However, there was evidence for high heterogeneity between studies ($I^2 = 90\%$), and meta-analysis results showed no evidence of an effect of using FOs with medial rearfoot posting compared to the control condition on peak rearfoot eversion ($P = 0.11$) (Figure 33). Two studies assessed rearfoot eversion RoM (Stacoff et al., 2007; Zifchock and Davis, 2008) and tibial internal rotation (Stacoff et al., 2007; Telfer et al., 2013b). In contrast to tibial internal rotation ($I^2 = 3\%$), there was evidence for moderate heterogeneity ($I^2 = 69\%$) regarding rearfoot eversion RoM. Nevertheless, meta-analysis results revealed no significant difference for both parameters. Rearfoot eversion velocity (Zifchock and Davis, 2008), tibial internal rotation RoM (Stacoff et al., 2007) as well as forefoot adduction (Telfer et al., 2013b) were reported by single studies. No significant difference was found in rearfoot eversion velocity and tibial internal rotation RoM, whereas a higher forefoot adduction of 1.6° [95% CI 0.22 to 2.89] in the FOs condition was reported ($P = 0.02$) (Tableau 9 and Tableau 10). With regard to kinetics, the meta-analysis on rearfoot eversion moment indicated evidence of low heterogeneity ($I^2 = 44\%$) and yielded no significant difference between the FO and control conditions (Stacoff et al., 2007; Telfer et al., 2013b) (Figure 34). Stacoff et al. (2007); Telfer et al. (2013b) looked respectively at tibial external rotation moment and knee adduction moment during walking both with and without FOs including a medial rearfoot posting, but found no significant difference (Tableau 9).

3.3.3.4.2. FOs with medial forefoot posting

Two studies (Johanson et al., 1994; Tang et al., 2015) reported peak rearfoot eversion and showed a significantly lower rearfoot eversion while wearing FOs compared to the control condition (moderate ES = -0.73 , 95% CI -1.24 to -0.22 , $P = 0.005$) (Figure 35). On average, rearfoot eversion was 2.2° [95% CI -3.65 to -0.77] smaller (Tableau 10). Furthermore, there was no evidence of heterogeneity between studies ($I^2 = 0\%$).

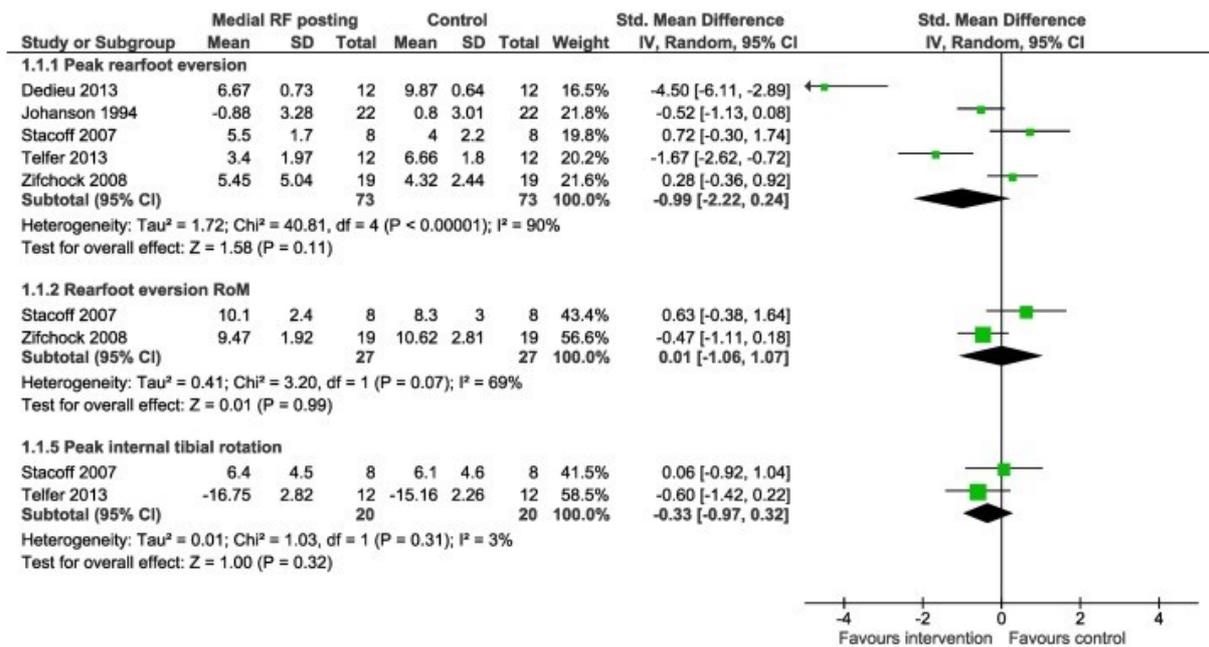


Figure 33 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). RF: Rearfoot; RoM: Range of Motion; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

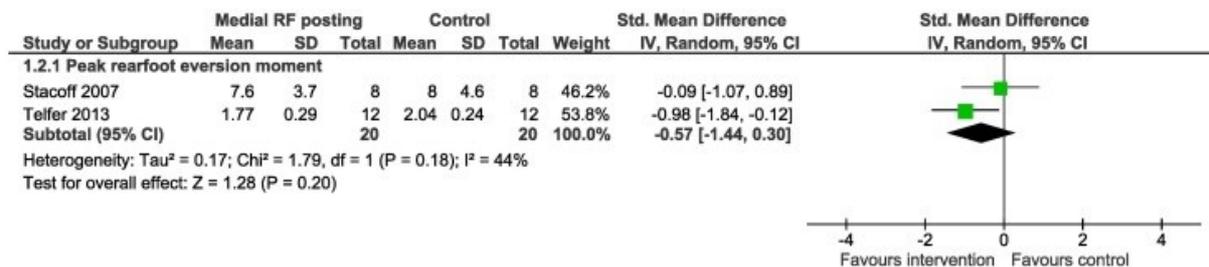


Figure 34 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial rearfoot posting on lower limb kinetics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). RF: Rearfoot; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

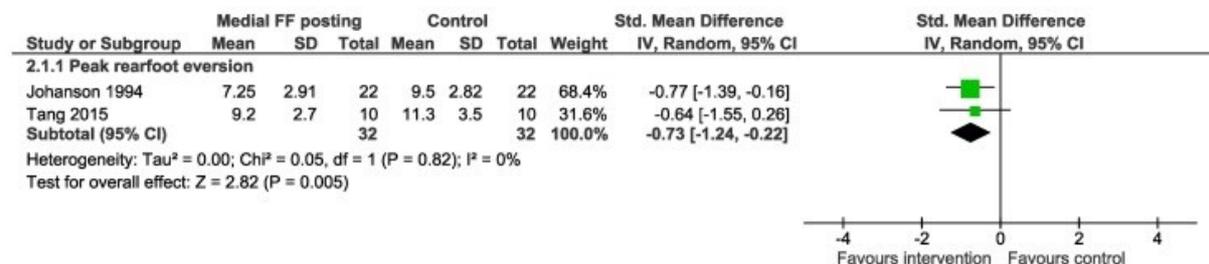


Figure 35 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial forefoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). FF: Forefoot; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

3.3.4.3. FOs with forefoot and rearfoot medial posting

Meta-analysis revealed, with no evidence of heterogeneity between studies, a significant decrease in peak rearfoot eversion when walking with compared to without FOs (moderate ES = -0.58 , 95% CI -1.06 to -0.11 , $P = 0.02$, $I^2 = 0\%$) (Brown et al., 1995; Johanson et al., 1994) (Figure 36). On average, FOs with a combination of forefoot and rearfoot medial posting reduced rearfoot eversion by 2.0° [95% CI -3.41 to -0.52]. With regard to rearfoot eversion RoM, there was evidence for moderate heterogeneity between studies ($I^2 = 55\%$) and the meta-analysis yielded no significant difference (Brown et al., 1995; Cobb et al., 2011) (Figure 36).

One study (Brown et al., 1995) looked at rearfoot eversion velocity as well as time to peak rearfoot eversion, and indicated no significant difference between the FO and control condition regarding those parameters (Tableau 9). Cobb et al. (2011) assessed RoM of rearfoot dorsiflexion and 1st MTP joint dorsiflexion, but found no significant difference for both of them. Finally, no significant difference was found in peak 1st MTP joint dorsiflexion as reported by Nawoczenski and Ludewig (2004).

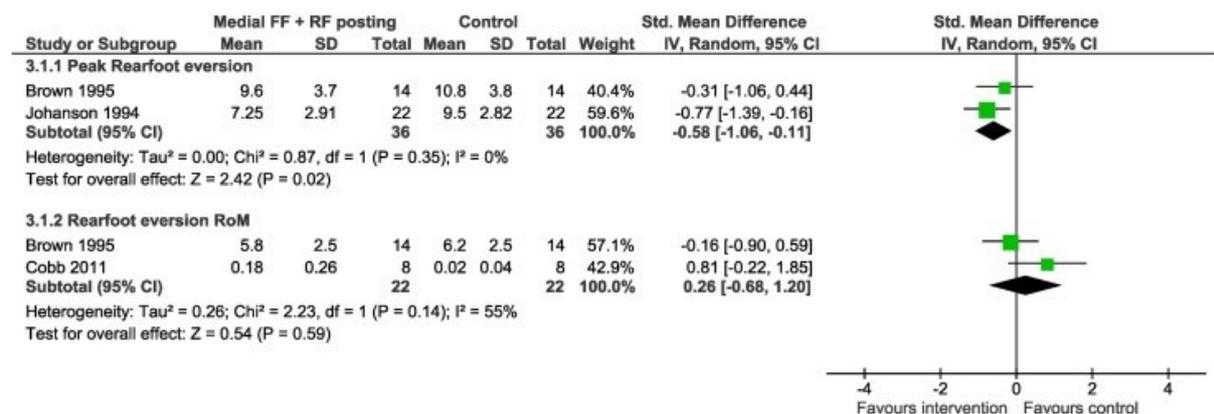


Figure 36 – Forest plot of the effect of foot orthoses with medial forefoot and rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible pes planovalgus. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). FF: Forefoot; RF: Rearfoot; RoM: Range of Motion; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

3.3.4.4. FOs with neutral rearfoot posting

Meta-analysis revealed no significant difference of walking with compared to without FOs in rearfoot eversion (Bishop et al., 2016; Telfer et al., 2013b) (Figure 37). Moreover, there was evidence for high heterogeneity between study ($I^2 = 88\%$). Bishop et al. (2016) also reported rearfoot eversion RoM, time to peak eversion, tarsometatarsal dorsiflexion and 1st MTP joint dorsiflexion. Nevertheless, no significant difference of wearing FOs with a neutral rearfoot

posting was found for these variables. Telfer et al. (2013b) assessed tibial internal rotation and showed no significant difference, whereas they found a significant higher forefoot adduction, +1.8° [95% CI 0.39 to 3.11] with the use of FOs (Tableau 9 and Tableau 10).

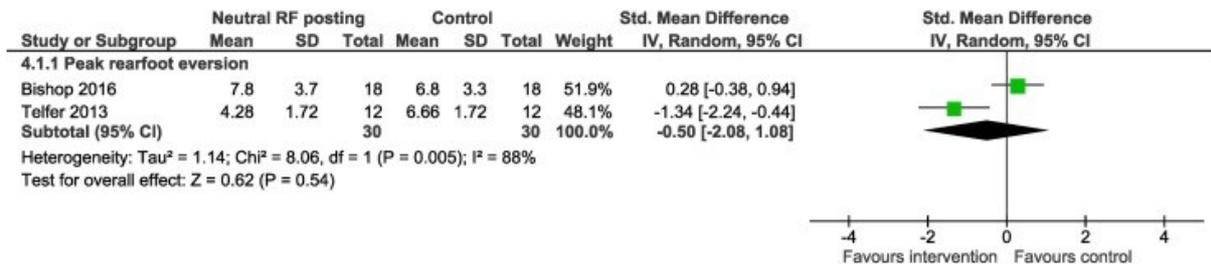


Figure 37 – Forest plot of the effect of foot orthoses with neutral rearfoot posting on lower limb kinematics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). RF: Rearfoot; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

Both studies (Bishop et al., 2016; Telfer et al., 2013) reported rearfoot eversion moment, but revealed no significant difference, while there was low evidence for heterogeneity between studies (I² = 36%) (Figure 38). Finally, no significant difference was found in knee adduction moment (Telfer et al., 2013) (Tableau 9).

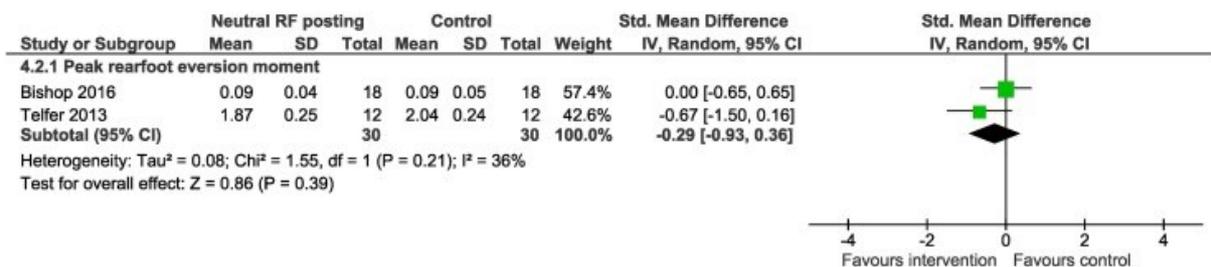


Figure 38 – Forest plot of the effect of foot orthoses with neutral rearfoot posting on lower limb kinetics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). RF: Rearfoot; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

3.3.4.5. FOs with arch support

Two out of the three included studies compared peak rearfoot eversion (Brown et al., 1995; Hurd et al., 2010) and RoM of rearfoot eversion (Brown et al., 1995; Cobb et al., 2011) while wearing FOs with an arch support during walking. There was no evidence of heterogeneity between studies of the subgroups (I² = 0%) and no significant difference was revealed by meta-analyses (Figure 39). Brown et al. (1995) found no significant difference for rearfoot eversion velocity and time to peak rearfoot eversion (Tableau 9). RoM of rearfoot dorsiflexion and 1st MTP joint abduction were assessed by another study (Cobb et al., 2011),

and also indicated no significant difference when walking with FOs. Finally, Hurd et al. (2010) reported peak forefoot eversion and was the only paper to report a kinetic variable, rearfoot eversion moment. Results revealed no significant difference using FOs with arch support compared to the control condition for both parameters.

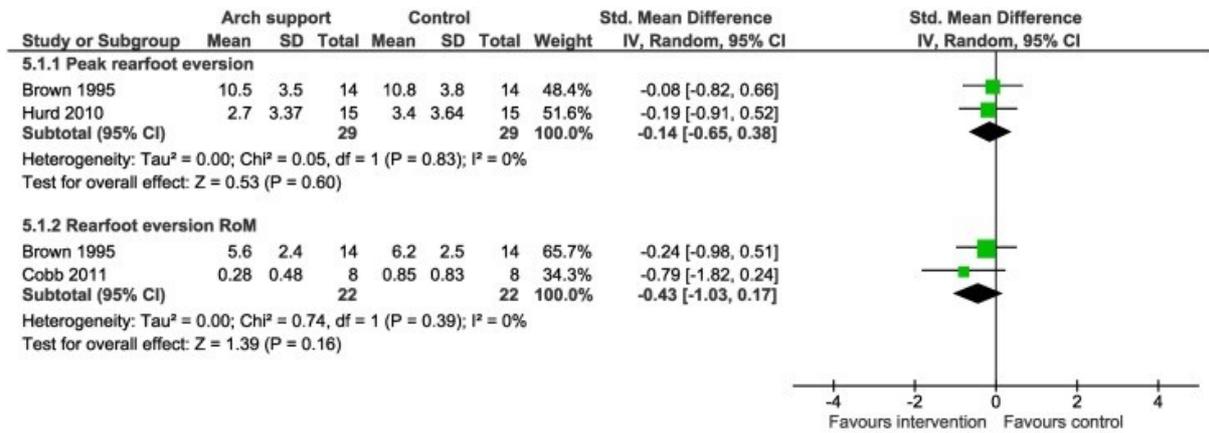


Figure 39 – Forest plot of the effect of foot orthoses with arch support on lower limb kinematics during walking in people with flexible *pes planovalgus*. The subtotal effect for each parameter and the total effect were calculated as standardized mean difference (95% CI). RoM: Range of Motion; SD: Standard Deviation; Std: Standardized; CI: Confidence Interval.

Tableau 9 – Summary of statistical analysis for parameters explored in a single study

Outcome measure	Included study, quality [methodological, biomechanical], and sample size (n)	P value	Effect size (95% CI)
FOs with medial RF posting			
RF eversion velocity	Zifchock and Davis (2008), [HQ, HQ], n=19	0.36	SMD -0.30 [-0.94 to 0.34]
Peak FF adduction	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.04	SMD 0.90 [0.05 to 1.75]
Tibial internal rotation RoM	Stacoff et al. (2007), [MQ, LQ], n=8	0.76	SMD -0.15 [-1.14 to 0.83]
Peak knee adduction moment	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.83	SMD -0.09 [-0.89 to 0.71]
Peak tibial external rotation moment	Stacoff et al. (2007), [MQ, LQ], n=8	0.82	SMD -0.12 [-1.10 to 0.86]
FOs with medial FF + RF posting			
RF eversion velocity	Brown et al. (1995), [HQ, LQ], n=14	0.65	SMD -0.17 [-0.91 to 0.57]
Time to peak RF eversion	Brown et al. (1995), [HQ, LQ], n=14	0.99	SMD -0.01 [-0.75 to 0.74]
RF dorsiflexion RoM	Cobb et al. (2011), [HQ, HQ], n=8	0.53	SMD 0.32 [-0.67 to 1.30]
1 st MTP joint abduction RoM	Cobb et al. (2011), [HQ, HQ], n=8	0.26	SMD -0.58 [-1.59 to 0.42]
Peak 1 st MTP joint dorsiflexion	Nawoczenski and Ludewig (2004), [HQ, HQ], n=18	0.41	SMD 0.28 [-0.38 to 0.93]
FOs with neutral RF posting			
RF eversion RoM	Bishop et al. (2016), [HQ, HQ], n=18	0.74	SMD 0.11 [-0.55 to 0.76]
Time to peak RF eversion	Bishop et al. (2016), [HQ, HQ], n=18	0.39	SMD 0.29 [-0.37 to 0.94]
Peak tarsometatarsal dorsiflexion	Bishop et al. (2016), [HQ, HQ], n=18	0.94	SMD -0.02 [-0.68 to 0.63]
Peak 1 st MTP joint dorsiflexion	Bishop et al. (2016), [HQ, HQ], n=18	0.23	SMD 0.41 [-0.26 to 1.07]
Peak tibial internal rotation	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.11	SMD -0.68 [-1.51 to 0.15]
Peak FF adduction	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.02	SMD 1.00 [0.14 to 1.85]
Peak knee adduction moment	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.38	SMD -0.36 [-1.17 to 0.45]
FOs with arch support			
RF eversion velocity	Brown et al. (1995), [HQ, LQ], n=14	0.25	SMD -0.44 [-1.19 to 0.31]
Time to peak RF eversion	Brown et al. (1995), [HQ, LQ], n=14	0.96	SMD -0.02 [-0.76 to 0.72]
RF dorsiflexion RoM	Cobb et al. (2011), [HQ, HQ], n=8	0.53	SMD 0.32 [-0.67 to 1.30]
Peak FF eversion	Hurd et al. (2010), [MQ, HQ], n=15	0.63	SMD 0.18 [-0.54 to 0.89]
1 st MTP joint abduction RoM	Cobb et al. (2011), [HQ, HQ], n=8	0.44	SMD -0.39 [-1.38 to 0.60]
Peak RF eversion moment	Hurd et al. (2010), [MQ, HQ], n=15	0.45	SMD 0.28 [-0.44 to 1.00]

FOs: Foot Orthoses; RF: Rearfoot; FF: Forefoot; MTP: Metatarsophalangeal; RoM: Range of Motion; HQ: High Quality; MQ: Moderate Quality; CI: Confidence Interval. Effect size is standardized mean difference (SMD). A positive value shows “increase”, and negative value shows “decrease” for that parameter during wearing orthosis compared to no orthosis.

Tableau 10 – Summary of significant results from meta-analysis

Outcome measure	Included study, quality [methodological, biomechanical], and sample size (n)	<i>P</i> value	Effect size (95% CI)
FOs with medial RF posting			
Peak FF adduction	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.02	MD 1.56 [0.22 to 2.89]
FOs with medial FF posting			
Peak RF eversion	Johanson MA (1994), [HQ, LQ], n=22 Tang et al. (2015), [MQ, LQ], n=10	0.003	MD -2.21 [-3.65, -0.77]
FOs with medial FF + RF posting			
Peak RF eversion	Brown et al. (1995), [HQ, LQ], n=14 Johanson MA (1994), [HQ, LQ], n=22	0.008	MD -1.97 [-3.41 to -0.52]
FOs with neutral RF posting			
Peak FF adduction	Telfer et al. (2013), [HQ, HQ], n=12	0.01	MD 1.75 [0.39 to 3.11]

FOs: Foot Orthoses; RF: Rearfoot; FF: Forefoot; HQ: High Quality; MQ: Moderate Quality; CI: Confidence Interval. Effect size is mean difference (MD). A positive value shows “increase”, and negative value shows “decrease” in degree for that parameter during wearing orthosis compared to no orthosis.

3.4. Discussion

The purpose of this study was to determine the effect of the geometrical design of FOs on lower limb kinematics and kinetics parameters for people with *pes planovalgus* during walking. Our main finding was that FOs medially posted at the forefoot, and both at the rearfoot and forefoot, control excessive foot pronation by reducing rearfoot eversion by 2°. This kinematic change has previously been assumed to be associated with clinical improvements as it contributes to alleviate tissue stress (Genova and Gross, 2000; Neville et al., 2009). However, clinical evidences of a 2° change using FOs remain unclear, partially as a consequence of the lack of high quality studies.

3.4.1. FOs with medial rearfoot posting

FOs with medial rearfoot posting are originally designed to put the subtalar joint in a more neutral position at heel-strike, and to control rearfoot eversion occurring after heel-strike (Donatelli et al., 1988; Root, 1977). According to meta-analysis, medial rearfoot posting does not alter significantly frontal plane rearfoot kinematics and therefore excessive foot pronation. However, result was accompanied by high heterogeneity between studies as two studies, whose one having a moderate biomechanical quality, showed a reverse effect (Stacoff et al., 2007; Zifchock and Davis, 2008). Stacoff et al. (2007) explained this reverse effect by the use of a soft material. For Zifchock and Davis (2008), even if the FOs were not effective on the peak rearfoot eversion angle, they reported a significant lower eversion velocity and excursion, showing the positive effect of this orthotics in the rearfoot control. On the other hand, Telfer et al. (2013b) revealed a beneficial effect of the rearfoot medial posting in the transverse plane, as it decreases forefoot abduction. This forefoot abduction is increased in people with *pes planovalgus* and contributes to the excessive foot pronation (Levinger et al., 2010).

Regarding kinetics, the use of medial rearfoot posting has no effect on rearfoot eversion moment. However, more studies of high biomechanical quality, like the one of Telfer et al. (2013b), are needed to support a beneficial effect on the frontal plane joint moment. This alteration would be a positive change in foot biomechanics, as it reduces muscle fatigue and risk of overuse injuries (Williams et al., 2003).

3.4.2. FOs with medial forefoot posting

FOs with medial forefoot posting were initially used when flexible *pes planovalgus* was linked to an excessive forefoot varus (Johanson et al., 1994). Contrary to medial rearfoot posting, our study revealed that medial forefoot posting is effective in reducing rearfoot eversion and controlling pronation in the frontal plane. Indeed, adding a posting under the medial part of the forefoot could decrease the need for compensatory pronation at the subtalar joint during stance phase due to forefoot varus present in people with flexible *pes planovalgus* (Novick and Kelley, 1990; Shaw, 1975). This effect of FOs with medial forefoot posting on rearfoot eversion can be obtained thanks to the coupling motion of the three-foot segments (rearfoot, midfoot and forefoot) (Yamashita, 2005). However, contrary to our results, a previous study stated that FOs with medial forefoot posting were less effective than FOs with medial rearfoot posting in controlling the excessive pronation in *pes planovalgus* (Johanson et al., 1994). This might be due to the later impact on the excessive rearfoot eversion during the stance phase with medial forefoot posting, whereas FOs with medial rearfoot posting should control rearfoot eversion at the heel strike. Further studies using a reliable and standardized protocol are required to provide more insights about the clinical use of FOs with medial forefoot posting for people with *pes planovalgus*.

3.4.3. FOs with forefoot and rearfoot medial posting

The combination of a forefoot and a rearfoot posting was originally used in people presenting a forefoot varus, which lead to an excessive rearfoot eversion as it may provide continuous support during the stance phase (Johanson et al., 1994). Our meta-analysis revealed that FOs with both a forefoot and a rearfoot medial posting significantly decreased rearfoot eversion. In addition, a previous study revealed that FOs with a combination of rearfoot and forefoot posting were the most effective design to alter rearfoot frontal plane (Johanson et al., 1994). However, our results are based on outdated studies classified as having a low biomechanical quality, and therefore highlight the need for further studies.

3.4.4. FOs with neutral rearfoot posting

Neutral rearfoot postings are generally used to add stability and prevent the foot to rock to excessive pronation or supination. Although Telfer et al. (2013b) reported an increased forefoot adduction, our meta-analysis revealed that FOs including neutral rearfoot posting did

not have significant effect on kinematics and kinetics of the frontal plane. Thus, adding stability to the foot with neutral rearfoot posting would not be effective to control the excessive foot pronation in people with *pes planovalgus*. The addition of an anti-pronator component (i.e. medial posting/wedge), to replace the subtalar joint in a more neutral position at heel strike, is necessary to have a positive biomechanical effect (MacLean et al., 2006; Nester et al., 2003; Telfer et al., 2013b).

3.4.5. FOs with arch support

FOs with arch support are designed to resist depression of the medial longitudinal arch by increasing the contact area in this region. Yet, no significant effect of the use of this kind of design on the frontal plane foot mechanics was found in this review. Specifically, no difference on peak rearfoot eversion or RoM was found with the use of FOs with arch support.

3.4.6. Clinical implications

A decrease $>2^\circ$ in peak rearfoot eversion while using FOs has previously been assumed to be linked to clinical improvements in people with *pes planovalgus* whose lower limb complaints were diminished or eliminated (Genova and Gross, 2000). Nevertheless, the association of kinematic changes with clinical benefits, especially from midfoot and forefoot control, is constrained by only few available studies (Neville et al., 2009).

Although FOs are prescribed to alter foot abnormality in people with *pes planovalgus*, they may possibly affect the mechanics of overlying joints (Park, 2017; Park and Seo, 2015; Telfer et al., 2013b). Thus, wearing FOs have been shown to modify and improve knee and pelvic angle in sagittal plane during stance phase (Park, 2017; Park and Seo, 2015). Authors suggested this modification was due to the rearfoot inversion allowed by a decrease in plantar and fascia muscles tension and an elevation of the talus joint. Nevertheless, FOs, specifically those that are medially posted, can have adverse effects. Indeed, Telfer et al. (2013b) found that a decrease in rearfoot eversion, with the use of medially posted FOs, was not only associated to a lower rearfoot eversion moment, but also a greater knee adduction moment. Since such greater moments have been associated to the development and progression of medial compartment knee osteoarthritis (Miyazaki et al., 2002), FOs medially posted should be prescribed with caution. Moreover, a dose-response effect exists between the level of

posting and the ankle and knee joint biomechanics, as a higher medially posted device results in a lower rearfoot eversion and a greater knee adduction moment (Telfer et al., 2013b).

In addition, in their review, Cheung et al. (2011) reported that custom-made FOs are more effective than prefabricated FOs. The rationale given was that the personalisation offers an individualized response by the therapists, which is more effective in the correction of the foot posture. Indeed, a FO integrating a contoured medial arch has been shown to prevent the deformation of the medial longitudinal arch and to reduce foot pronation during walking (Telfer et al., 2013b). In this way, new technologies, such as additive manufacturing (i.e. 3D printing), must be considered as they allow the production of custom shapes and geometries not possible through traditional fabrication techniques. Therefore, through 3D printing, a glimpse to innovate in terms of FOs and posting to control foot pronation more dynamically is possible. Moreover, the use of 3D printed FOs makes it easier to play with the degree of correction and would have a positive impact in people with *pes planovalgus* (Telfer et al., 2013).

3.4.6. Limitations and methodological considerations

The present review did not include effects on muscle activity or plantar pressures, which could also explain FO therapeutic effectiveness. While low evidence of beneficial effect on lower limb kinematics and kinetics were found, arch support for example, may improve balance and ground reaction forces parameters (Batani, 2013; Martins et al., 2016) such as the shift of loads from the forefoot and rearfoot toward the midfoot (Aminian et al., 2013; Chen et al., 2010). The redistribution of plantar pressure is effective in people with *pes planovalgus* to resist arch depression and reduce soft tissue stress injuries (Kogler et al., 1996). The review was also limited to walking due to paucity of studies about other activities. However, running increases foot pronation and ground reaction forces (Hreljac et al., 2000; Messier and Pittala, 1988). In order to better understand the effect of FO geometrical design and their role in possible clinical improvements, further studies using higher standard biomechanical protocols are required.

On the other hand, some methodological aspects should be considered to better understand inconsistency between studies of this review. The materials used for the FOs were not taken into account in our meta-analysis, while the material properties of an orthosis influence the loading time of the foot, leading to changes in foot control (Kogler et al., 1996). Therefore, aside from the effect of FOs on foot motion, it could be interesting to assess the FOs

deformation during walking. In addition, wide ranges of foot posture measurements were used for the recruitment of participants. Therefore, it is possible that included studies assessed the effect of FOs on different kind and/or degree of pathologies that can explain the different results. Moreover, most of the studies included asymptomatic flat feet participants, which means that the effect of FOs in resolving symptoms complaints cannot be really established. Inconsistency between studies can also be explained by the methods used to evaluate the impact of FOs as shown by our biomechanical quality score. Indeed, our review included studies assessing the effect of FOs while walking in different conditions (i.e. barefoot, with sandals or with standardized shoes), and studies using several foot models (i.e., 1 to 4 segments) as well as marker application (i.e., on the shoe surface or on the skin), which could contribute to diversity in results between studies and bias our review (Arnold and Bishop, 2013; Keenan et al., 2011; Morio et al., 2009; Sinclair et al., 2014). Caution should also be paid since several included studies did not perform prospective sample size calculations. Therefore, it is possible that some were underpowered to detect actual FO effects.

Besides the influence of these methodological aspects, it should be kept in mind that each participant responds uniquely to orthotic intervention (Mills et al., 2010; Mündermann et al., 2003).

3.5. Conclusion

FOs including a medial forefoot posting or both a medial forefoot and a rearfoot posting reduce the peak rearfoot eversion and therefore are effective to control excessive foot pronation. However, except this finding, there is low evidence of beneficial effects of FOs on kinematics and kinetics during walking in people with *pes planovalgus*. The low evidence is likely due to heterogeneity between studies in the methods used to investigate their effect. In addition, the magnitude of effect on kinematics using FOs was small and its clinical importance remains unclear. Finally, the present study revealed the need for standardization of the participant recruitment procedure and the FOs assessment protocol to make the management of people with *pes planovalgus* easier for health practitioners.

Declaration of interest

None.

Acknowledgments

This work was supported by the TransMedTech Institute and conducted partially thanks to the financial support of Canada First Excellence Fund.

3.6. Supplementary materials

Tableau S1 – Methodological quality assessment, modified Downs and Black checklist

Category	Question number in Downs & Black	Question	Hints for assigning scores
Reporting	1	Is the hypothesis/aim/objective of the study clearly described?	“1” if yes, “0” if no
	2	Are the main outcomes to be measured clearly described in the Introduction or Methods section?	“1” for papers describing outcomes before result section. Otherwise “no”
	3	Are the characteristics of the patients included in the study clearly described?	“1” for describing age, sex, and health of lower extremity, otherwise “no”
	4	Are the interventions of interest clearly described? Treatments and placebo (where relevant) that are to be compared should be clearly described [footwear design]	“1” if foot orthosis design (treatment) and the awareness/blinding of wearing orthosis (placebo) have been described, otherwise “no”
	5	Are the distributions of principal confounders in each group of subjects to be compared clearly described?	Principal confounders: walking speed, foot orthosis material and design, the proof of healthy foot, shoe model. “2” if all of the principal confounders are clarified, “1” if some of the are clarified, otherwise “0”
	6	Are the main findings of the study clearly described?	“1” if outcome data have been reported for major findings and analyses, otherwise “no”
	7	Does the study provide estimates of the random variability in the data for the main outcomes?	“1” if reporting standard deviation, standard error or confidence interval for results, otherwise “0”

	10	Have actual probability values been reported (e.g. 0.035 rather than <0.05) for the main outcomes except where the probability value is less than 0.001?	“1” if yes, otherwise “0”
External Validity	11	Were the subjects asked to participate in the study representative of the entire population from which they were recruited? where a list of all members of the relevant population	“1” if the study described the source population, and the approach of selecting participants, otherwise “0”
	12	Were those subjects who were prepared to participate representative of the entire population from which they were recruited?	“1” if the proportion of participants asked to attend, and agreed should be stated, otherwise “0”
Internal Validity (Bias)	15	Was an attempt made to blind those measuring the main outcomes of the intervention?	“1” if there was blinding for data processing, otherwise “0”
	16	If any of the results of the study were based on “data dredging”, was this made clear?	“1” if there is not any report of unplanned analysis and results, otherwise “0”
	18	Were the statistical tests used to assess the main outcomes appropriate?	“1” if proper statistical tests had been used, otherwise “0”
	20	Were the main outcome measures used accurate (valid and reliable)?	“1” if any clue has been given for the validity and reliability of outcome measures, otherwise “0”
Internal Validity - confounding (selection bias)	21	Were the patients in different intervention groups (trials and cohort studies) or were the cases and controls (case control studies) recruited from the same population?	“1” If the groups were matched for age, sex, and level of daily activities, otherwise “0”
	22	Were study subjects in different intervention groups (trials and cohort studies) or were the cases and controls (case-control studies) recruited over the same period of time?	“1” If all the participants were recruited over a mentioned and limited period of time, otherwise “0”
	25	Was there adequate adjustment for confounding in the analyses from which the main findings were drawn?	“1” if walking speed and shoe model was not significantly different between participants, otherwise “0”
Power	27	Did the study have sufficient power to detect a clinically important effect where the probability value for a difference being due to chance is less than 5%?	“1” if the number of participants were selected based on any power or sample size calculation, otherwise “0”

Chapitre 4 – Impact de la rigidité d’une orthèse plantaire imprimée 3D et de stabilisateurs innovants sur la biomécanique de la marche

Ce quatrième chapitre de thèse présente notre deuxième étude sous forme d’un article original. Coécrit par Gauthier Desmyttere, Sébastien Leteneur, Maryam Hajizadeh, Jacinte Bleau et Mickaël Begon, cet article s’intitule « Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people ». Il est paru en 2020 dans le journal *Gait & Posture* (vol. 81, p. 247-253).

La contribution principale de cet article revient à Gauthier Desmyttere. L’idée originale de l’article découle notamment de la conception par Gauthier Desmyttere, en collaboration avec les partenaires industriels Médicus et Caboma, de stabilisateurs d’arrière-pied innovants pour l’orthèse FOOT_i. La méthode a été développée conjointement avec les coauteurs. Les données ont été collectées par Gauthier Desmyttere et Maryam Hajizadeh. L’analyse de données a été effectuée par Gauthier Desmyttere. L’article a été écrit par Gauthier Desmyttere sous la supervision de Mickaël Begon. Tous les coauteurs ont contribué à la relecture de cet article et ont participé à la bonification de celui-ci par leurs conseils et suggestions.

L’étude décrite dans cet article avait pour objectif d’évaluer l’effet de la rigidité de notre OP imprimée en 3D ainsi que l’ajout de stabilisateurs d’arrière-pied innovants sur la cinématique du pied et les pressions plantaires. Pour nous affranchir des possibles interactions d’une quelconque pathologie et/ou déviation du pied, nous avons recruté des participants masculins ayant des pieds neutres et une pointure similaire (9.5-10 US). Dans le même objectif, nous avons décidé d’utiliser des OPs standardisées. Ainsi, elles ont été modélisées sur la base d’un scan 3D d’une forme moyenne de pied (10 US) via un logiciel de CAO (Catia V5), en suivant le flux de conception développé par notre partenaire industriel Caboma. Pour ajuster la rigidité de ces dernières, nous avons modifié l’épaisseur des structures internes (nids d’abeille). Nous avons également conçu ces orthèses de sorte que des stabilisateurs innovants puisse être insérés sous le talon, les rendant ainsi modulables. Les orthèses ainsi que les stabilisateurs ont été imprimées en 3D, en Nylon 12, par frittage sélectif au laser. Au regard

des résultats, cette étude montre notamment qu'une augmentation de la rigidité permet de modifier la cinématique du pied. L'ajout des stabilisateurs peut quant à lui renforcer les effets des orthèses dans le plan frontal, en réduisant d'autant plus l'éversion de l'arrière-pied. L'augmentation de la rigidité a cependant été associée à une augmentation des pics de pression, laissant suggérer la nécessité de trouver un compromis entre altération cinématique et augmentation excessive des pressions plantaires. Dans l'ensemble, les résultats de cette étude mettent en évidence la possibilité pour les cliniciens de moduler les orthèses imprimées en 3D en altérant leur rigidité mais aussi en utilisant des stabilisateurs (amovibles) comme ceux conçus dans la présente étude.

Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people

Gauthier Desmyttere¹, Sébastien Leteneur², Maryam Hajizadeh³, Jacinte Bleau⁴, Mickael Begon^{1,3}

(1) École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval, QC, H7N 0B6, Canada

(2) Université Polytechnique des Hauts-de-France, UMR 8201 – LAMIH – Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, F-59313, France

(3) Institut de Génie Biomédical, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval, QC, H7N 0B6, Canada

(4) Laboratoire Orthopédique Médicus, 2520 Boul. St-Joseph, Montréal, QC, H1Y 2A2, Canada

Abstract

Background: Foot orthoses (FOs) have been widely prescribed to alter various lower limb disorders. FOs' geometrical design and material properties have been shown to influence their impact on foot biomechanics. New technologies such as 3D printing provide the potential to produce custom shapes and add functionalities to FOs by adding extra-components.

Research question: The purpose of this study was to determine the effect of 3D printed FOs stiffness and newly design postings on foot kinematics and plantar pressures in healthy people.

Methods: Two pairs of $\frac{3}{4}$ length prefabricated 3D printed FOs were administered to 15 healthy participants with normal foot posture. FOs were of different stiffness and were designed so that extra-components, innovative flat postings, could be inserted at the rearfoot. In-shoe multi-segment foot kinematics as well as plantar pressures were recorded while participants walked on a treadmill. One-way ANOVAs using statistical non-parametric mapping were performed to estimate the effect of FOs stiffness and then the addition of postings during the stance phase of walking.

Results: Increasing FOs stiffness altered frontal and transverse plane foot kinematics, especially by further reducing rearfoot eversion and increasing the rearfoot abduction. Postings had notable effect on rearfoot frontal plane kinematics, by enhancing FOs effect. Looking at plantar pressures, wearing FOs was associated with a shift of the loads from the rearfoot to the midfoot region. Higher peak pressures under the rearfoot and midfoot (up to +31.7%) were also observed when increasing the stiffness of the FOs.

Significance: 3D printing techniques offer a wide range of possibilities in terms of material properties and design, providing clinicians the opportunity to administer FOs that could be modulated according to pathologies as well as during the treatment by adding extra-components. Further studies including people presenting musculoskeletal disorders are required.

Keywords: Foot orthoses; 3D printing; Foot kinematics; Plantar pressures; Gait

Highlights

- Stiffness of 3D printed foot orthoses altered foot kinematics
- Increasing 3D printed foot orthoses stiffness resulted in greater peak pressures
- Rearfoot postings enhanced foot orthoses impact on frontal rearfoot kinematics
- Stiffness and postings allow for the design of modular 3D printed foot orthoses

4.1. Introduction

Foot orthoses (FOs) have been widely used as an intervening device to prevent and/or manage various foot and lower limb disorders (Bonanno et al., 2017; Hawke et al., 2008). Acting as an interface between the footwear and the foot, FOs help to improve feet and lower limb function. In healthy subjects, FOs have been shown to act on various biomechanical lower limb variables such as kinematics, kinetics, muscle activity or plantar pressures (Murley et al., 2009; Redmond et al., 2009; Telfer et al., 2013b). For people suffering from lower limb musculoskeletal disorders, changes induced by wearing a FO can result in positive outcomes and symptom relief (Castro-Méndez et al., 2013; Hawke et al., 2008; Wrobel et al., 2015). As each pathology induces different and specific needs, a variety of designs and materials have been used in the fabrication of FOs.

Geometrical modifications, such as posting or arch support, are common in FOs design to address different musculoskeletal disorders. A recent systematic review and meta-analysis focusing on healthy individuals (Hajizadeh et al., 2020a) showed that despite the heterogeneity between studies, gait features are altered in a different way based on FOs geometrical design. Moreover, the degree of modification induces different changes in lower limb kinematics and kinetics. Indeed, Telfer et al. (2013b) reported that a dose-response effect exists between the level of posting and the ankle and knee joint biomechanics. Thus, a higher medially posted device was associated with a lower rearfoot eversion and a greater knee adduction moment in both control and flatfoot subjects. Similarly, a dose-response effect to plantar pressures has been found when altering the degree of posting inclination (Telfer et al., 2013a). Besides the geometrical design, various materials, with different mechanical properties, have been used for the construction of FOs through traditional techniques. Material density has been shown to affect plantar pressures, a softer material resulting in reduced peak pressures and increased contact areas (Gerrard et al., 2020). Yet, only little effects have been reported on lower limb kinematics (Healy et al., 2012). Furthermore, custom-made FOs may be more effective than prefabricated ones in the correction of foot posture (Cheung et al., 2011). Although not the subject of this study, clinical outcomes between custom and prefabricated FOs might not differ (Landorf et al., 2006). In addition, customize FOs is a time consuming and expensive process that can make clinicians choose prefabricated over customized FOs (Nester et al., 2017).

New technologies like 3D printing have facilitated the production of innovative custom shapes and geometries in accordance with patient-specific needs, which was hardly feasible using traditional fabrication techniques. Further, 3D printing aims at reducing the costs and production time, and increasing the mass customization. In addition, it becomes possible to add functionalities to FOs by inserting extra-components that provide new features or by modifying the internal geometry of some areas in order to change the intrinsic properties of the device (Davia-Aracil et al., 2018; Day and Riley, 2018). Although 3D printed FOs have been shown to alter lower limb biomechanics (Lin et al., 2019; Telfer et al., 2013b), little is known on the influence of their stiffness and of the addition of extra-components.

The aim of this study was to evaluate the effect of the stiffness and the addition of innovative extra-components in 3D printed FOs on foot kinematics and plantar pressures during gait in participants with normal foot posture.

4.2. Methods

4.2.1. Participants

Fifteen males with normal foot posture (age: 24.9 ± 4.9 years, height: 176.4 ± 4.2 cm, body mass: 75.5 ± 7.4 kg, shoe size: 9.5-10 US) gave their written informed consent to participate in the study. Participants were free from any limb injury at the time of testing and had no known history of foot pathologies or structural abnormalities. All testing procedures were approved by the institution ethics committee (17-145-CERES-D).

4.2.2. Foot orthoses

Two pairs of standardized contoured $\frac{3}{4}$ length FOs, named flexible and rigid for the purpose of this study, were designed using SpecifX (Shapeshift3D, CA) based on a 3D surface scan of a size 10 US foot shape representing an average of 2,000 European male feet. The FOs had a countered medial arch, heel and lateral arch, and consisted of a 1.5 mm thick plate superimposed to honeycombs (Figure 40). Two different stiffness were reached by changing the height of the honeycomb cells, the rigid FOs having higher honeycombs and being stiffer, *i.e.* less deformable (see Figure S1 in Supplementary Material). In addition, FOs were designed so that two extra-components (*i.e.*, posting), named medial and mediolateral, could be inserted under FOs heel (Figure 40A-B). Contrary to commonly used postings, designed to incline the orthotic, ours were flat and 4 mm thick. Hence, adding a posting to the FOs

induced an elevation of 2 mm at the heel. Both FOs and postings were 3D printed in Nylon 12 using Selective Laser Sintering technology. Participants were presented a total of five conditions: (i) shoe only, referred as the control, (ii) flexible FOs, (iii) flexible FOs with medial posting, (iv) flexible FOs with mediolateral posting, and (v) rigid FOs.

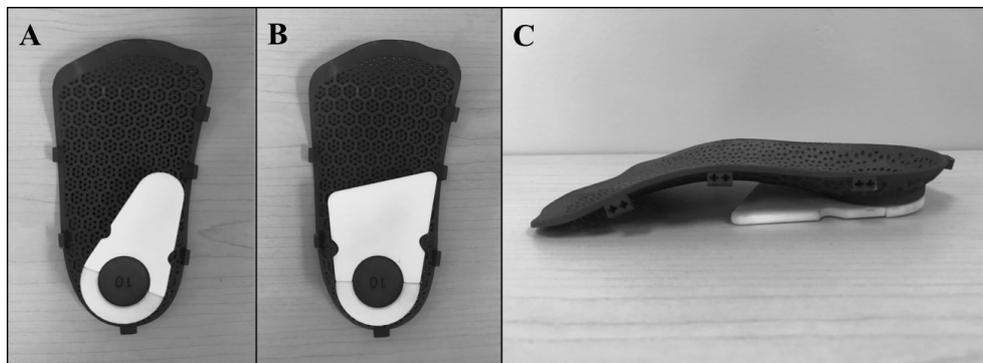


Figure 40 – Bottom view of a right FO with medial (A) and mediolateral (B) posting; Medial view of a right FO with posting (C).

4.2.3. Experimental procedures

Prior to data collection, a static trial was acquired to locate joint centres and personalize a multibody kinematic model. Participants were first asked to walk 5-min on a treadmill at a comfortable speed for acclimation and establish the speed for the following measurements. Then, each participant walked for 3-min at his predetermined speed under each condition. To avoid fatigue effects, a rest period of approximately 5-min was given between the conditions. Participants were blinded to the conditions being tested and the order was randomized.

4.2.4. Data collection

An 18-camera motion capture system (VICON, UK) at 100 Hz was used to record the participants' dominant foot kinematics during gait. For this purpose, a multi-segment foot model, according to the marker placement protocol of the Instituto Ortopedico Rizzoli, was used to track shank, rearfoot, midfoot and forefoot motion (Leardini et al., 2007). All participants wore neutral running shoes (860 v8, New Balance, USA) in which $\varnothing 2.5$ cm circular holes (Bishop et al., 2015) were made to allow reflective markers to be directly placed on the feet. Pen marks were made on the skin to ensure accurate marker reapplication each time FOs were changed. In-shoe plantar pressures were measured using the Medilogic Flex-Sohle plantar pressure system (T&T Medilogic Medizintechnik GmbH, Germany) at 400 Hz. Plantar pressure insoles were placed between the foot and FOs. Foot kinematics was

recorded for all five conditions, while plantar pressures were only recorded during the conditions without postings. Kinematic and plantar pressure data were recorded during the last 30-s of each trial to allow participants familiarize to each condition.

4.2.5. Data processing and statistical analysis

All data analyses were performed using Matlab software (R2018a, The Mathworks, USA). Inter-segment joint angles were computed according to the Rizzoli foot model (Leardini et al., 2007). Motion of the rearfoot with respect to the shank, the midfoot with respect to the rearfoot and the forefoot with respect to the midfoot were calculated. Joint centre of rotations were defined based on body landmarks: Shank-Rearfoot (midpoint between malleoli), Rearfoot-Midfoot (midpoint between the cuboid and the navicular bone) and Midfoot-Forefoot (base of the second metatarsal). Generalized joint coordinates were estimated using an extended Kalman filter algorithm (Fohanno et al., 2014). Kinematic data were normalized from 0 to 100% of the stance phase (heel strike to toe-off) using the foot velocity algorithm (O'Connor et al., 2007).

Plantar pressure was analyzed by dividing the contact area of the foot into seven regions corresponding to anatomically relevant areas of the foot, namely the medial and lateral rearfoot, medial and lateral midfoot, and medial, central and lateral forefoot (see Figure S2 in Supplementary Materials). Data were normalized from 0 to 100% of the stance phase using a force detection algorithm with a 10% force threshold (Catalfamo et al., 2008). Peak pressure (N/cm²), mean pressure (N/cm²) and contact area (cm²) were reported for each region during the stance phase.

Curve analyses were conducted using one-dimensional Statistical non-Parametric Mapping (SnPM) code (www.spm1d.org) (Pataky et al., 2015), Non-parametric tests were used as the d'Agostino-Pearson K2 test revealed that the data were not normally distributed. SnPM one-way ANOVAs, with a significance level set at $\alpha = 0.05$, were performed to test the effect of FOs stiffness on foot kinematics and plantar pressures. SnPM one-way ANOVAs were also performed to estimate the effect of the addition of rearfoot postings on foot kinematics. SnPM *post-hoc* *t*-tests with Bonferroni correction ($0.05/3 = 0.0167$) were used for multiple comparisons. Cohen's *d* effect sizes (ES) were computed over the entire stance phase per *post-hoc* comparison.

4.3. Results

ANOVAs and *post-hoc* analyses (Figure 41) relative to foot kinematics indicated differences in rotation in the frontal, sagittal and transverse planes for the rearfoot, midfoot and forefoot during the stance phase of walking. Only *post-hoc* tests comparing flexible to rigid FOs, as well as flexible FOs with and without postings that yielded $p < 0.001$ are described below. For ES see Figure S3 in Supplementary Materials, only mean $ES > 0.4$ are reported below.

At rearfoot, and compared to flexible FOs, rigid FOs were shown to further decrease rearfoot eversion between 8-100% of stance with a mean difference (MD) of 0.83° , and to increase rearfoot abduction between 14-100% of stance (MD = 1.02). Both posting enhanced the effect of the flexible FOs in the frontal plane (MD = 2.43° ES = 0.85 and MD = 1.15° ES = 0.47, for medial and mediolateral postings respectively) and significantly increased rearfoot plantarflexion (MD = 1.58° ES = 0.55 and MD = 1.10° ES = 0.41, for medial and mediolateral postings respectively) throughout the stance phase.

At midfoot, rigid FOs induced a greater increase in eversion between 10-78% of stance (MD = 0.48°) compared to flexible FOs. Again, both postings reinforced flexible FOs' effect on the frontal plane throughout the stance phase (MD = 1.38° ES = 0.65 and MD = 0.69° , for medial and mediolateral postings respectively). In the sagittal plane, rigid FOs were shown to decrease dorsiflexion between 2-48% and 49-78% of stance (MD = 0.69° and MD = 0.77° respectively), while the use of medial postings increased significantly midfoot dorsiflexion between 0-80% of stance (MD = 1.36° ES = 0.41). In the transverse plane, rigid FOs decreased midfoot abduction throughout the stance phase (MD = 0.52°) whereas the addition of a medial posting increased it between 0-44% of stance (MD = 0.49°).

At forefoot, and compared to flexible FOs, rigid FOs were shown to increase forefoot eversion between 68-100% (MD = 0.55°).

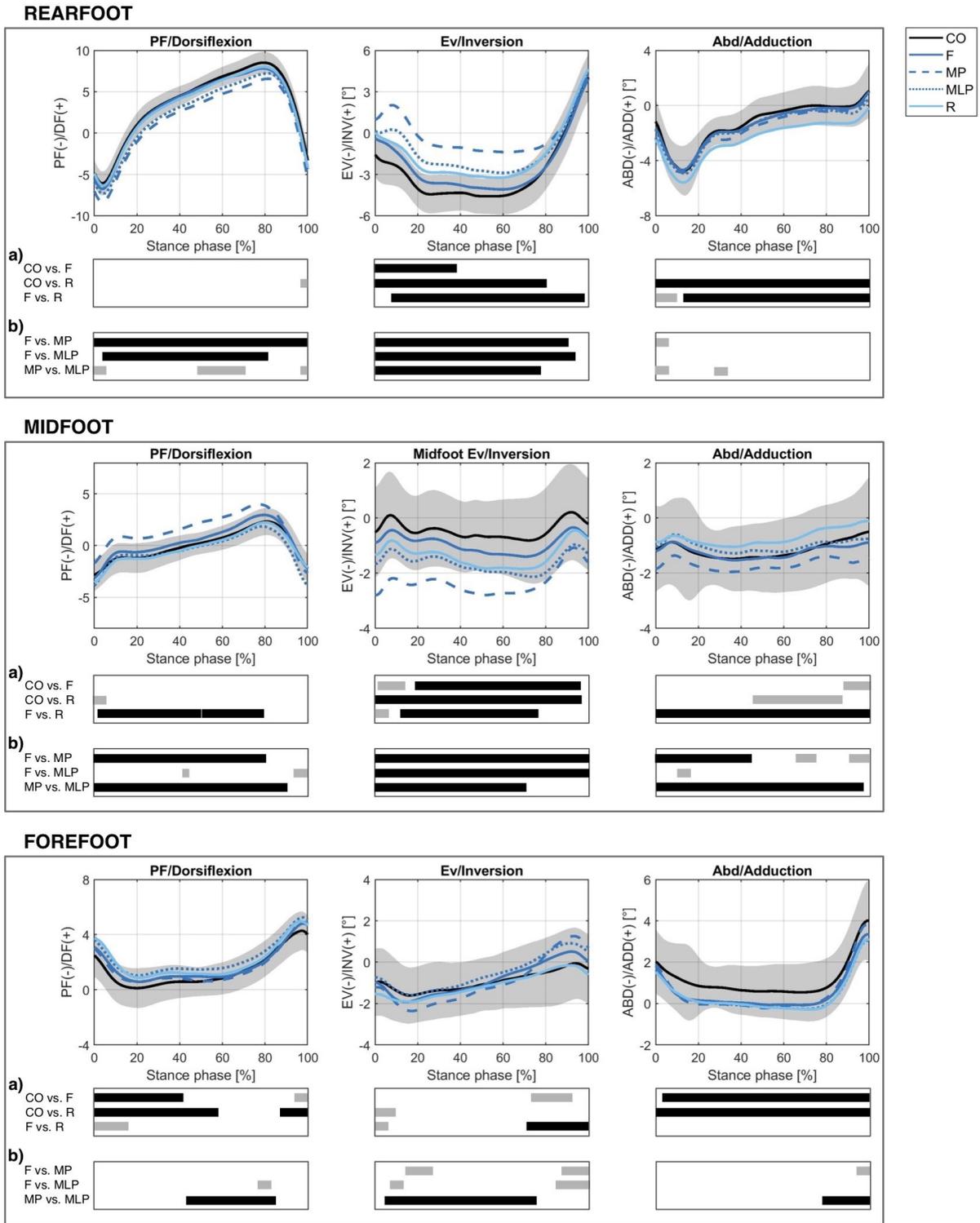


Figure 41 – Rearfoot, midfoot and forefoot kinematics. Top graph shows the mean kinematics of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). Bars indicate significant periods for which the SnPM statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.02$). Panels (a) show results of the effect of FOs; panels (b) show results of the addition of rearfoot postings. Grey bar indicates a p-value < 0.02 and black bar a p-value < 0.001 . CO: control, F: flexible FOs, MP: flexible FOs with medial posting, MLP: flexible FOs with mediolateral posting, R: rigid FOs.

Regarding peak pressures, mean pressures and contact area, ANOVAs revealed significant differences for the seven foot regions during the stance phase of walking. *Post-hoc* analysis results are presented in Figure 42, Figure 43 and Figure 44 for the rearfoot, the midfoot and the forefoot respectively. Only *post-hoc* tests comparing flexible to rigid FOs that yielded $p < 0.001$ are described below. For ES see Figure S4, Figure S5 and Figure S6 in Supplementary Materials, only mean ES > 0.4 are reported below.

Compared to flexible FOs, rigid FOs were shown to further increase peak pressures in both medial and lateral rearfoot, between 33-100% (MD = +31.7% ES = 0.41) and 8-82% of stance (MD = +23.1% ES = 0.46) respectively. Also, average pressure was increased between 68-80% of stance (MD = +25.3%), while contact area was decreased between 28-43% of stance (MD = -3.6%) in medial rearfoot using rigid FOs compare to flexible FOs.

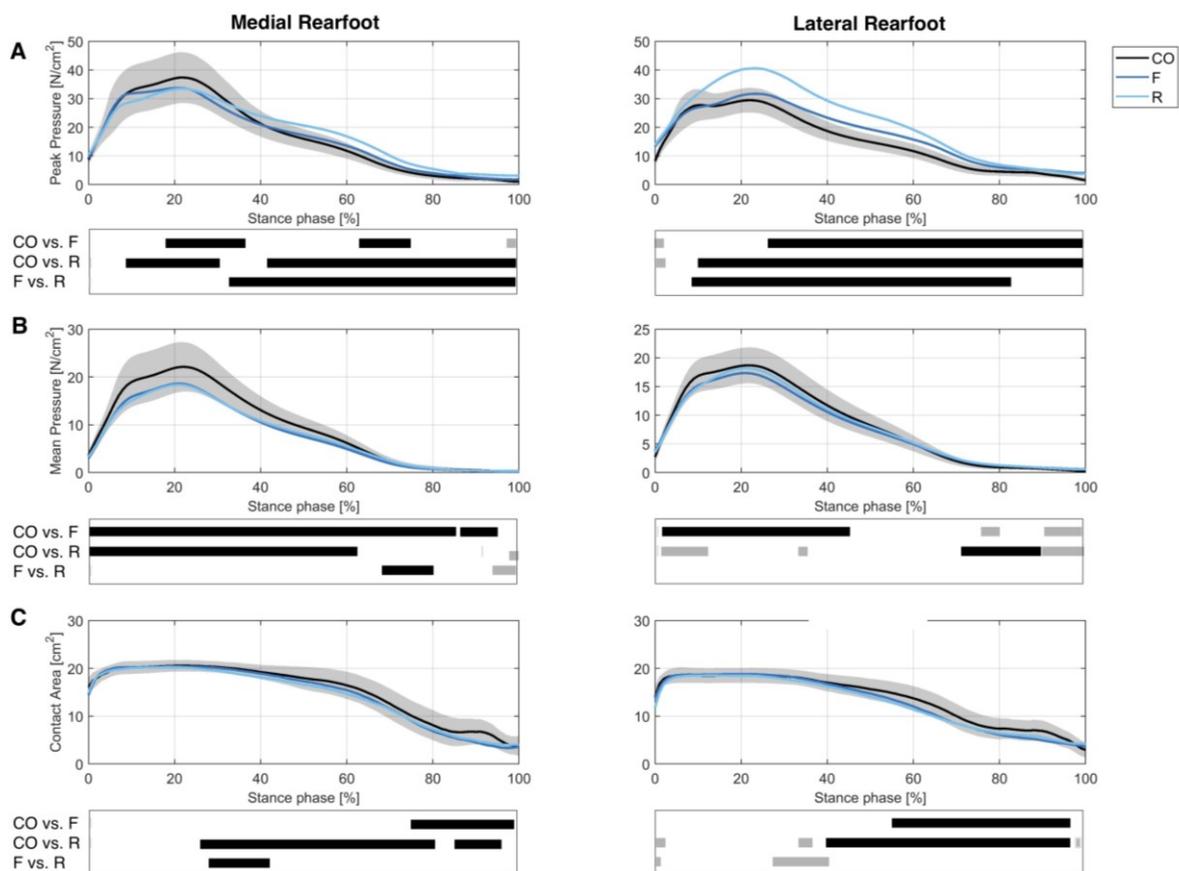


Figure 42 – Rearfoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts. Top graph shows the mean of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). Bars indicate significant periods for which the SnPM statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.02$). Grey bar indicates a p -value < 0.02 and black bar a p -value < 0.001 . CO: control, F: flexible FOs, R: rigid FOs.

At midfoot, rigid FOs induced greater peak pressures than flexible FOs in both medial and lateral part, between 17-100% (MD = +22.5% ES = 0.47) and 68-100% of stance

(MD = +21.6%) respectively. They were also shown to increase mean pressures between 51-97% (MD = +27.5%) and 68-100% of stance (MD = +30.6%), in medial and lateral midfoot respectively, compared to flexible FOs. Contact area was decreased between 15-41% (MD = -11.4%) and 18-45% (MD = -4.6%) in medial and lateral midfoot respectively, and was then increased between 73-80% (MD = +12.2%) and 76-95% (MD = +16.6%) in medial and lateral midfoot respectively using rigid FOs.

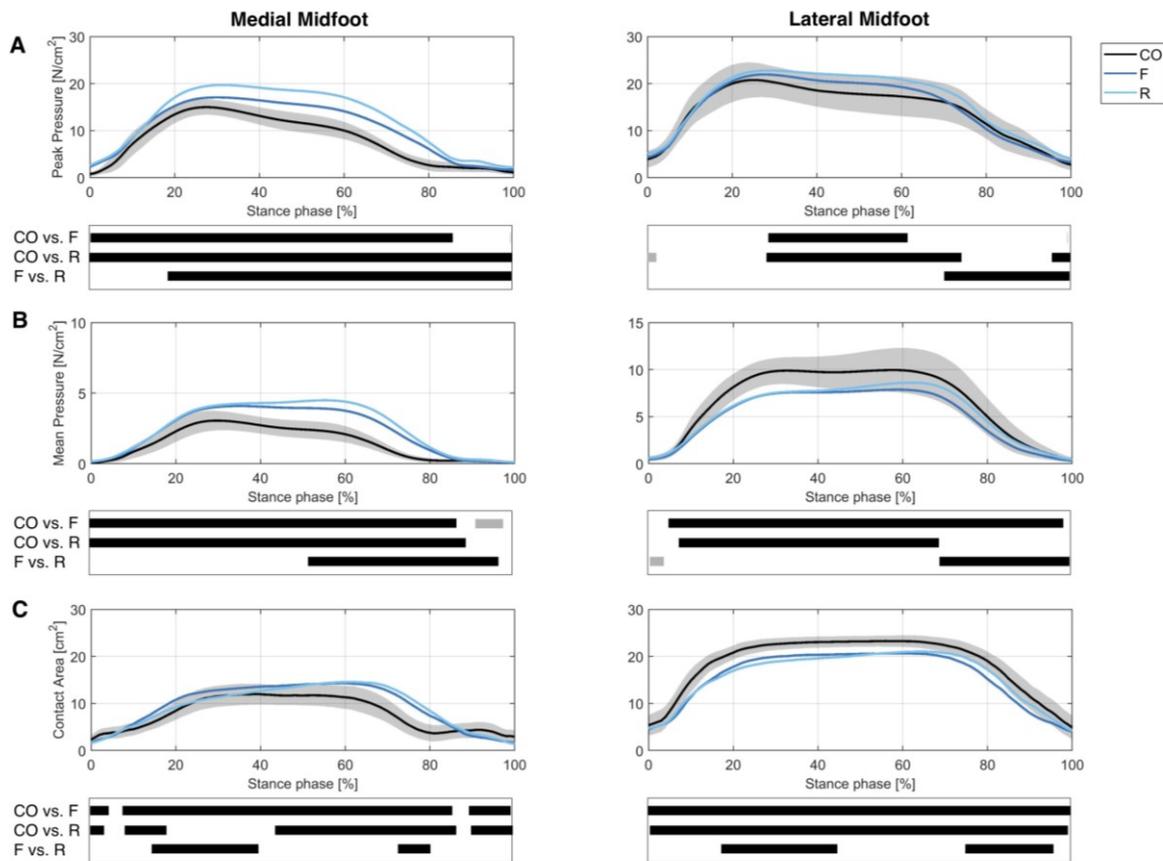


Figure 43 – Midfoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts. Top graph shows the mean of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). Bars indicate significant periods for which the SnPM {t} statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.02$). Grey bar indicates a p-value < 0.02 and black bar a p-value < 0.001 . CO: control, F: flexible FOs, R: rigid FOs.

At forefoot, and compared to flexible FOs, rigid FOs were shown to decrease both peak and mean pressures in the lateral part, between 9-65% (MD = -14.7%) and 10-69% (MD = -17.1%) respectively. Looking at contact area, using rigid FOs induced an increase between 85-94% of stance (MD = 3.19%) in the central part, and a decrease between 11-28% of stance (MD = 10.9%) in the lateral part, compared to flexible FOs.

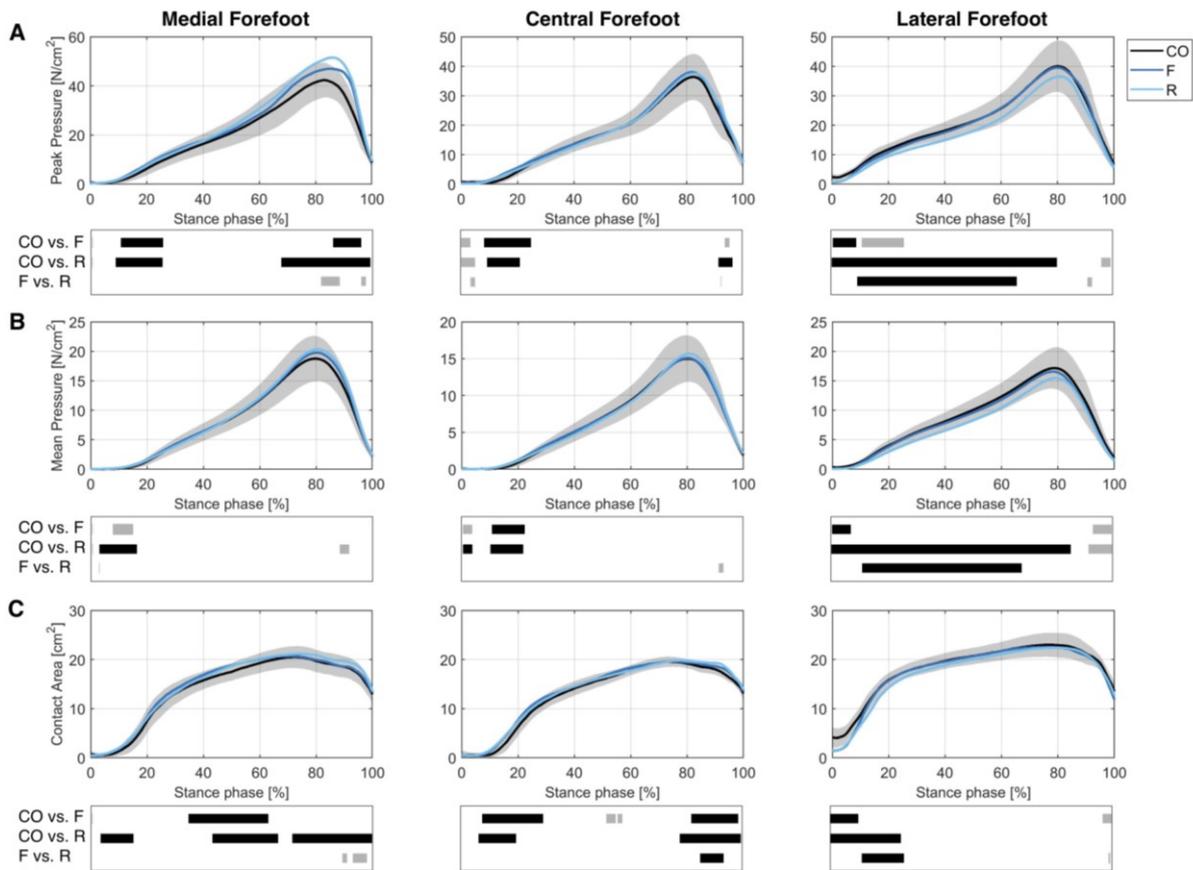


Figure 44 – Forefoot peak (A) and mean pressure (B), as well as contact area (C) of the medial and lateral parts. Top graph shows the mean of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). Bars indicate significant periods for which the SnPM {t} statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.02$). Grey bar indicates a p -value < 0.02 and black bar a p -value < 0.001 . CO: control, F: flexible FOs, R: rigid FOs.

4.4. Discussion

The aim of this study was to assess the effect of 3D printed FOs stiffness and extra-components on foot kinematics and plantar pressures during gait. Significant differences were found in frontal and transverse plane foot kinematics when increasing FOs stiffness. Increased stiffness was also associated with higher peak pressures. In addition, our innovative extra-components were shown to enhance FOs effect on foot kinematics.

In contrast to a previous study reporting little effects of various insole materials on lower limb kinematics (Healy et al., 2012), our results suggest that changing the stiffness of 3D printed FOs have a significant effect on foot kinematics, and especially on the rearfoot. Thus, increasing the overall stiffness of the FOs was associated with a less everted and more abducted position of the rearfoot relative to the shank, from the loading response to heel-off. Since rearfoot and midfoot motion are coupled (Yamashita, 2005), an increase of eversion

and a decrease of abduction were observed at midfoot during the same phase of stance using the rigid FOs. Significant results in the present study could be explained by the statistical analysis of the whole stance phase, whereas Healy et al. (2012) investigated the change in joint angles only during the early stance (from heel strike to 6% of the gait cycle). Further, and in line with Telfer et al. (2013b), our neutrally posted 3D printed FOs were shown to alter rearfoot frontal plane kinematics, suggesting that contoured FOs are effective to support the foot and prevent the deformation of the medial longitudinal arch. Given rigid FOs provided a greater control of rearfoot motion, and especially on variables contributing to flatten the arch (Levinger et al., 2010), i.e. rearfoot eversion and adduction, they could represent a beneficial intervention when clinicians are attempting to reduce excessive rearfoot pronation. However, the reported mean angle differences were relatively small (1.17-1.40°) and, in the case of individuals with musculoskeletal disorders, one might wonder if clinical benefits could be associated with these kinematic changes.

The use of denser material for the fabrication of FOs through traditional techniques has been associated with greater peak pressures (Healy et al., 2012). Similar findings emerge from the present study as peak pressures were increased under the rearfoot and the midfoot (up to +31.7%) when using the rigid FOs, suggesting to favor flexible FOs, especially for patients with a need to offload pressure to avoid foot pain and/or ulcers. On the other hand, contrary to previous studies reporting a reduction in mean pressures and a better pressure distribution with the use of a softer material (Gerrard et al., 2020), no notable changes due to stiffness were observed in the present study. Our results might be explained by the way we increased the stiffness of our FOs, which was not by changing the material or its properties, but by increasing the height of the honeycomb cells. However, focusing on the effect of FOs compared to the control condition, a decrease in mean pressure at the medial rearfoot and an increase in mean pressure at the medial midfoot were observed. These changes were associated with an increase in contact area under the medial midfoot region. Hence, in accordance with a previous study (Redmond et al., 2009), a shift of the loads from the rearfoot toward the midfoot exists when wearing FOs. Yet, and contrary to this previous study (Redmond et al., 2009), no notable shift was observed from the forefoot to the midfoot, which could certainly be explained by the use of $\frac{3}{4}$ length FOs in the present study. Given that the stiffness of 3D printed FOs has the potential to alter kinematics but also influence plantar pressures, further studies should be carried in order to find the amount of stiffness that will have an impact on foot kinematics while avoiding excessive increase in peak pressures.

FOs designed with insert can alter foot kinematics and have various effects depending on their design and/or location (Telfer et al., 2013a; Telfer et al., 2013b). Regarding the impact of postings, our results are in line with these previous studies. However, contrary to commonly used inserts, ours were not designed to tilt and try to correct the foot posture, but intended to affect the function by stabilizing and controlling the deformation of the FOs supporting the foot, especially at rearfoot and under the medial arch. Yet, besides enhancing the impact of the FOs on the frontal plane, especially by further reducing rearfoot eversion, our postings were shown to increase rearfoot plantarflexion. These changes in the sagittal plane with the use of postings may be attributed to the foot being lifted inside the shoe due to the extra depth (2 mm) induced when using these extra-components (Johanson et al., 2006). This heel raise might be beneficial in subject with limited ankle dorsiflexion (Johanson et al., 2006), but could have an adverse effect in individuals with flatfoot in which rearfoot plantarflexion is already increased (Hösl et al., 2014). In addition to the benefits from saving space in the shoe, the design of a thinner insert might be beneficial for flatfeet. Yet, results from the present study revealed that rearfoot motion, especially in the frontal plane, can also be controlled using postings that do not necessarily tilt the shell of the orthotic.

Some limitations should be taken into consideration for this study. Even if the body has previously been shown to adjust quickly to FOs (Mündermann et al., 2004), only the immediate effect of FOs and their design modifications was investigated. In addition, although markings were made on the skin where the markers were to be placed to ensure correct reapplication, error could have been introduced in the computation of kinematics results. According to a study based on palpation and target marker location on the foot (Telfer et al., 2010), the error in our case could be about 1.4 ± 0.2 mm. Another limitation to this study is that investigations were done on healthy individuals while further studies including people presenting musculoskeletal disorders are required to fully appreciate the impact of stiffness and our innovative postings. Similarly, our results hold for prefabricated 3D printed FOs made from Nylon 12 while FOs made from 3D printing techniques are usually customized and a wide range of material can be used to produce them. Finally, mechanical effects of these FOs with and without inserts on overlying joints should be investigated as it has previously been reported that a further decrease in rearfoot eversion could have adverse effects on the knee joint (Telfer et al., 2013b).

4.5. Conclusion

Our findings suggest that non-customized contoured 3D printed FOs could be effective to alter foot kinematics with a potential to optimize and individualize their effect by changing their stiffness. Further, a multitude of new kinds of 3D printed inserts, interchangeable/removable, can be developed, giving clinicians the possibility to modulate FOs all along the treatment.

Declaration of interest

None.

Acknowledgments

This work was supported by the NSERC R&D Coop with Médicus, Caboma and MedTeq ; and the TransMedTech Institute.

4.6. Supplementary materials

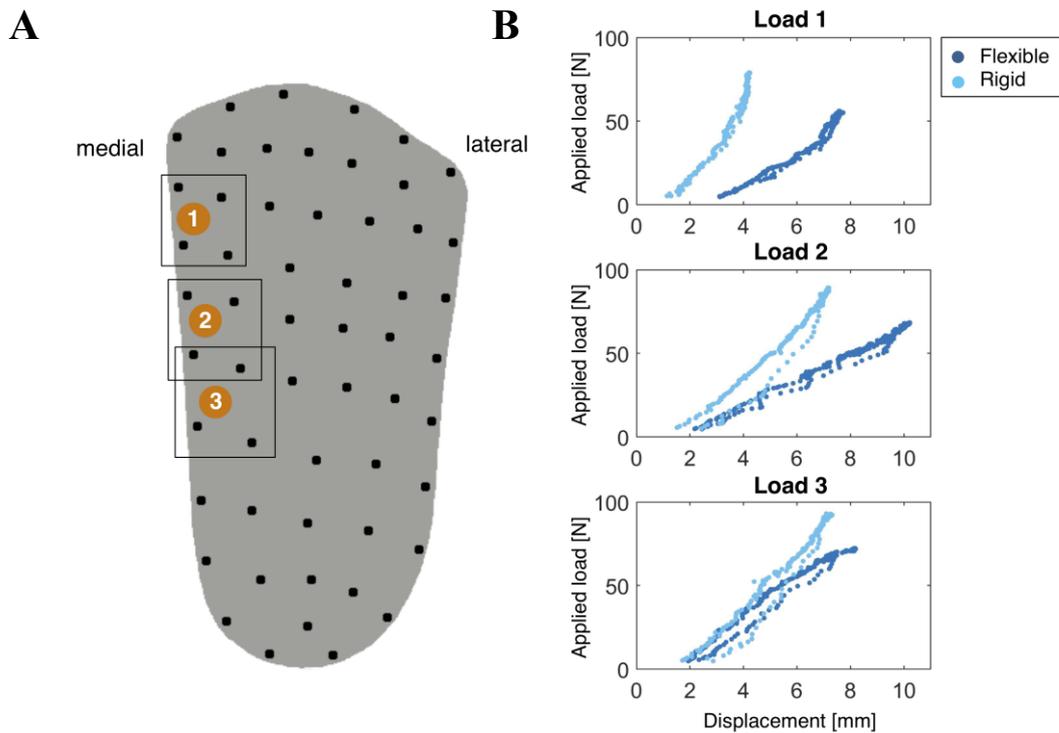


Figure S1 – Foot orthoses stiffness

- (A) Schematic representation of a foot orthosis with reflective markers (black dots) taped on its plantar surface. Orange circles represent the application point of three different loads applied using a stick instrumented with a load cell. Black squares contain the markers from which the vertical displacement has been estimated.
- (B) Graphs corresponding to the average vertical displacement of the markers depending on the applied load.

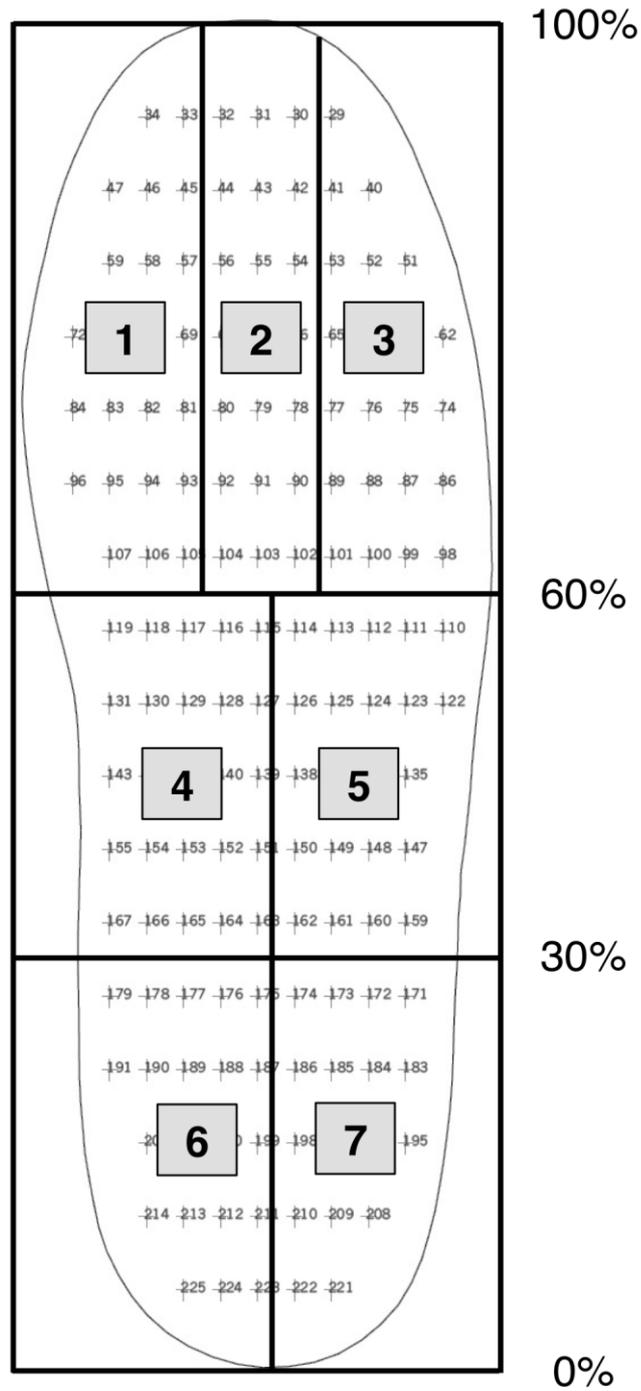


Figure S2 – Plantar pressure insole masks.

(1) Medial forefoot, (2) central forefoot, (3) lateral forefoot, (4) medial midfoot, (5) lateral midfoot, (6) medial rearfoot, (7) lateral rearfoot. Each sensor is a 0.75 x 1.5 cm rectangle (1.125 cm²) with a pressure range from 0.6 to 64 N/cm².

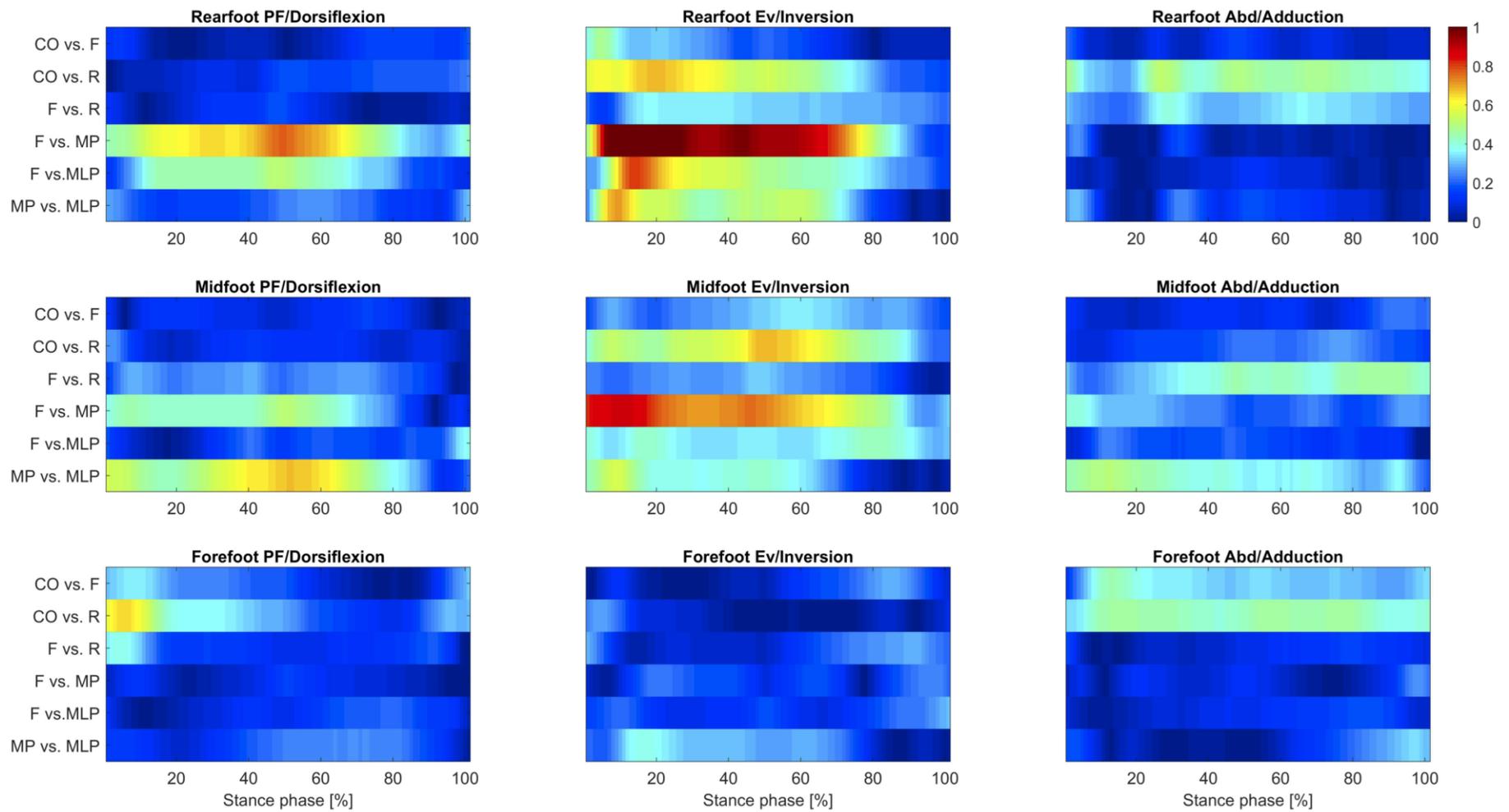


Figure S3 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the foot joint angles. The color blue represents no/minimal effect and dark red represents large/maximum effect.

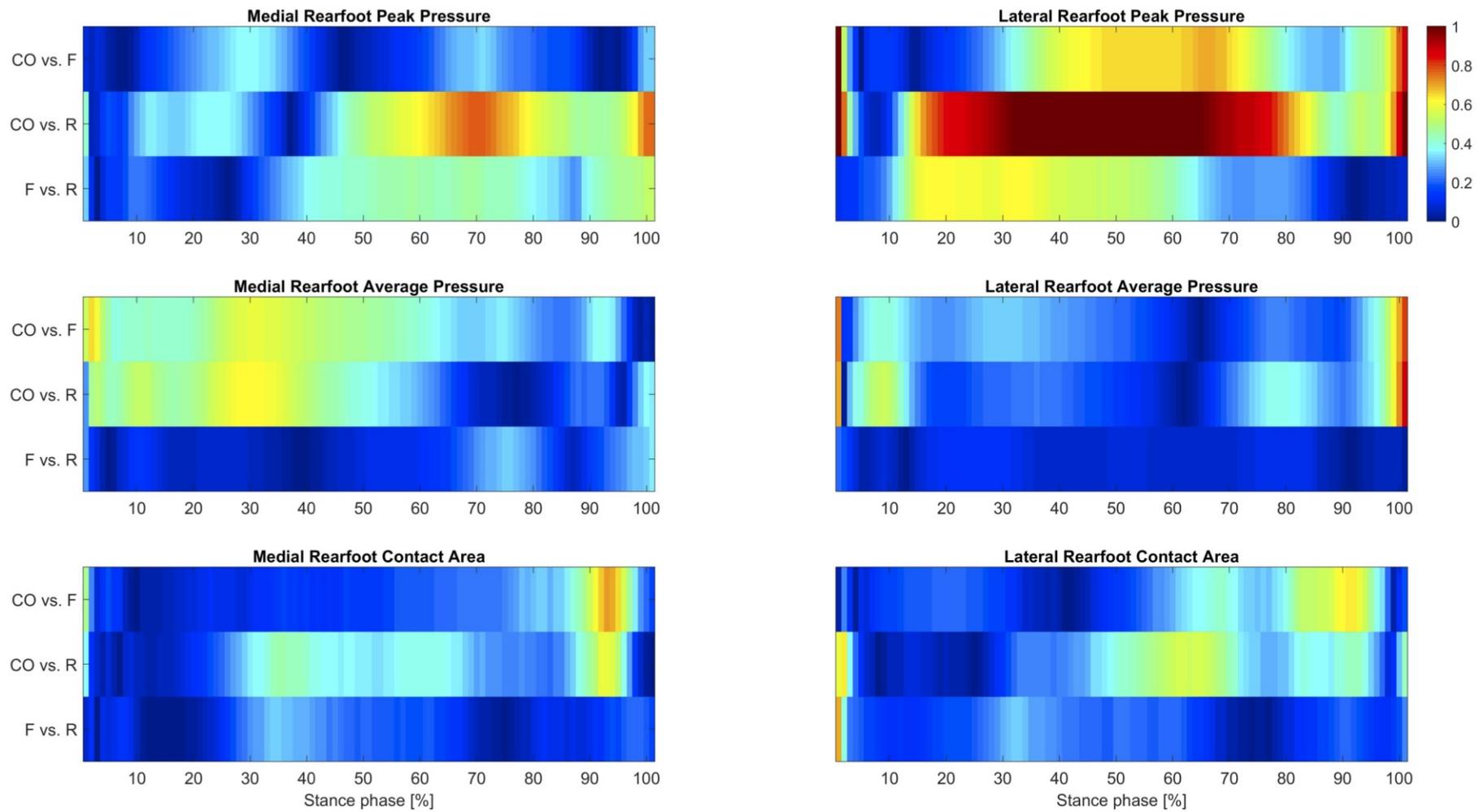


Figure S4 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the rearfoot plantar pressure variables. The color blue represents no/minimal effect and dark red represents large/maximum effect.

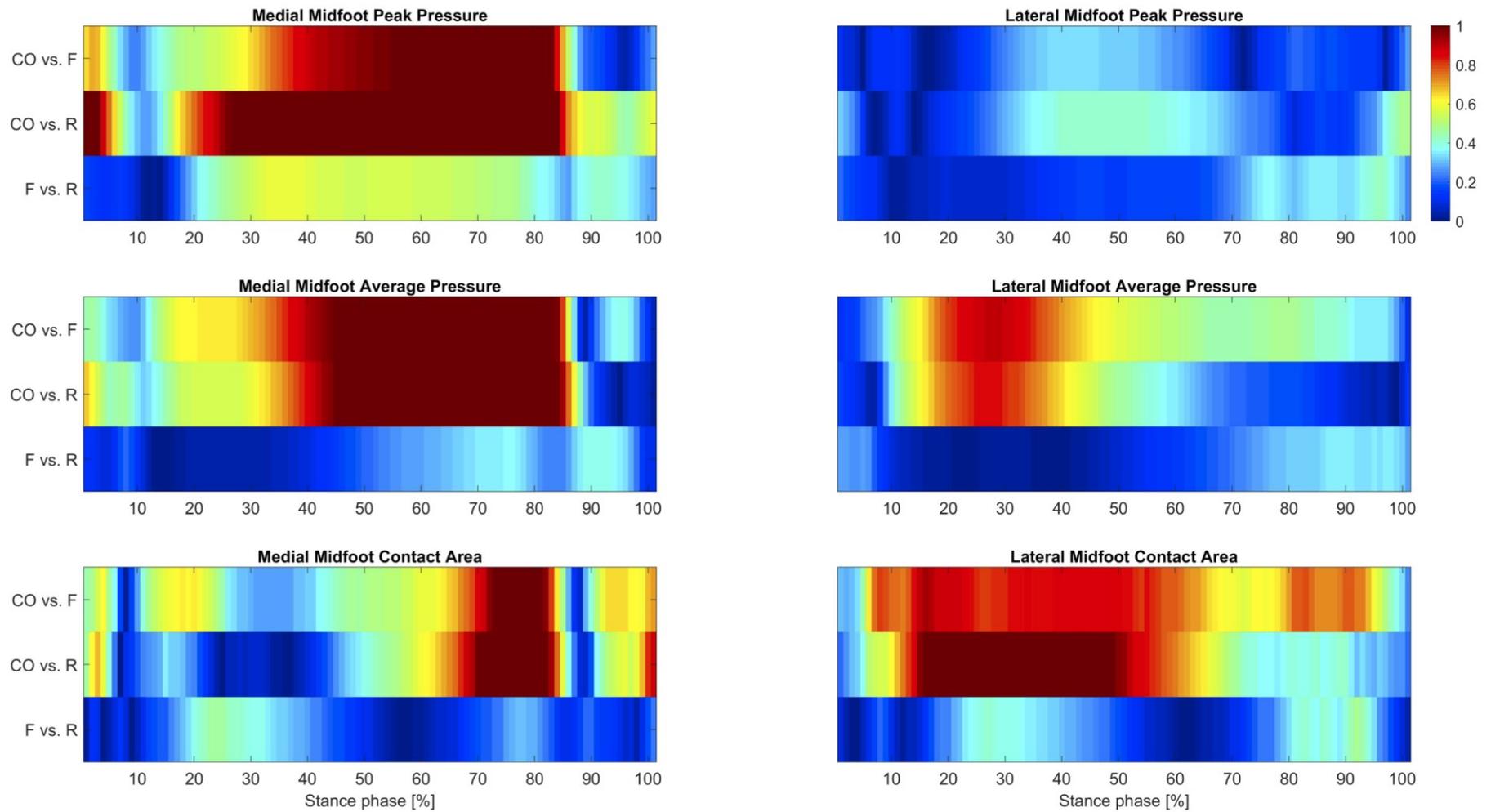


Figure S5 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the midfoot plantar pressure variables.
 The color blue represents no/minimal effect and dark red represents large/maximum effect.

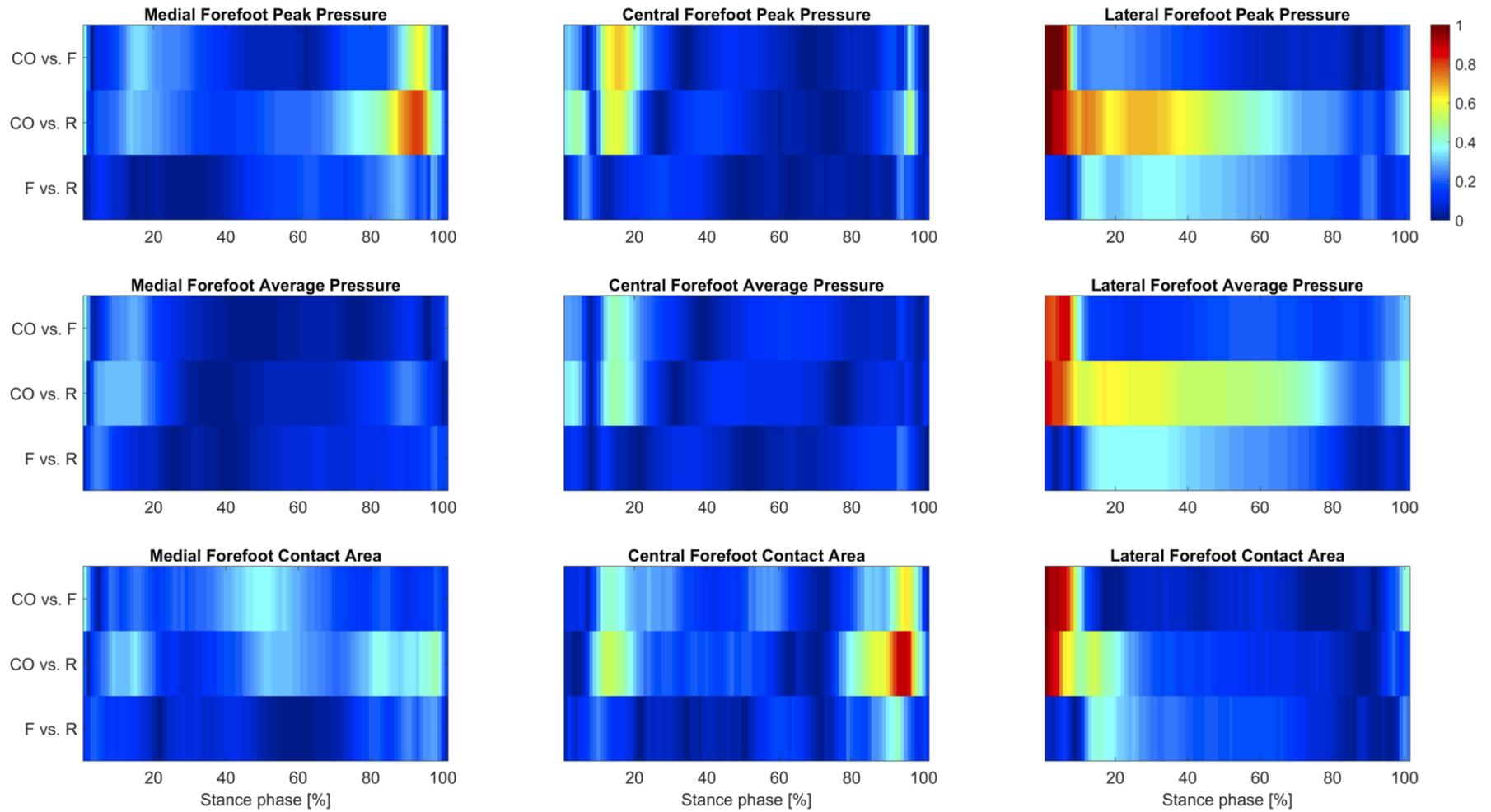


Figure S6 – Effect Sizes of the post-hoc comparison relative to the forefoot plantar pressure variables.
 The color blue represents no/minimal effect and dark red represents large/maximum effect

Chapitre 5 – Effets d’une orthèse sur-mesure imprimée en 3D sur la biomécanique des personnes ayant les pieds plats

Ce cinquième chapitre de thèse présente une troisième étude dont découle l’écriture d’un article original et de résultats complémentaires ayant notamment fait l’objet d’une présentation dans un congrès international :

- L’article a été coécrit par Gauthier Desmyttere, Sébastien Leteneur, Maryam Hajizadeh, Jacinte Bleau et Mickaël Begon, cet article s’intitule « Anti-pronator components are essential to effectively alter lower-limb kinematics and kinetics in individuals with flexible flatfeet ». Il est paru en 2021 dans le journal *Clinical Biomechanics* (vol. 86, 105390).
- La présentation par affiche a été réalisée par Gauthier Desmyttere lors du congrès de la Société Canadienne de Biomécanique à Montréal en Mai 2021. Elle s’intitule « Effect of 3D printed foot orthoses stiffness on plantar pressure and CoP in flatfeet » et a été coécrite par Maryam Hajizadeh, Jacinte Bleau et Mickaël Begon.

La contribution principale de cette étude revient à Gauthier Desmyttere. L’idée de cette étude découle une nouvelle fois de la conception de stabilisateurs innovants par Gauthier Desmyttere, ces derniers ayant été adaptés pour une population ayant les pieds plats. La méthode a été développée conjointement avec les coauteurs. Les données ont été collectées par Gauthier Desmyttere et Maryam Hajizadeh. L’analyse de données a été effectuée par Gauthier Desmyttere. L’article et la présentation ont été écrits par Gauthier Desmyttere sous la supervision de Mickaël Begon. Tous les coauteurs ont contribué à la relecture et ont participé à la bonification de ceux-ci par leurs conseils et suggestions.

Cette troisième étude avait pour objectif d’évaluer les effets de notre OP sur-mesure sur la biomécanique de la marche dans une population ayant des pieds plats flexibles. Pour se faire, nous avons recruté des participants par l’intermédiaire de podiatres partenaires au projet de recherche FOOT_i, et leur avons administré deux paires d’orthèses plantaires, une flexible et une rigide. Suite à une période de familiarisation d’environ un mois (2 semaines pour chaque paire), les participants ont pris part à une évaluation biomécanique de la marche impliquant des mesures de cinématique, de cinétique, de pressions plantaires et d’électromyographie, au cours de laquelle nous avons testé les deux paires d’orthèses ainsi qu’un stabilisateur

d'arrière-pied. Suite à notre deuxième étude, nous avons fait le choix de développer des stabilisateurs en fibre de carbone ayant une épaisseur de 2 mm afin de minimiser l'élévation induite par ce dernier sous le talon tout en conservant une certaine rigidité. Ainsi, les résultats de cette étude révèlent les faibles effets de la rigidité sur la cinématique et les moments articulaires, malgré une augmentation des pressions plantaires sous l'arche traduisant un soutien plus important de cette dernière. Aucune différence n'a été retrouvée à l'égard des activations musculaires. Comme mis en avant par notre première étude, l'incorporation d'éléments anti-pronateurs s'est avérée essentielle pour observer un contrôle efficace des orthèses, et plus particulièrement au regard de la cinématique du pied et les moments articulaires à la cheville.

Anti-pronator components are essential to effectively alter lower-limb kinematics and kinetics in individuals with flexible flatfeet

Gauthier Desmyttere¹, Maryam Hajizadeh², Jacinte Bleau³, Sébastien Leteneur⁴, Mickael Begon^{1,3}

(1) École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval, QC, H7N 0B6, Canada

(2) Institut de Génie Biomédical, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Campus Laval, 1700 rue Jacques Tétreault, Laval, QC, H7N 0B6, Canada

(3) Laboratoire Orthopédique Médicus, 2520 Boul. St-Joseph, Montréal, QC, H1Y 2A2, Canada

(4) Université Polytechnique des Hauts-de-France, UMR 8201 – LAMIH – Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, F-59313, France

Abstract

Background: Foot orthoses are commonly used to correct for foot alterations and especially address excessive foot pronation in individuals with flatfeet. In recent years, 3D printing has taken a key place in orthotic manufacturing processes as it offers more options and can be patient specific. Hence, the purpose of this study was to evaluate whether stiffness of 3D

printed foot orthoses and a newly designed rearfoot posting have an effect on lower limb kinematics and kinetics in individuals with flatfeet.

Methods: Nineteen patients with flexible flatfeet were provided two pairs of customized 3D printed $\frac{3}{4}$ length orthotics. Foot orthoses were of different stiffness and could feature a rearfoot posting, consisting of 2-mm carbon fiber plate. Lower limb kinematics and kinetics were computed using a multi-segment foot model. One-way ANOVAs using statistical non-parametric mapping, refined by effect sizes, were performed to determine the magnitude of the effect between conditions.

Findings: Foot orthoses stiffness had little effect on midfoot and forefoot biomechanics. Reductions in midfoot eversion and forefoot abduction were observed during short periods of stance with rigid foot orthoses. Adding the posting had notable effects on rearfoot kinematics and on the ankle and knee kinetics in the frontal plane; it significantly reduced the eversion angle and inversion moment at the ankle, and increased the knee abduction moment.

Interpretation: Using an anti-pronator component is more effective than increasing foot orthoses stiffness to observe a beneficial impact of foot orthoses on the control of excessive foot pronation in individuals with flatfeet.

Keywords: Flatfoot; Foot orthoses; Gait analysis; Multi-segment foot model

Highlights

- Increasing foot orthoses stiffness had little effects on kinematics
- The posting induced notable changes in foot and knee frontal plane biomechanics
- Anti-pronator components are necessary to control excessive foot pronation

5.1. Introduction

Flatfoot is a common deformity referring to an abnormally low medial longitudinal arch and which has been reported to affect around 20–25% of the adult population (Dunn et al., 2004; Pita-Fernandez et al., 2017). Flatfoot can be classified into rigid or flexible, the latter being more prevalent and characterized by a partial or total collapse of the medial longitudinal arch upon weight-bearing (Shibuya et al., 2010). This condition usually induces several biomechanical changes, in proportion to the severity of deformity (Shin et al., 2019), interfering with normal foot function. Thus, individuals with flatfeet have been associated

with a greater eversion, plantarflexion and internal rotation of the rearfoot, as well as a more abducted forefoot (Hösl et al., 2014; Levinger et al., 2010). Furthermore, these kinematics changes contribute to a higher ankle inversion moment (Hunt and Smith, 2004). Although not all flatfeet are symptomatic, there is a higher incidence of individuals with foot pain and an increased risk of injury, which could negatively affect their quality of life (Pita-Fernandez et al., 2017; Riskowski et al., 2013).

Foot orthoses (FOs) have commonly been used as a conservative treatment to correct for foot alterations, alleviate eventual pains and prevent injuries in individuals with flatfeet (Banwell et al., 2015). Further, Cheung et al. (2011) found that custom-made FOs were more effective than prefabricated ones to control excessive foot pronation. However, due to the variety of FOs geometrical designs, materials and protocols that have been used to investigate their effect, there is still low evidence of their beneficial effect in flatfeet (Banwell et al., 2014; Desmyttere et al., 2018). To better understand the effect of FOs, and especially the influence of their geometrical design on lower limb kinematics and kinetics in individuals with flatfeet, the review conducted by Desmyttere et al. (2018) highlighted that FOs including a medial posting represent the most effective intervention to reduce rearfoot eversion and therefore control excessive foot pronation in flatfeet. Regarding joint moments, medially posted FOs were shown to decrease the ankle inversion moment and may therefore alleviate lower-limb disorders related to flatfeet (Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013b). Moreover, when incrementally changing a rearfoot posting level (2°), a dose-response effect at the rearfoot and knee joint has been reported (Telfer et al., 2013b), highlighting the need for an accurate and patient-specific FOs construction. However, to our knowledge, all studies investigating FOs effect on joint moments in individuals with flatfeet were conducted using a simplified representation of foot as a single segment, while recent literature showed the benefits of intrinsic foot joints kinetic analyses (Deschamps et al., 2017; Saraswat et al., 2014). The use of multi-segment kinetic foot models, recently developed (Bruening et al., 2012; Deschamps et al., 2017), might therefore bring valuable information on how FOs act on foot function.

In recent years, the advent of 3D printing as a manufacturing process in orthotics has made it possible to address various needs. Indeed, 3D printing may allow for a reduction of cost and labor time for podiatrists, and is a repeatable and accurate manufacturing process that enables to reach the desired degree of customization for each patient (Davia-Aracil et al., 2018; Shahar et al., 2020). In addition, the use of 3D printing techniques in orthotics offer a wide range of possibilities in terms of material and design, and thus have facilitated the production

of innovative custom shapes and geometries in comparison to traditional fabrication techniques. In a recent study, Desmyttere et al. (2020) showed that 3D printed FOs, and their effect on foot kinematics of healthy people, can be modulated by changing their stiffness using different geometries of honeycombs but also by inserting newly designed anti-pronator components under the heel. Yet, to our knowledge, no study has investigated the effect of customized FOs material properties, such as stiffness, on kinematics and kinetics in a flatfoot population.

Therefore, the aim of this study was to evaluate if an increase in stiffness of 3D printed FOs and/or the addition of an innovative anti-pronator component are associated to beneficial biomechanical changes in individuals with flexible flatfeet during gait. Further, the use of a kinetic multi-segment foot model will help provide a better understanding of underlying mechanisms.

5.2. Methods

5.2.1. Participants

Potential participants were recruited by experienced podiatrists. To be eligible for inclusion, participants had to have a pronated foot type as defined by the Foot Posture Index (Redmond et al., 2006), an arch height flexibility >16 mm/kN (Zifchock et al., 2017), report pain, have no history of wearing FOs prior to this study, as well as no lower limb surgery or injury during the last three months. Plus, they had to present normal lower-limb range of motions and no leg length discrepancy (<0.5 cm) (Surgeons, 1965). Nineteen patients participated in this study (13 females and 6 males, age: 37.6 ± 14.0 years, height: 166.7 ± 9.9 cm, body mass: 68.9 ± 11.5 kg, FPI: 7.8 ± 1.3 ; AHF: 25.6 ± 7.3 mm/kN; shoe size in the range 36–44 EU). All participants gave their written informed consent prior to data collection. All testing procedures were approved by the institution ethics committee (17–145-CERES-D).

5.2.2. Foot orthoses

FOs used in this study were customized based on a 3D scan of participants foot shapes, obtained in semi-weight bearing using foot impression boxes while the feet were maintained in a neutral subtalar position. They were $\frac{3}{4}$ length, designed using a CAD software (Shapeshift3D, Montreal, CA), and 3D printed in Nylon 12 by selective laser sintering. They consisted of a plate of 1.5 mm thickness superimposed to honeycombs (Figure 45). Two pairs

of different stiffnesses, named flexible and rigid for the purpose of this study, were fabricated by changing the height of the honeycomb cells. This process was automated through the CAD software according to participant's body weight and arch height flexibility. The average height of honeycomb cells at the medial arch region was 2.0 mm for flexible FOs and 3.2 mm for rigid FOs. The posting used in the present study consisted of a 2 mm carbon fiber plate that can be added under the orthotic heel (Figure 45B-C). Neutral with an extension under the medial arch, the posting was inspired by a Thomas heel shoe modification (Zamosky, 1964) and mainly designed to stabilize and control the FO and foot, especially at rearfoot and under the medial arch throughout the stance phase. Experiments were performed using a standardized running shoe model (860 v8, New Balance, USA). Four conditions were investigated: (i) shoe only, referred as control, (ii) flexible FOs, (iii) flexible FOs with posting, referred as posting, (iv) rigid FOs.

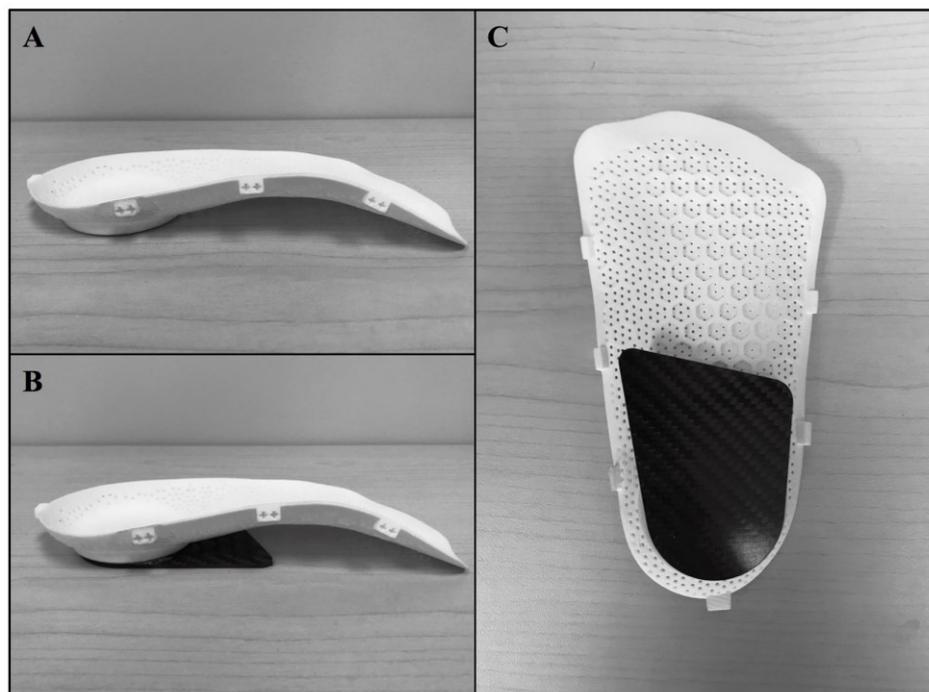


Figure 45 – Medial view of a flexible FO without (A) and with (B) posting. Bottom view of a flexible FO with posting (C).

5.2.3. Experimental procedure

Participants had a 2-weeks period of accommodation, in a randomized order, to each of their FOs (flexible and the rigid). Approximately 1-month later, participants came to the laboratory for the main evaluation. Prior to data collection, participants were given 5-min of walking practice on a treadmill at a comfortable speed for acclimation and to establish the speed for

the following measurements. In addition, a static trial and hip and knee functional movements were acquired to personalize a multibody kinematic model. Then, each participant walked for 3-min at his predetermined speed under each condition. A 5-min rest period between conditions was given to avoid any fatigue effects. Participants were blinded to the FOs conditions. Conditions were randomized, except for the posting condition that was always the last condition due to the need to glue it on the FO's heel.

5.2.4. Data collection

An 18-camera motion analysis system (VICON, Oxford, UK) sampling at 100 Hz and an instrumented split-belt treadmill (Bertec, Columbus, USA) sampling at 2000 Hz were used to collect kinematic and kinetic data. A set of 30 reflective markers was placed on the participants' pelvis and right lower limb to model the pelvis, the thigh, the shank and the foot as multi-segment (Tableau S2, Figure S7, Figure S8 and Figure S9). On the foot, reflective wand mounted markers were placed according to the Rizzoli foot model to track the rearfoot, midfoot and forefoot motion (Leardini et al., 2007). Circular holes (\varnothing 2.5 cm) were made in the standardized shoes to put reflective markers directly on the foot skin. To ensure accurate foot marker reapplication each time FOs were changed, pen marks were made on the skin. Data were synchronized and recorded during the last 30-s of each 3-min trial to ensure participants were familiarized with each condition.

5.2.5. Data processing

All data analyses were performed using Matlab software (R2018a, The Mathworks, Natick, USA). Marker trajectories and ground reaction forces (GRF) were low-pass filtered using a fourth-order, zero lag, Butterworth filter with cutoff frequencies of 6 and 10 Hz, respectively. A 6-segment, 21-degree-of freedom (DoF) kinematic model was personalized and defined with ball-and-socket joints using the static trial and the functional movements (Pelvis [6 DoF], Thigh [3 DoF], Shank [3 DoF], Rearfoot [3 DoF], Midfoot [3 DoF], Forefoot [3 DoF]). Hip joint center of rotation was estimated using the SCoRE algorithm (Ehrig et al., 2006), whereas knee joint center of rotation was estimated using the SARA algorithm (Ehrig et al., 2007). Bony landmarks were used to define other joint centers of rotation. The shank-rearfoot (hereafter referred as ankle joint) center was defined as the midpoint between malleoli, the rearfoot-midfoot (hereafter referred as Chopard joint) center was defined as the midpoint between the cuboid and the navicular, and the midfoot-forefoot (hereafter referred

as Lisfranc joint) center was defined as the base of the second metatarsal bone. Generalized coordinates were computed using an extended Kalman filter algorithm in Biorbd (Michaud and Begon, 2021). In addition to 3D joint rotations, the medial longitudinal arch (MLA) angle, defined by the markers on the calcaneus, the navicular tuberosity, and the first metatarsal head, was calculated as the angle between the two three-dimensional vectors bounded by those markers (Caravaggi et al., 2019). Joint kinetics were calculated in Biorbd using inverse dynamics based on generalized coordinates and GRF. Unusable data due to cross-over steps were removed prior to further analysis. Segment inertial properties were calculated from the anthropometric model of De Leva (1996). The mass of the foot was arbitrary divided by three and distributed over the rearfoot, midfoot and forefoot segments. At each frame, GRF was applied to one foot segment according to the anterior-posterior location of the center of pressure (Bruening and Takahashi, 2018). Joint moments were normalized to body mass (Nm/kg). Data were then normalized from 0 to 100% of the stance phase, based on gait events detected using a 20 N force threshold of the GRF vertical component. Chopart and Lisfranc joint moments were only considered after the center of pressure was anterior to their respective joint center (38% and 56% of stance on average respectively).

5.2.6. Statistical analysis

Curve analyses were conducted using one-dimensional Statistical non-Parametric Mapping (SnPM) code (www.spm1d.org) (Pataky et al., 2015). Non-parametric tests were used as the d'Agostino-Pearson K2 test revealed that the data were not normally distributed. SnPM one-way ANOVAs, with a significance level set at $\alpha = 0.05$, were performed to test the effect of FOs stiffness and posting on lower limb kinematics and joint moments. SnPM post-hoc *t*-tests with Bonferroni correction ($0.05/6 = 0.0083$) were used for multiple comparisons. To determine the magnitude of significant differences, Cohen's *d* effect sizes were computed over the entire stance phase per *post-hoc* comparison. If statistical differences were found, only the time periods with a Cohen's *d* exceeding 0.4 (moderate), for at least 10% of the stance phase, were judged relevant and considered for further analysis (Armijo-Olivo et al., 2011). When it occurred, the beginning and end of these time periods, the mean difference (MD) throughout these periods, as well as the mean effect size (MES) were reported. We decided to account for time periods of at least 10% of the stance phase in order to conduct a more functional data analysis.

5.3. Results

Significant time periods found in kinematics and kinetics between conditions and their corresponding MD and MES are reported in Tableau 11 and Tableau 12.

Tableau 11 – Summary of kinematic significant results

Outcome	Conditions	Cluster range (%stance)	Mean difference (°)	Mean effect size
Ankle				
PF(-)/DF(+)	Control vs. Flex	13 – 65	-1.4	0.57
	Control vs. Rigid	12 – 65	-1.3	0.57
	Flex vs. Posting	13 – 66	1.6	0.60
	Posting vs. Rigid	10 – 66	1.5	0.59
EV(-)/INV(+)	Control vs. Posting	0 – 100	-2.0	0.71
	Flex vs. Posting	9 – 87	-1.7	0.64
	Posting vs. Rigid	12 – 85	1.5	0.56
ABD(-)/ADD(+)	Control vs. Posting	16 – 33 / 76 – 86	1.3 / 0.9	0.46 / 0.44
Chopart				
PF(-)/DF(+)	Control vs. Flex	0 – 12 / 31 – 55	1.2 / 1.0	0.53 / 0.45
	Control vs. Posting	54 – 69	1.0	0.43
	Control vs. Rigid	0 – 66	1.1	0.54
EV(-)/INV(+)	Control vs. Posting	2 – 34	0.9	0.49
	Flex vs. Posting	4 – 13	0.9	0.54
	Flex vs. Rigid	42 – 54	-0.7	0.43
	Posting vs. Rigid	0 – 83	-1.1	0.57
ABD(-)/ADD(+)	Flex vs. Posting	84 – 93	-0.6	0.45
	Posting vs. Rigid	22 – 40 / 76 – 97	0.5 / 0.6	0.54 / 0.64
Lisfranc				
PF(-)/DF(+)	Control vs. Flex	20 – 32 / 43 – 87	0.9 / 1.1	0.44 / 0.48
	Control vs. Rigid	64 – 82	1.0	0.45
	Flex vs. Posting	22 – 31 / 61 – 79	-0.9 / -0.9	0.43 / 0.41
EV(-)/INV(+)	Control vs. Flex	0 – 19	1.1	0.68
	Control vs. Posting	0 – 100	1.0	0.58
	Control vs. Rigid	0 – 20	1.1	0.62
ABD(-)/ADD(+)	Flex vs. Rigid	58 – 74	-0.8	0.41

Tableau 12 – Summary of joint moments significant results

Outcome	Conditions	Cluster range (%stance)	Mean difference (Nm/kg)	Mean effect size
Ankle				
EV(-)/INV(+)	Control vs. Posting	8 – 78	0.029	0.71
	Control vs. Rigid	30 – 73	0.022	0.46
	Flex vs. Posting	10 – 37	0.023	0.66
	Posting vs. Rigid	11 – 29	-0.019	0.65
ABD(-)/ADD(+)	Control vs. Posting	62 – 97	0.030	0.45
	Flex vs. Posting	67 – 99	0.025	0.44
Chopart				
PF(-)/DF(+)	Control vs. Posting	55 – 76	-0.074	0.45
Lisfranc				
PF(-)/DF(+)	Control vs. Posting	57 – 71	-0.061	0.42
Knee				
ABD(-)/ADD(+)	Control vs. Posting	24 – 33 / 59 – 77	0.047 / 0.035	0.43 / 0.45
	Flex vs. Posting	64 – 82	0.036	0.45

5.3.1. Kinematics

At the ankle joint (Figure 46), both flexible and rigid FOs increased the rearfoot dorsiflexion compared to the control and posting conditions (clusters: ~10–65% of stance; MD = 1.3° to 1.6°). Compared to the other three conditions, the posting induced a decrease in rearfoot eversion up to 2.0° throughout the stance. The rearfoot was also in a more abducted position during short periods when using the posting compared to the control condition (cluster 1: 16–33%, MD = 1.3°; cluster 2: 76–86%, MD = 0.9°).

At the Chopart joint (Figure 46), midfoot dorsiflexion was increased by 1.1° on average using flexible FOs (cluster 1: 0–12%, cluster 2: 31–55%), posting (54–69%), and rigid FOs (0–66%) compared to the control condition. In contrast with the other conditions, and especially rigid FOs (0–83%; MD = 1.1°), the posting increased midfoot eversion. Midfoot eversion was also increased for a short period during midstance using flexible FOs compared to rigid FOs (MD = 0.7°). In the transverse plane, the posting condition induced a decrease in midfoot abduction of about 0.6° compared to flexible (84–93%) and rigid FOs (cluster 1: 22–40%, cluster 2: 76–97%).

At the Lisfranc joint (Figure 46), an increase in forefoot plantarflexion of 1.0° on average was observed when using the flexible FOs in comparison with the control (cluster 1: 20–32%, cluster 2: 43–87%) and posting conditions (cluster 1: 22–31%, cluster 2: 61–79%). A similar

increase was seen with the rigid FOs compared to the control condition (64–82%). In the frontal plane, flexible and rigid FOs increased forefoot eversion by 1.1° on average during early stance (clusters: ~0–20%) compared to the control condition, whereas the posting induced an increase of about 1° throughout the stance. The forefoot was also less abducted when using the rigid FOs compared to the flexible ones (58–74%, MD = -0.8°).

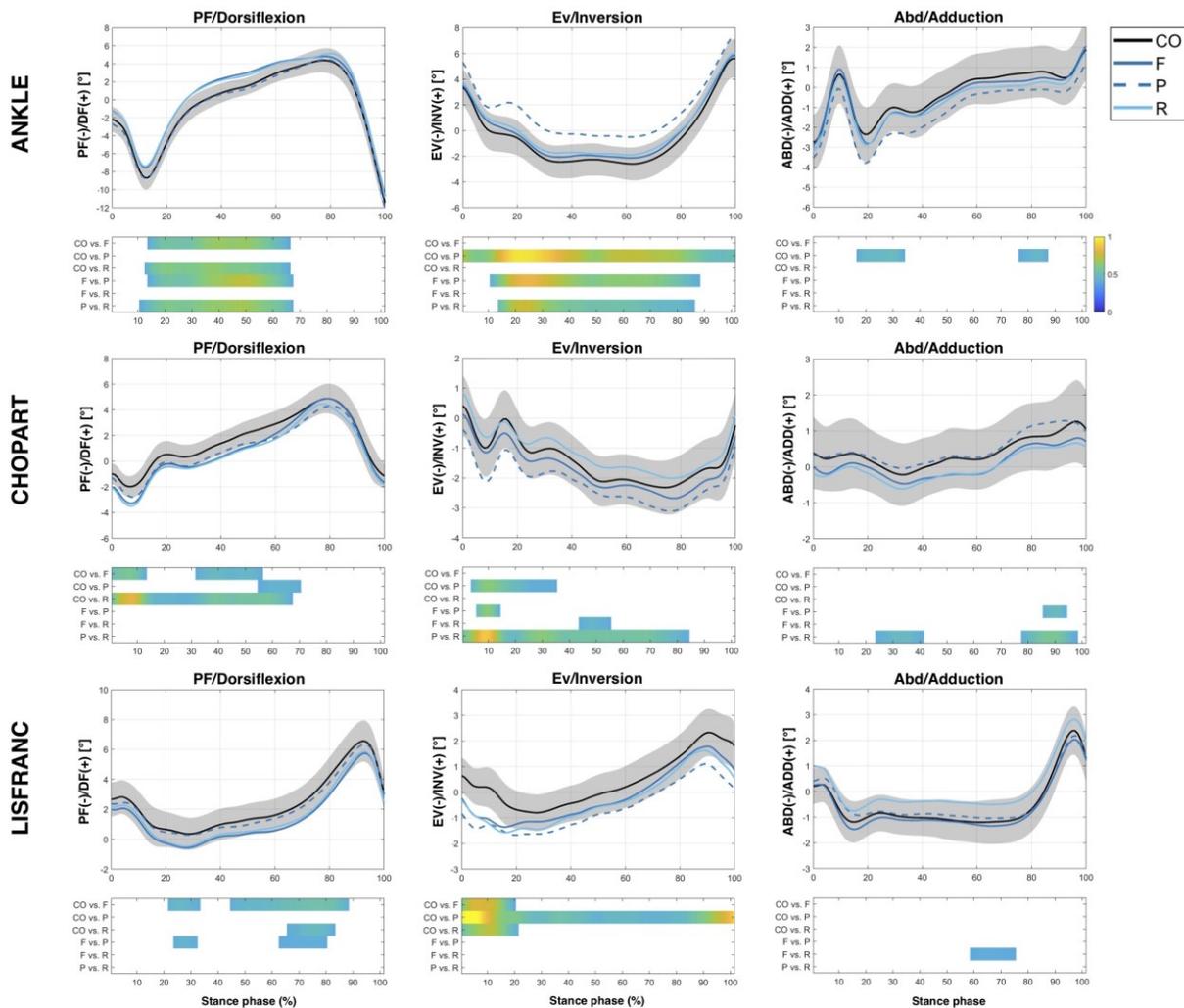


Figure 46 – Foot kinematics during the stance phase.

Top graph shows the mean kinematics of each condition with 95 % confidence interval cloud (control condition). In the bottom graph, bars indicate significant periods for which the SnPM {t} statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.01$) and effect size was over 0.4. Colormap represents Cohen's d effect size.

CO: control, F: flexible FOs, P: flexible FOs with posting, R: rigid FOs.

5.3.2. Joint moments

A reduction in the inversion moment at the ankle joint up to 0.029 Nm/kg was observed with the use of the posting compared to the other conditions (vs. control: 8-78%; vs. flexible: 10-37%; vs. rigid: 11-29%) (Figure 47A). A decrease was also observed with the rigid FOs

compared to the control condition (30-73%, MD = 0.023 Nm/kg). In the transverse plane, and in comparison with the control and flexible FOs, the posting increased the abduction moment up to 0.030 Nm/kg at the ankle joint (clusters: ~65-100%) (Figure 47B).

At Chopart and Lisfranc joint (Figure 47C-D), posting decreased the plantarflexion moment compared to the control condition (55-76%, MD = -0.074 Nm/kg and 57-71%, MD = -0.061 Nm/kg at Chopart and Lisfranc joint respectively).

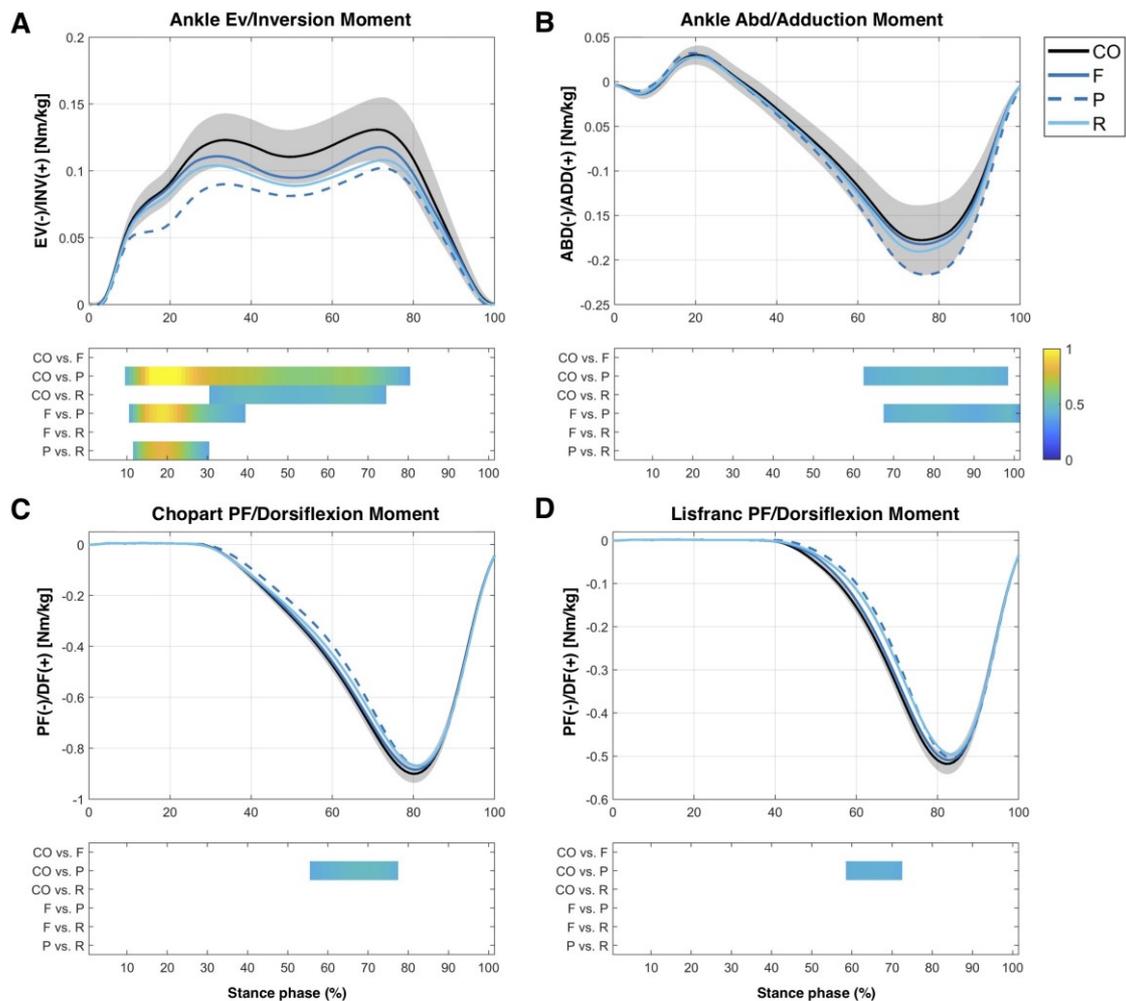


Figure 47 – Foot joint moments during the stance phase.

Top graph shows the mean foot joint moment of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). In the bottom graph, bars indicate significant periods for which the SnPM {t} statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.01$). Colormap represents Cohen's d effect size.

CO: control, F: flexible FOs, P: flexible FOs with posting, R: rigid FOs.

At the knee joint (Figure 48), the posting induced an increase in the abduction moment around the first and second peaks compared to the control condition (cluster 1: 24-34%, MD = 0.047 Nm/kg; cluster 2: 59-77%, MD = 0.035 Nm/kg), and around the second peak compared to flexible FOs (64-82%, MD = 0.036).

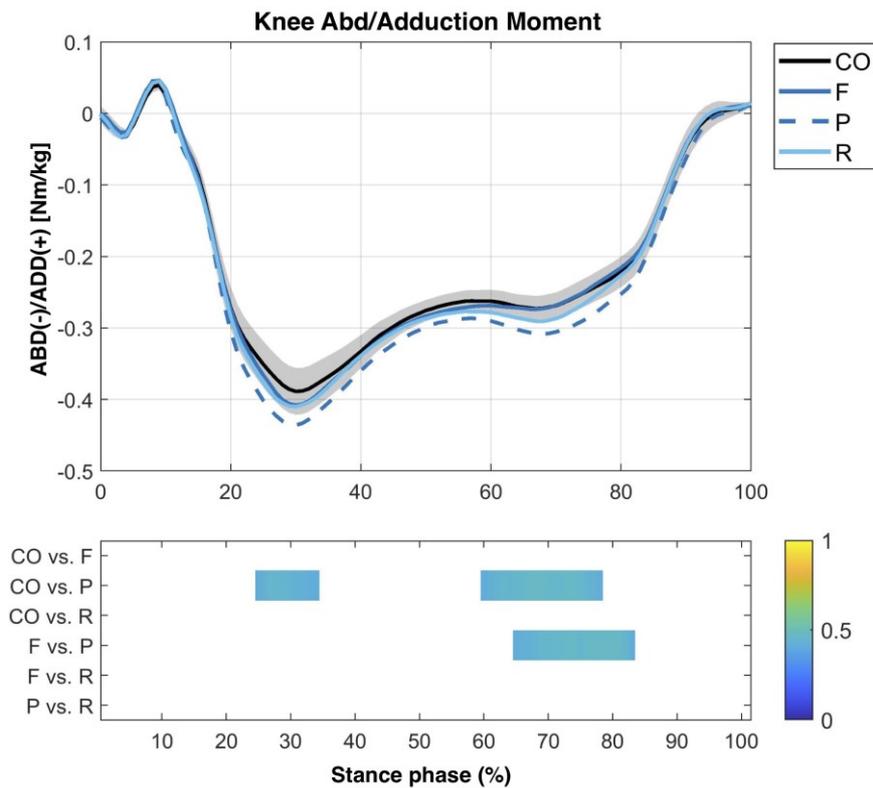


Figure 48 – Knee abduction moments during the stance phase.

Top graph shows the mean knee abduction moment of each condition with 95% confidence interval cloud (control condition). In the bottom graph, bars indicate significant periods for which the SnPM $\{t\}$ statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.01$). Colormap represents Cohen's d effect size.

CO: control, F: flexible FOs, P: flexible FOs with posting, R: rigid FOs.

5.4. Discussion

This study aimed to investigate the effect of customized 3D printed FOs stiffness, as well as the addition of an anti-pronator component, on lower limb kinematics and kinetics during walking in flexible flatfeet. Our findings suggest that there is little to no effect due to FOs stiffness on lower-limb kinematics and kinetics, and that the use of an anti-pronator component (i.e. the posting) is necessary to observe significant changes on foot kinematics, as well as foot and knee kinetics in individuals with flexible flatfeet.

Previous studies comparing individuals with flatfeet versus healthy participants have reported several foot kinematic and kinetic differences, namely an everted and plantarflexed position of the rearfoot, a greater internal rotation of the tibia, a more abducted position of the forefoot, and an increased ankle inversion moment (Hösl et al., 2014; Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010). Results from the present study showed that our customized 3D printed FOs altered mostly the foot kinematics since no significant effect on knee and hip kinematics

was found. Flexible and rigid FOs altered mainly the foot sagittal plane kinematics since they reduced rearfoot plantarflexion and midfoot dorsiflexion, previously reported as being increased in individuals with flatfeet (Caravaggi et al., 2018). However, contrary to our previous study reporting significant effects on frontal and transverse plane foot kinematics when increasing the stiffness of 3D printed FOs (Desmyttere et al., 2020), very little effects were observed in the present study. These results may be explained by the variability introduced while customizing FOs, and therefore stiffnesses, for each participant, whereas in our previous study the same pairs of flexible and rigid 3D printed FOs were used for all healthy participants. Yet, the rigid FOs induced a decrease in ankle inversion moment compared to the control condition, which was not observed with the flexible FOs. Although no significant difference regarding ankle inversion moment was observed between the rigid and flexible FOs, increasing the stiffness may reduce the functional demand on invertor muscles such as the tibialis posterior and therefore possible overuse injuries (Peng et al., 2020; Williams et al., 2003).

In line with a recent review highlighting the need for anti-pronator components such as medial posting to observe significant biomechanical changes reflecting a better control of the excessive pronation in individuals with flatfeet (Desmyttere et al., 2018), adding the posting to the flexible FOs had significant effects on frontal plane foot kinematics. Indeed, rearfoot eversion was significantly decreased, especially at early stance and midstance ($>2^\circ$). As assumed by Genova and Gross (2000), using the posting might therefore be associated with clinical improvements. To compensate for the reduction in rearfoot eversion, and since rearfoot and midfoot frontal motion are strongly coupled (Takabayashi et al., 2018), an increase in midfoot eversion was observed when using the posting, and more specifically compared to the rigid FOs. Increasing locally the stiffness at medial arch may therefore help to better control midfoot frontal plane motion. In addition, the greater forefoot inversion that usually accompanied the increased rearfoot eversion in individuals with flatfeet was decreased in this study (Hösl et al., 2014). Therefore, our results suggest that frontal plane foot kinematics in individuals with flatfeet can also be controlled using neutral postings with an extension under the medial arch. Further, the posting induced a reduction in rearfoot adduction, another variable contributing to flatten the arch (Levinger et al., 2010). Yet, the extra depth (2 mm) under the heel brought while adding the posting cancelled the beneficial effects on the sagittal plane. Hence, the design of our posting could be improved to avoid the foot to be lifted inside the shoe but remains promising. Looking at joint moments, and as

reported in previous studies (Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013b), the decrease in rearfoot eversion induced by the posting was associated with a significant decrease in ankle inversion moment, highlighting its beneficial effect on the ankle joint. In addition, we observed an increase in knee abduction moment due to the posting. This change might be explained by a coupling motion existing between the foot and the leg (Williams et al., 2001), and a more medial position of the GRF vector increasing the moment arm and therefore the abduction moment at the knee. As flatfeet may lead to patellofemoral pain syndrome, due to an excessive tibial and femoral internal rotation and lateral patellar displacement, FOs with posting could represent a beneficial intervention to improve pain and physical function by bringing the knee abduction moment toward normal values (Johnston and Gross, 2004). The same applies for individuals with posterior tibial tendon dysfunction in which knee abduction moment is lower than for asymptomatic population (Swart et al., 2012). However, caution should be paid while increasing knee abduction moment as it could have adverse effects and may lead to the development or the progression of medial compartment knee osteoarthritis (Miyazaki et al., 2002). Values in the present study are, however, still in the range of those reported for healthy subjects and not exceeding 0.65–0.70 Nm/kg, which would increase the probability of knee medial compartment problems (Schmalz et al., 2006). Hence, our results suggest that the addition of a flat posting could be effective to control excessive pronation and reduce the risk for individuals with flatfeet to sustain foot and knee pain associated with their foot posture.

Some limitations from this study should be considered. First, our multi-segment foot kinetic model uses a partitioning of GRF based on the position of the center of pressure which could lack of accuracy compared to a method partitioning the GRF based on the plantar pressure distribution (Bruening and Takahashi, 2018). Second, error could have been introduced in the computation of kinematics results due to the application of skin markers based on palpation and the presence of soft tissue artifacts (Schallig et al., 2021; Telfer et al., 2010). Hence, as the reported mean angle differences were relatively small (0.5 to 2.0°), a degree of precaution needs to be applied when interpreting the results from the present study. Third, some bias might have arisen due to the FOs order. Indeed, as the posting had to be glued on the flexible FOs, this condition was always the last one. Fourth, the posting condition was only tested on the flexible FOs, and the combination of the posting and the rigid FOs might have brought valuable information. Fifth, this study only reported the kinematic and kinetic effects of the orthotics after four weeks of use. The investigation of their long-term effects as well as their

effect on muscle activations, plantar pressures or patients' quality of life could bring more insight and explain their potential therapeutic effectiveness. Finally, this study was conducted with a population of symptomatic flexible flatfeet, and it should be kept in mind that most flexible flatfeet are physiologic, asymptomatic, and require no treatment (Harris, 2010).

5.5. Conclusion

The addition of anti-pronator components on FOs seems more suitable than modifying FO stiffness to alter gait patterns in individuals with flatfeet. Indeed, postings can induce significant biomechanical changes in the frontal plane, such as a reduction in rearfoot eversion angle and ankle inversion moment, as well as an increase in knee abduction moment, highlighting its beneficial effect on the control of excessive foot pronation.

Declaration of interest

None.

Acknowledgments

This work was supported by the TransMedTech Institute and the NSERC R&D Coop with Médecus, Caboma and MedTeq.

5.6. Supplementary materials

Tableau S2 – Anatomical landmarks (Labels)

Label	Description	Related segment
LASIS	Anterior Superior Iliac Spine	Pelvis
RASIS		
LPSIS		
RPSIS		
TC	Greater Trochanter	Thigh
TA	Thigh Anterior	
TP	Thigh Posterior	
TD	Thigh Down	
LC	Lateral femur Condyle	
MC	Medial femur Condyle	
HF	Head of Fibula	Shank
TT	Tibial Tuberosity	
SLU	Shank Lateral Up	
SMU	Shank Medial Up	
SMM	Shank Medial Mid	
SML	Shank Medial Low	
SLL	Shank Lateral Low	
LM	Lateral Malleolus	
MM	Medial Malleolus	
CA	Calcaneus	
PT	Peroneal Tubercle	Midfoot
ST	Sustentaculum Tali	
TN	Navicular Tuberosity	
CUB	Cuboid (2/3 of the distance between PT and VMB)	Forefoot
ID	Midpoint between TN and CUB	
VMB	Fifth Metatarsal Base	
SMB	Second Metatarsal Base	
FMB	First Metatarsal Base	
VMH	Fifth Metatarsal Head	
SMH	Second Metatarsal Head	
FMH	First Metatarsal Head	
PM	Proximal Phalanx of the Hallux	Hallux

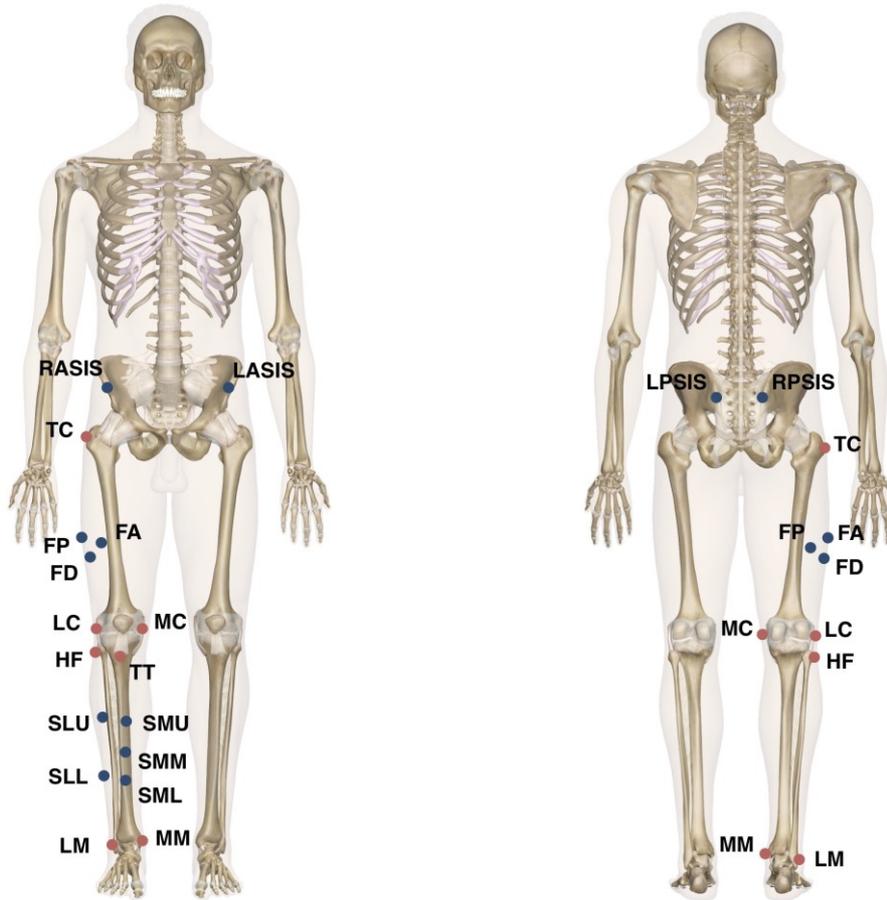


Figure S7 – Lower-limb anatomical landmarks.

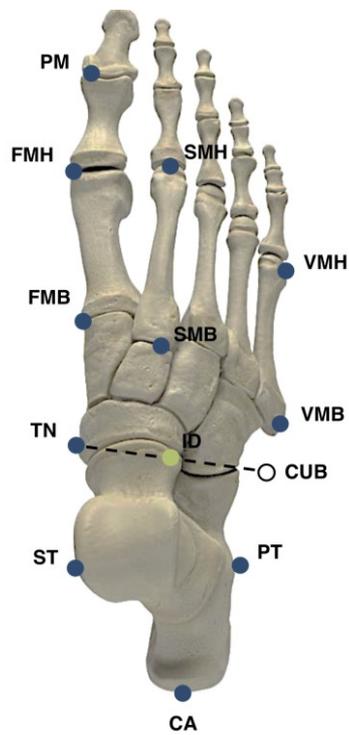


Figure S8 – Foot anatomical landmarks.



Figure S9 – Marker set used for motion analysis.

Tableau S3 – FOs thickness and deformation during walking

Subject	Right FO honeycomb height at medial arch (mm)		Right FO average maximum downward deformation during walking (mm)	
	Flexible	Rigid	Flexible	Rigid
1	1.75	2.5	6.0	4.4
2	2.75	5	12.2	12.2
3	3	5.25	7.8	3.8
4	1.75	2.25	3.5	4.4
5	2	3.75	11.5	5.0
6	1.75	2.75	5.3	3.7
7	1.75	3	7.5	6.4
8	2.5	4.5	6.0	4.6
9	1.75	3.5	8.2	5.6
10	1.75	2.75	11.2	6.4
11	1.75	2.75	6.6	9.1
12	1.75	3	16.5	6.1
13	1.75	2.25	4.0	4.2
14	1.75	2.5	3.6	6.5
15	3	4.5	5.6	4.3
16	2.5	2.25	4.2	6.1
17	1.75	2.5	N/A	N/A
18	1.75	3	N/A	N/A
19	1.75	3.25	6.8	6.0
Mean	2.03	3.22	7.5	5.8
Std	0.45	0.92	3.5	2.1

N/A: Not Available.

5.7. Résultats complémentaires : Effets de la rigidité sur les pressions plantaires

Dans cette section, les résultats relatifs aux pressions plantaires seront abordés sous la forme d'un Acte de conférence présenté lors du congrès de la Société Canadienne de Biomécanique en mai 2021.

Effect of 3D printed foot orthoses stiffness on plantar pressure and CoP in flatfeet

Gauthier Desmyttere¹, Maryam Hajizadeh², Jacinte Bleau³, Mickaël Begon^{1,2}

(1) École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal, Montréal, QC, Canada;

(4) Institut de génie biomédical, Université de Montréal, Montréal, QC, Canada;

(3) Médecus, Montréal, QC, Canada

5.7.1. Introduction

Foot orthoses (FOs) are frequently prescribed to individuals with flatfeet to control their excessive foot pronation and correct the abnormal load distribution (Banwell et al., 2015). Material properties, as well as FO designs, have previously been reported to alter the foot loading characteristics (Healy et al., 2012). Additive manufacturing presents a high potential as it provides a wide range of possibilities in terms of material and design, and can be patient-specific (Davia-Aracil et al., 2018). It has facilitated the production of innovative custom shapes and geometries in comparison to traditional fabrication techniques. The aim of this study was to estimate the effect 3D printed FOs stiffness on plantar pressure and center of pressure (CoP) displacement in individuals with flatfeet.

5.7.2. Methods

Participants: Nineteen patients (13F/6M) with flexible flatfeet were recruited by experienced podiatrists (Tableau 13).

Tableau 13 – Demographic characteristics of participants

Characteristics	Age (yr)	Weight (kg)	Height (cm)	FPI (UA)	AHF (mm/kN)
Mean ± SD	37.6 ± 14.0	68.0 ± 11.5	166.7 ± 9.9	7.8 ± 1.3	25.6 ± 7.3

FPI : Foot Posture Index; AHF : Arch Height Flexibility

Foot orthoses: Two pairs of $\frac{3}{4}$ length FOs, **flexible** and **rigid**, were automatically customized, based on a foot scan using a computer-aided design software. FOs consisted of a plate of 1.5 mm thickness superimposed to honeycombs (Figure 49). At medial arch, the average honeycomb cells height was 2.0 mm for flexible and 3.2 mm for rigid FOs (Tableau S3). FOs were 3D printed in Nylon 12 by selective laser sintering.

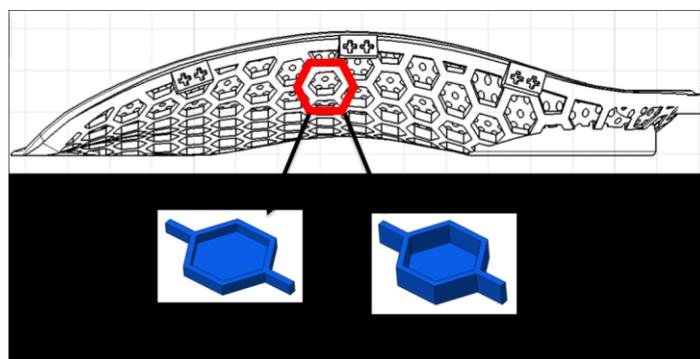


Figure 49 – Side view of a right FO and representative honeycomb cells for flexible and rigid FOs.

Protocol: Plantar pressures and COP displacement were recorded using Medilogic® in-shoe system (Figure 50), at 400 Hz, while participants were asked to walk 3-min on a treadmill under three conditions, in a randomized order: control (CO), flexible FOs (F) and rigid FOs (R). All participants wore the same type of neutral running shoe (860 v8, New Balance, Boston, MA). Pressure data were recorded during the last 30-s. A 5-min rest was given between the conditions.

Data processing: Contact area was divided into 7 regions of interest (Figure 50). Data were normalized from 0 to 100% of the stance phase; with gait events detected using a force detection algorithm with 10% force threshold (Matlab R2021a, The Mathworks, MA).

Statistical analysis: A one-way ANOVA ($\alpha < 0.05$) using Statistical non-Parametric Mapping (Pataky et al., 2015) followed by Bonferroni *post-hoc*, and refined by effect sizes (Cohen's $d > 0.4$), were performed.

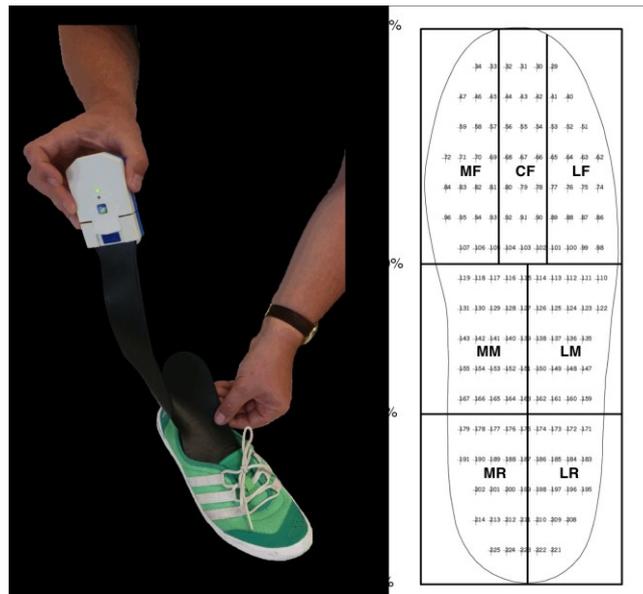


Figure 50 – Medilogic insole and the division of foot into 7 regions.

MF: Medial Forefoot; CF: Central forefoot; LF: Lateral Forefoot; MM: Medial Midfoot; LM: Lateral Midfoot; MR: Medial Rearfoot; LR: Lateral Rearfoot

5.7.3. Results

Periods of significance between conditions regarding peak pressures, mean pressures and contact area are reported in Tableau 14 with their respective mean difference (MD) and mean effect size (MES). A shift of the loads from the rearfoot toward the midfoot was observed while wearing FOs. No notable changes were observed in the forefoot regions. Flexible FOs decreased mean pressures and contact area under the rearfoot (MD up to -34.4% and -26.1% for the mean pressures and contact area respectively), while they were increased under the midfoot (MD up to +227.1% and -77.7% for the mean pressures and contact area respectively). Increasing FOs stiffness enhanced the changes observed with flexible FOs and had most of its effect at the medial midfoot area (MD=+17.9%, +34.4% and +15.4% on average for peak pressures, mean pressures and contact area respectively) (Figure 51).

Regarding CoP displacement, wearing FOs shifted the CoP medially and anteriorly during early stance. No effect of stiffness was reported.

Tableau 14 – Summary of peak pressure, mean pressure, and contact area significant results.

Foot Region	Conditions	Cluster range (% stance)	Mean difference (%)	Mean effect size
Peak Pressure				
MR	Control vs. Flex	64 – 77	-29.9	0.48
	Control vs. Rigid	68 – 79	-32.5	0.51
LR	Control vs. Flex	73 – 100	+59.9	0.77
	Control vs. Rigid	38 – 58 / 75 – 100	+32.0 / +49.4	0.46 / 0.67
MM	Control vs. Flex	0 – 100	-140.5	1.21
	Control vs. Rigid	0 – 100	-185.0	1.38
	Flexible vs. Rigid	14 – 25 / 68 – 84 / 88 – 98	+13.1 / +17.2 / +23.5	0.43 / 0.47 / 0.46
LM	Control vs. Flex	86–100	+64.4	0.67
	Control vs. Rigid	18–100	+38.9	0.69
	Flexible vs. Rigid	90–100	+31.5	0.54
LF	Control vs. Flex	20–42	-13.9	0.42
	Control vs. Rigid	13-40	-16.6	0.44
Mean Pressure				
MR	Control vs. Flex	7 – 79	-34.4	0.69
	Control vs. Rigid	8 – 81	-37.8	0.74
LR	Control vs. Flex	7 – 64 / 83 – 100	-23.1 / +91.7	0.50 / 0.85
	Control vs. Rigid	10 – 63 / 81 – 100	-23.7 / +77.8	0.52 / 0.86
MM	Control vs. Flex	0 – 100	+227.1	1.29
	Control vs. Rigid	0 – 100	+341.6	1.72
	Flexible vs. Rigid	10 – 100	+34.4	0.64
LM	Control vs. Flex	91 – 100	+154.7	0.85
	Control vs. Rigid	88 – 100	+206.9	1.16
LF	Control vs. Rigid	12 – 35	-21.8	0.44
Contact Area				
MR	Control vs. Flex	46 – 77	-26.1	0.65
	Control vs. Rigid	39 – 78	-27.7	0.77
LR	Control vs. Flex	36–84	-22.5	0.87
	Control vs. Rigid	37–81	-23.0	0.60
MM	Control vs. Flex	0-100	+77.7	0.95
	Control vs. Rigid	0–100	+106.1	1.35
	Flexible vs. Rigid	36–47 / 63-85	+11.7 / +19.1	0.41 / 0.51
LM	Control vs. Flex	91 – 100	+87.4	0.84
LF	Control vs. Rigid	0 – 35	-36.0	0.83

MR: Medial Rearfoot; LR: Lateral Rearfoot; MM: Medial Midfoot; LM: Lateral Midfoot; LF: Lateral Forefoot

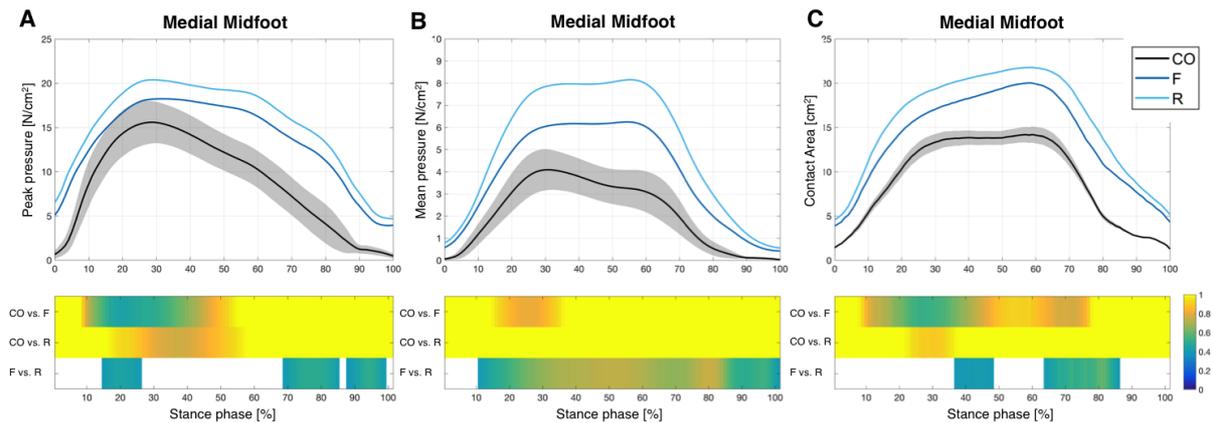


Figure 51 – Peak Pressure (A), Mean Pressure (B) and Contact Area (C) of the medial midfoot region during stance. Top graph shows the mean of each condition with 95% confidence interval cloud for CO. In the bottom, bars indicate significant periods for which the SnPM statistic exceeded the supra-critical threshold ($p < 0.01$) and effect size was >0.4 . Colormap represents Cohen's d effect size.

5.7.4. Discussion

Differences in plantar pressures with the use of different FOs stiffness were detected during the stance phase of walking. Most notable changes were observed in the medial midfoot area where the increase in peak pressures, mean pressures and contact area while wearing the FOs was enhanced when increasing the stiffness. No significant difference related to FO stiffness was reported regarding CoP displacement. Findings from the present study provide clinicians insights on the effect of 3D printed FOs stiffness on foot loading in individuals with flatfeet that might be valuable to better adapt FOs according to each patient needs.

5.8. Résultats complémentaires : Effets de la rigidité sur les activations musculaires

Bien que Murley and Bird (2006) aient mis en évidence que le port d'OPs pouvait altérer les activations musculaires, notamment du long fibulaire, les évidences à ce sujet restent limitées et contradictoires. Ainsi, en complément des études portant sur les effets de l'orthèse FOOT_i, et plus particulièrement de sa rigidité, sur la cinématique, les moments articulaires et les pressions plantaires, nous avons investigué ses effets sur l'activité EMG de certains muscles de la jambe.

5.8.1. Méthodes

Lors des collectes de données présentées dans ce chapitre, l'activité musculaire des muscles tibial antérieur, gastrocnémien médial, triceps sural et long fibulaire a également été enregistrée par l'intermédiaire d'électrodes EMG bipolaires de surface (Trigno™; Delsys Inc., Boston, MA). Les électrodes ont été positionnées, par palpation, sur le ventre de chaque muscle en suivant les recommandations de la SENIAM (Hermens et al., 2000). La peau des participants a été rasée et nettoyée avec une solution à base d'alcool, a priori, afin de minimiser l'impédance.

Les signaux ont été recueillis avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz et le traitement de données s'est réalisé sous Matlab (Matlab R2021a, The Mathworks, MA). Après la soustraction de leur valeur moyenne, les signaux EMG ont été filtrés avec un filtre passe-bande à une fréquence de coupure de 10 et 400 Hz, puis rectifiés avant d'être à nouveau filtrés avec filtre passe-bas à une fréquence de coupure de 9 Hz pour obtenir l'enveloppe du signal (Shiavi et al., 1998). Les filtres utilisés étaient des filtres Butterworth sans déphasage temporel d'ordre 2. Ensuite, les enveloppes linéaires des signaux EMG ont été normalisées par l'amplitude maximale issue du profil EMG moyen lors d'un cycle de marche. Enfin, les données ont été normalisées temporellement de 0 à 100% de la phase d'appui selon les événements (contact talon, levée des orteils) détectés grâce aux plateformes de force du tapis roulant instrumenté.

Afin d'évaluer l'effet de la rigidité de l'orthèse FOOT_i, des analyses de variances (ANOVAs) à un facteur grâce à la cartographie statistique paramétrique (SPM) ont été réalisées (Pataky et al., 2015). Si des différences significatives étaient mises en évidence par les ANOVAs, des tests *post-hoc* avec correction de Bonferroni étaient utilisés pour les détailler. La taille d'effet moyenne sur la période de significativité était par la suite utilisée pour raffiner ces tests (Cohen's $d > 0.4$). Seules les différences significatives sur une période d'au moins 10% de la phase d'appui et dont la taille d'effet était > 0.4 étaient considérées.

5.8.2. Résultats et Discussion

Sur les 19 participants inclus, deux ont été retirés pour les analyses statistiques en raison de données manquantes au regard de certains muscles. Les patrons d'activations musculaires de chaque muscle, sous chacune des conditions, sont représentés sur la Figure 52. Bien que

quelques différences significatives aient été révélées par les ANOVAs, aucune d'entre elles n'a finalement été considérée, car la taille d'effet moyenne était inférieure à 0.4.

Ainsi, il semblerait que la rigidité n'ait aucun impact sur les patrons d'activations musculaires. De plus, aucune différence n'a été relevée avec la condition contrôle, suggérant que le port d'OPs en tant que tel n'a pas d'effet sur les activités musculaires lors de la marche confortable. Ces résultats viennent confirmer ceux rapportés précédemment (Murley and Bird, 2006; Telfer et al., 2013b). L'absence de différence pourrait être attribuée à la variabilité observée dans la réponse des participants à chacune des conditions, au type d'électrode utilisé mais aussi à l'évaluation ne rendant compte que de l'impact immédiat des OPs. À l'avenir, l'utilisation d'électrodes intra-musculaires pour l'acquisition de l'activité musculaire des muscles tibial postérieur et long fibulaire ainsi que la mise en place d'un protocole évaluant également les adaptations à plus long termes seraient à envisager (Geboers et al., 2002; Murley et al., 2010a).

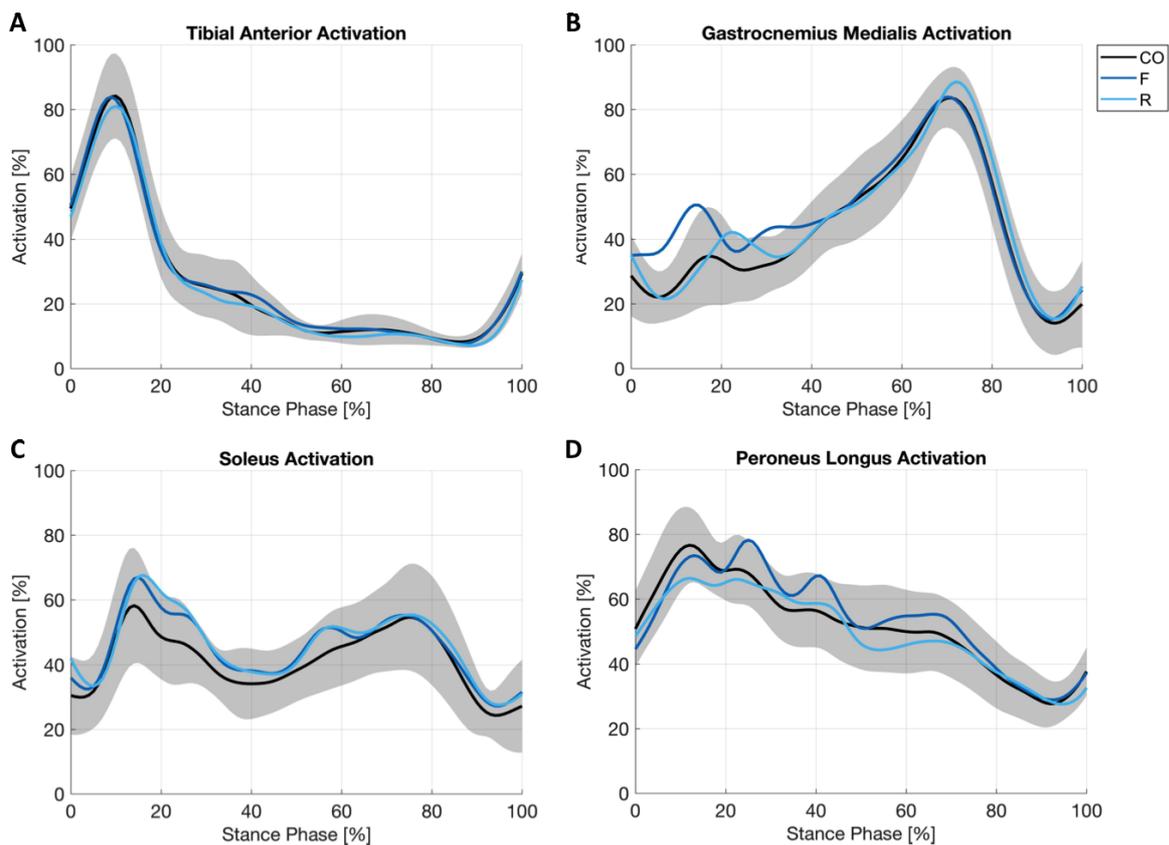


Figure 52 – Patrons d'activation musculaire des muscles tibial antérieur (A), gastrocnémien médial (B), soléaire (C) et long fibulaire (D) lors de la phase d'appui. Les valeurs moyennes pour chacune des conditions ainsi que l'intervalle de confiance 95% de la condition contrôle sont représentés.

Chapitre 6 – Discussion générale

6.1. Résumé des principaux résultats

L'objectif général de cette thèse était d'améliorer la compréhension des mécanismes d'action des OPs sur la biomécanique du pied plat, dans le but d'orienter le développement d'une OP originale imprimée en 3D. Le manuscrit de cette thèse est fondé sur trois études principales permettant de répondre aux trois objectifs spécifiques formulés.

Le premier objectif était d'effectuer une analyse approfondie de la littérature afin d'apprécier les effets de la forme géométrique des OPs sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats flexibles (Chapitre 3). Les données pertinentes relatives à la cinématique et la cinétique des membres inférieurs ont été extraites des 11 études incluses dans notre revue de la littérature pour établir le niveau d'évidence. Les résultats soulignent l'efficacité des stabilisateurs médiaux (avant-pied, combinaison avant-pied/arrière-pied) dans la réduction de l'éversion à l'arrière-pied. Aucun effet significatif n'a été relevé lors de l'utilisation seule d'un support d'arche ou d'un stabilisateur neutre. Ces résultats ont donc confirmé l'hypothèse que nous avons émise initialement selon laquelle la forme géométrique des OPs influence la cinématique et la cinétique chez les personnes ayant les pieds plats. Toutefois, notre revue met également en avant que les évidences au regard des effets bénéfiques des OPs restent faibles notamment en raison du nombre réduit d'études, de la qualité et de l'hétérogénéité des protocoles d'évaluation utilisés, et du manque de standardisation dans le recrutement des participants. Les informations recueillies par cette revue systématique ont ainsi permis d'orienter la conception d'une orthèse imprimée 3D pour une population ayant les pieds plats, mais aussi de soulever la nécessité d'études supplémentaires ayant une approche méthodologique de qualité pour clarifier la relation entre la conception des OPs et leurs effets sur le mouvement du pied.

Le deuxième objectif consistait à déterminer l'impact de la rigidité d'OPs imprimées en 3D ainsi que l'effet de stabilisateurs d'arrière-pied innovants, développés au regard des résultats observés dans la première étude (Chapitre 4). Réalisée auprès d'une population ayant les pieds neutres, avec des orthèses « génériques », cette deuxième étude a permis de mettre en évidence la possibilité d'optimiser et d'individualiser l'effet d'OPs imprimées en 3D en modulant leur rigidité. Ainsi, comme nous l'avions supposé, la rigidité a eu un impact sur les pressions plantaires. De surcroît, il s'est avéré qu'elle ait un effet sur la cinématique du pied.

Enfin, les résultats suggèrent la possibilité de moduler l'effet de ces OPs, plus particulièrement dans le plan frontal, par l'ajout de stabilisateurs amovibles et n'ayant pas d'inclinaison médiale, confirmant par conséquent notre hypothèse initiale.

Le troisième objectif de thèse était d'évaluer l'impact d'orthèses plantaires sur-mesure imprimées en 3D sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats (Chapitre 5). Ainsi, les résultats issus de notre troisième étude mettent en évidence que l'utilisation de stabilisateurs semble plus appropriée que la modification de la rigidité des OPs pour contrôler efficacement la pronation excessive présente chez les individus ayant des pieds plats. Ces résultats ont donc confirmé notre hypothèse de départ selon laquelle nos stabilisateurs seraient efficaces dans le contrôle de la pronation excessive.

Dans ce chapitre, nous tenterons de faire des liens entre les différentes études et résultats observés dans le présent travail de thèse, puis discuterons des limites et de la portée de ces derniers.

6.2. L'importance des éléments anti-pronateurs

La prescription d'OPs sur-mesure par un professionnel de la santé est un processus complexe. De plus, il existe différentes théories de conception des OPs, contribuant notamment à l'existence de différentes techniques pour la prise d'empreintes, ainsi qu'une variété de formes géométriques et de matériaux utilisés pour la conception d'OPs répondant à une même et unique pathologie (Banwell et al., 2015; Menz et al., 2017). Ainsi, les OPs sur-mesure destinées aux personnes ayant les pieds plats incluent généralement des éléments anti-pronateurs pour contrôler la pronation excessive du pied et/ou un support d'arche pour contrôler l'affaissement de l'arche longitudinale médiale. On peut toutefois retrouver une variété d'éléments anti-pronateurs, notamment en termes de localisation et de degrés d'inclinaison. Cette variabilité concourt au faible niveau d'évidences actuelles au regard de l'effet bénéfique des OPs (Banwell et al., 2014) et souligne non seulement le manque de connaissances quant aux mécanismes d'actions des OPs mais aussi la nécessité d'entreprendre des recherches dans ce domaine. Par conséquent, pour entreprendre et guider la conception de l'orthèse FOOT_i, il était essentiel d'approfondir les connaissances existantes sur l'effet de la géométrie des OPs sur la biomécanique du pied, et plus particulièrement chez les personnes ayant les pieds plats. Pour ce faire, nous avons réalisé une revue systématique et méta-analyse de la littérature dans laquelle nous avons divisé les études actuelles en sous-groupes en

fonction de la géométrie d'OPs utilisées (Chapitre 3). À noter qu'une seconde revue systématique et méta-analyse, en tant que deuxième auteur, a également été réalisée en parallèle pour évaluer l'effet de la géométrie des OPs chez les personnes ayant les pieds neutres afin de comprendre les mécanismes d'actions des OPs tout en s'affranchissant des possibles interactions induites par le pied plat (Hajizadeh et al., 2020a).

Les résultats de notre méta-analyse mettent en avant que les OPs incluant un stabilisateur médial d'avant pied et la combinaison d'un stabilisateur médial d'arrière-pied et d'avant-pied permettent de réduire de manière significative l'éversion de l'arrière-pied. Par conséquent, elles contrôlèrent de manière efficace la pronation excessive du pied. Aucune évidence n'a été retrouvée au regard des OPs avec stabilisateur médial d'arrière-pied, stabilisateur neutre d'arrière-pied et support d'arche seul. En théorie, l'utilisation d'un stabilisateur médial d'avant-pied permettrait de réduire la pronation compensatoire de l'articulation sub-talaire lors de la phase d'appui en présence d'un varus d'avant-pied (Novick and Kelley, 1990; Shaw, 1975). Combiner ce dernier à un stabilisateur médial d'arrière-pied permettrait d'offrir un support tout au long de la phase d'appui (Johanson et al., 1994). L'absence d'évidence quant à l'utilisation d'un stabilisateur médial d'arrière-pied, conçu pour placer l'articulation sub-talaire en position neutre lors de l'attaque talon et contrôler l'éversion lors de la mise en charge (Donatelli et al., 1988; Root, 1977), s'explique par les résultats contradictoires retrouvés dans la littérature. En effet, deux études ont observé une augmentation de l'éversion de l'arrière-pied lors de l'utilisation de ce design d'OP (Stacoff et al., 2007; Zifchock and Davis, 2008). Ces résultats, plutôt inattendus, peuvent s'expliquer par la diversité des stabilisateurs utilisés pour la conception des OPs (matériel, degré d'inclinaison), mais aussi par l'utilisation de critères d'inclusion différents pour le recrutement des participants (Arnold et al., 2018; Telfer et al., 2013b). Ainsi, selon Arnold et al. (2018) les individus dont la pronation dynamique est plus importante seraient susceptibles d'avoir des réponses biomécaniques favorables au port d'OPs sur-mesure. De plus, le choix de la variable selon laquelle l'efficacité des OPs est déterminée peut avoir une influence. En effet, pour Zifchock and Davis (2008) bien que les OPs ne soient pas efficaces sur l'éversion maximale de l'arrière-pied, elles permettent de réduire la vitesse et l'amplitude de l'éversion, soulignant leur effet positif sur le contrôle de l'arrière-pied dans le plan frontal. Par ailleurs, l'absence de résultats significatifs pourrait s'expliquer par la qualité biomécanique des études incluses. En effet, sur les cinq études s'intéressant à l'effet de stabilisateurs médiaux d'arrière-pied, deux études ont été classées comme ayant une qualité biomécanique faible et une moyenne. La

qualité biomécanique des études a été déterminée par une grille d'évaluation spécifiquement créée dans le cadre de notre revue de la littérature. Basée sur des critères relatifs à la procédure expérimentale mise en place, la création de cette grille s'est révélée indispensable pour juger de manière plus adéquate la qualité des études et son interaction possible avec les résultats observés. Elle a été utilisée conjointement à celle de Downs and Black (1998), normalement utilisée pour juger la qualité méthodologique d'études incluses dans une revue de la littérature, mais qui s'est avérée inadaptée à nos besoins. Ainsi, plusieurs études dont la qualité méthodologique était jugée élevée ou modérée par la grille d'évaluation de Downs and Black avaient en réalité une faible qualité biomécanique. Par conséquent, davantage d'études ayant une qualité biomécanique élevée, comme celle de Telfer et al. (2013b), pourrait permettre d'appuyer les évidences quant aux effets bénéfiques des OPs avec stabilisateur d'arrière-pied médial sur la cinématique de l'arrière-pied et les moments articulaires à la cheville.

Bien que les évidences scientifiques restent faibles en raison du nombre réduit d'études incluses et de leur qualité, les résultats de notre méta-analyse soulignent l'importance d'incorporer des éléments anti-pronateurs afin d'observer des effets biomécaniques positifs chez des individus ayant les pieds plats. Par ailleurs, si l'on reprend les résultats de la revue de la littérature réalisée en parallèle chez des personnes présentant des pieds neutres (Hajizadeh et al., 2020a), on retrouve des évidences quant à l'impact des stabilisateurs médiaux sur le contrôle de l'éversion à l'arrière-pied, mais aussi l'absence d'évidence quant à l'utilisation d'OPs uniquement composées d'un support d'arche. Ces observations laissent penser qu'une population pathologique, avec des pieds plats dans notre cas, répondrait de manière similaire à une population saine au port d'OPs, d'un point de vue cinématique. La réalisation d'études avec des sujets sains pourrait donc permettre d'anticiper les résultats d'une intervention chez des pieds plats.

Au regard des résultats observés dans ces revues de la littérature, des éléments anti-pronateurs (stabilisateurs) ont été développés pour l'orthèse FOOT_i. Leur évaluation, dans notre deuxième étude (Chapitre 4), a permis de mettre en évidence qu'ils permettaient de moduler l'effet des OPs sur la cinématique du pied sain. En effet, l'ajout de stabilisateurs a permis un contrôle accru des mouvements du pied dans le plan frontal, réduisant d'autant plus l'éversion à l'arrière-pied comparativement à une orthèse sans stabilisateur, suggérant leurs possibles effets positifs pour des individus ayant les pieds plats. Cette hypothèse, affirmée dans notre troisième étude (Chapitre 5), permet également de consolider les évidences de notre revue de

la littérature. Ainsi, l'ajout d'un stabilisateur d'arrière-pied sur les orthèses FOOT_i sur-mesure s'est avéré essentiel pour contrôler la pronation excessive du pied chez nos patients ayant les pieds plats flexibles. En effet, des réductions significatives de l'éversion à l'arrière-pied et du moment interne d'inversion à la cheville ont été observées, confirmant les résultats rapportés antérieurement (Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013b). Toutefois, tout comme observé dans ces précédentes études, l'utilisation d'un stabilisateur d'arrière-pied à vocation anti-pronatrice peut également avoir un effet dans le plan frontal à un niveau proximal en augmentant significativement le moment interne d'abduction au genou. Si l'on se réfère à la grille d'évaluation de la qualité biomécanique des études que nous avons développée dans le cadre de notre première étude, la qualité biomécanique des études menées dans le présent travail de thèse s'avère élevée (Cf. Annexe 2). Ces observations soulignent donc la nécessité de plus d'études de haute qualité afin d'aider à la compréhension, voire même établir les mécanismes d'actions des OPs chez les personnes ayant les pieds plats.

D'ailleurs, notre troisième étude représente, à notre connaissance, la seule étude ayant utilisé un modèle multi-segmentaire du pied, aussi bien pour les analyses de cinématique que de dynamique, pour évaluer l'impact d'orthèses plantaires chez des personnes ayant les pieds plats. En effet, les études précédentes avaient eu recours à une modélisation mono-segmentaire ou mixte (cinématique multi-segmentaire et dynamique mono-segmentaire) (Hurd et al., 2010; Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013b). Au regard de l'implémentation du modèle de Rizzoli, les valeurs de cinématiques du pied obtenues dans le présent travail sont comparables à celles précédemment observées (Deleu et al., 2020; Leardini et al., 2007). Malgré l'existence potentielle d'un décalage dans les valeurs absolues d'angles retrouvées, comme c'est le cas avec l'étude de Deleu et al. (2020), les courbes et les amplitudes articulaires sont relativement similaires pour l'ensemble des segments et des plans. Le décalage entre les courbes peut notamment s'expliquer par la position de référence selon laquelle les paramètres cinématiques sont calculés (Buldt et al., 2015). Les résultats de dynamiques sont quant à eux préliminaires. À noter que des différences significatives ont tout de même été obtenues à l'articulation de la cheville tout en s'affranchissement des potentielles surestimation des moments articulaires liées à une modélisation mono-segmentaire (Dixon et al., 2012).

6.3. L'orthèse FOOT_i et ses innovations

En présence d'un pied plat, les cliniciens apportent généralement des modifications au positif du pied ou à la coquille de l'OP afin de modifier les forces appliquées au pied, rétablir son alignement et ainsi améliorer sa fonction (Chui et al., 2019). Comme observé lors de notre revue de la littérature, les modifications les plus courantes consistent à ajouter un stabilisateur avec une inclinaison médiale sous la coquille de l'OP, le stabilisateur médial d'arrière-pied représentant la modification la plus courante (Menz et al., 2017). Ce dernier a pour but de placer l'articulation sub-talaire en position neutre lors de l'attaque talon et ainsi limiter l'éversion de l'arrière-pied. Toutefois, tel que l'a montré notre revue de la littérature, les évidences quant aux effets positifs de ces modifications restent faibles (Chapitre 3). De plus, Telfer et al. (2013b) ont rapporté une réduction de l'éversion de l'arrière-pied chez des individus présentant une pronation excessive du pied en utilisant des OPs imprimées en 3D incluant un stabilisateur neutre d'arrière-pied. Ce type de stabilisateur est généralement utilisé pour ajouter de la stabilité et empêcher la pronation ou supination excessive du pied. Les auteurs ont principalement attribué ces résultats à l'utilisation d'une OP sur-mesure comprenant une arche profilée qui a permis de prévenir la déformation de l'arche longitudinale médiale et a donc réduit la pronation de manière générale. À partir de cette observation, nous avons profité des possibilités offertes par l'impression 3D pour concevoir des stabilisateurs innovants. Ainsi, en collaboration avec nos partenaires, nous avons imaginé des stabilisateurs amovibles s'inspirant notamment d'un talon de Thomas et pouvant s'insérer sous la coquille de l'OP au niveau du talon. L'hypothèse avait donc été qu'un meilleur contrôle de la pronation pouvait être atteint grâce à ce nouveau genre de stabilisateur. Nous avons également supposé qu'ils faciliteraient le retour en position neutre et la supination lors de la propulsion. De plus, la manière dont ils ont été conçus permettrait de réduire la masse et le volume ajoutés dans la chaussure, comparativement à des structures prismatiques traditionnelles pouvant augmenter la dépense énergétique et la fatigue (Divert et al., 2008). Par ailleurs, la conception initiale de ces stabilisateurs offrait la possibilité de modifier l'orientation de ces derniers. Ainsi, le prolongement du stabilisateur pouvait se situer plus ou moins sur le bord médial de l'orthèse, selon le contrôle d'éversion recherché.

Au regard des résultats observés dans notre deuxième étude, les stabilisateurs développés pour l'orthèse FOOT_i s'avèrent efficaces pour modifier la cinématique du pied dans le plan frontal (Chapitre 4). Ainsi l'éversion de l'arrière-pied peut être contrôlée par l'utilisation de stabilisateurs n'inclinant pas nécessairement la coquille de l'orthèse. Par ailleurs, ce nouveau

type de stabilisateurs amovibles offrirait la possibilité au clinicien de moduler les OPs au cours du traitement. Cependant, les stabilisateurs ont aussi induit des changements dans le plan sagittal pouvant être nuisibles pour des personnes ayant les pieds plats. En effet, une augmentation de la flexion plantaire, déjà plus importante en présence d'un pied plat (Hösl et al., 2014), a été observée lors de l'ajout des stabilisateurs. Ces changements peuvent notamment être expliqués par la manière dont ces stabilisateurs ont été conçus. Effectivement, le système d'insertion sous l'orthèse induit une élévation totale du talon de 4 mm. Par conséquent, pour notre troisième étude faisant intervenir des personnes ayant les pieds plats flexibles, des stabilisateurs en fibre de carbone ayant une épaisseur de 2 mm et une forme similaire ont été développés et collés sous la coquille de l'orthèse afin de minimiser l'élévation sous le talon (Chapitre 5). L'utilisation de ces stabilisateurs s'est révélée indispensable pour contrôler la pronation dans le plan frontal. En effet, ils ont permis de réduire significativement l'éversion à l'arrière-pied ainsi que l'inversion à l'avant-pied qui l'accompagne généralement (Hösl et al., 2014). De plus, aucune altération potentiellement néfaste n'a été observée dans le plan sagittal, suggérant qu'une surélévation de 2 mm n'a pas d'impact sur le plan sagittal. Toutefois, ces stabilisateurs ont dû être collés sous les orthèses et ne présentent plus l'avantage de pouvoir être insérés/retirés facilement, ou encore orientés, pour moduler leur effet. De ce fait, il pourrait être pertinent, à l'avenir, de trouver une alternative par l'intermédiaire de la fabrication additive pour insérer ces stabilisateurs sous l'orthèse en minimisant l'élévation induite au talon (< 2 mm). L'utilisation de matériaux autre que le Nylon 12 pourrait être envisagée afin de limiter l'épaisseur des stabilisateurs tout en préservant leur rigidité. De ces résultats, on peut tout de même établir que des stabilisateurs sans inclinaison médiale, comme ceux développés dans le présent travail, peuvent être efficaces pour altérer la cinématique dans le plan frontal, aussi bien chez des personnes saines que des personnes ayant des pieds plats.

Outre l'utilisation de stabilisateurs pour rétablir l'alignement du pied et les forces agissant sous ce dernier, les orthèses plantaires destinées aux individus présentant des pieds plats comportent généralement un support d'arche afin d'augmenter la surface de contact sous celle-ci et ainsi contrôler son effondrement (Khodaei et al., 2017). Dans le présent travail de thèse, nous avons essayé de quantifier l'impact de la rigidité de l'orthèse FOOT_i, plus particulièrement la rigidité de l'arche, sur la biomécanique du pied et des membres inférieurs. Bien que les résultats de notre deuxième étude aient mis en avant la possibilité de modifier la cinématique du pied de personnes saines en modulant la rigidité des OPs, l'augmentation de

rigidité seule n'a eu que très peu d'effets significatifs sur la cinématique et les moments articulaires dans notre population ayant les pieds plats. Ces résultats sont donc en accord avec les évidences de notre revue de la littérature et confirment qu'un support d'arche seule ne serait pas suffisant pour modifier des variables clés telles que l'éversion de l'arrière-pied, synonyme d'un contrôle effectif de la pronation excessive. Toutefois, l'augmentation de rigidité dans nos travaux a été associée à une augmentation de la surface de contact et des pressions plantaires sous l'arche, traduisant un soutien plus important du pied et de l'arche longitudinale médiale. Ce constat a d'ailleurs été confirmé par d'autres travaux inhérents au projet FOOT_i, basés sur la déformation des OPs à la marche et les données issues de nos évaluations biomécanique (Hajizadeh et al., 2021). En effet, l'effondrement de l'arche longitudinale médiale serait associé à la déformation en dépression de l'orthèse dans sa région médiale. La déformation moyenne de l'orthèse à cet endroit étant plus faible pour l'OP rigide que l'OP souple (5,8 mm versus 7,5 mm), on peut en déduire un meilleur contrôle de l'affaissement de l'arche. Néanmoins, des pics de pressions plus importants ont été observés lors de l'utilisation de l'OP rigide, pouvant entraîner des contraintes excessives sur les tissus mous (Veves et al., 1992). Afin d'optimiser la correction des déviations du pied tout en prévenant l'altération des tissus mous, l'utilisation d'études par éléments finis pourraient s'avérer pertinente (Lochner, 2013). Par conséquent, la conception d'OPs sur-mesure optimales doit être un compromis entre contrôle de la pronation excessive, soutien de l'arche longitudinale médiale et augmentation des pressions plantaires.

6.4. Implications cliniques

Les principaux résultats de cette thèse pourraient guider les cliniciens dans la prescription et la conception d'orthèses plantaires pour les personnes ayant les pieds plats. Ainsi, comme mis en évidence dans notre revue de la littérature et confirmé dans nos études 2 et 3, l'intégration d'éléments anti-pronateurs aux OPs semble essentielle pour contrôler efficacement la pronation excessive et observer des bienfaits cliniques. En effet, des réductions de l'éversion à l'arrière-pied supérieure à 2° ont été observées, changement cinématique ayant précédemment été associé à des améliorations cliniques contribuant à atténuer le stress sur les structures et diminuer voire éliminer les douleurs des individus (Genova and Gross, 2000; Neville et al., 2009). De plus, bien qu'elles soient principalement prescrites pour altérer les déviations du pied, les OPs incluant un élément anti-pronateur peuvent également affecter la mécanique des articulations sus-jacentes, plus particulièrement le genou (Park, 2017; Park

and Seo, 2015; Telfer et al., 2013b). En effet, comme constaté antérieurement par Telfer et al. (2013b), la réduction du moment interne d'inversion à la cheville, observée dans notre troisième étude lors de l'utilisation du stabilisateur, a été associée à une augmentation du moment interne d'abduction au genou. Cette augmentation pourrait s'avérer bénéfique pour des personnes ayant développé un syndrome fémoro-patellaire des suites de la rotation interne tibiale et fémorale excessive liée au pied plat (Johnston and Gross, 2004), ou des personnes ayant une dysfonction du tendon tibial postérieur (Swart et al., 2012), chez qui le moment interne d'abduction au genou est diminué comparativement à une population saine. Néanmoins, une attention particulière doit tout de même être portée sur cette augmentation du moment interne d'abduction au genou (équivalent au moment externe d'adduction dans les études citées), car des valeurs trop importantes ($> 0,65-0,70$ Nm/kg) pourraient conduire au développement ou à la progression d'arthrose du compartiment médial du genou (Miyazaki et al., 2002; Schmalz et al., 2006). À noter que les valeurs du moment interne d'abduction au genou retrouvées dans notre troisième étude se situent dans la norme, l'utilisation d'un stabilisateur se rapprochant plutôt d'un stabilisateur neutre permettant certainement d'éviter une augmentation trop importante. Malgré les faibles évidences quant aux effets de la rigidité sur la cinématique dans notre population ayant les pieds plats, elle pourrait s'avérer intéressante lors d'une phase inflammatoire, ou dans le cas d'une forme plus sévère nécessitant davantage de support (Gougoulas, 2018). En effet, selon les travaux de Hajizadeh et al. (2021) ainsi que nos résultats de pressions plantaires, l'augmentation de rigidité offre un soutien plus important sous l'arche afin de contrôler l'affaissement de cette dernière.

À cet égard, l'avantage de l'orthèse FOOT_i, plus particulièrement grâce aux stabilisateurs développés, est sa modularité. Ainsi le stabilisateur pourrait être utilisé à court terme, ou modifié au cours du traitement sans la nécessité de changer la coquille de l'OP dans le cas où des effets non désirables interviendraient.

Bien que les évidences suggèrent que l'addition d'éléments anti-pronateurs, même sans inclinaison médiale, s'avère la solution la plus efficace pour le contrôle de la pronation excessive et la réduction des risques de douleurs associées aux déviations structurelles du pied, aucune différence significative n'a été retrouvée au niveau des activations musculaires. Ainsi, contrairement à Murley et al. (2010a) qui ont observé une augmentation de l'activation du long fibulaire lors du port d'OPs, altération synonyme d'une diminution de la sollicitation des muscles inverseurs, aucun changement n'a été observé dans le présent travail. Tel que suggéré par Murley and Bird (2006), cette absence de résultat peut notamment s'expliquer par

la variabilité retrouvée dans la réponse des individus à l'intervention. L'évaluation de l'effet immédiat des OPs et non à long terme, ou la méthode utilisée (muscles évalués, type d'électrodes, méthode pour normalisation des activations) sont d'autres facteurs ayant pu contribuer à l'absence de résultats.

Ainsi, les OPs ont un impact sur les conséquences liées à la présence d'un pied plat. Toutefois, la démonstration de l'association entre ces altérations et bienfaits cliniques reste faible, notamment en raison du nombre restreint d'études ayant investigué leur interaction (Neville et al., 2009).

6.5. Limites

Dans cette section, nous reviendrons sur les différentes limites inhérentes à ce travail de thèse, certaines n'ayant pas nécessairement été traitées dans les articles.

6.5.1. Limites liées à la revue de la littérature

Notre revue de la littérature avait pour but d'approfondir les connaissances au regard de l'impact des OPs chez des personnes présentant des pieds plats. Cependant, les évidences tirées de notre méta-analyse reposent sur un faible nombre d'études incluses (11). De plus, ces dernières présentaient une grande hétérogénéité à l'égard du protocole expérimental utilisé. D'ailleurs, la qualité biomécanique du tiers de ces études était faible, suggérant leur possible influence sur les résultats observés et remettant en cause la pertinence de leur inclusion dans les méta-analyses. En outre, près de la moitié des études ont utilisé un modèle cinématique mono-segmentaire, modèle inadéquat pour évaluer la fonction du pied, qui plus est pour une population ayant les pieds plats dont l'analyse de la cinématique de l'arrière-pied, de l'arche longitudinale médiale et de l'avant-pied est essentielle. De plus, la plupart des études ayant utilisé un modèle multi-segmentaire ont eu recours à des modèles cinématiques différents, rendant la comparaison et l'interprétation des résultats difficiles. À titre d'exemple, seule une étude sur les six ayant investigué l'effet de stabilisateurs médiaux d'arrière-pied a eu recours à une méthode de haute qualité et utilisé un modèle multi-segmentaire (Telfer et al., 2013b). Considérant uniquement les résultats de cette étude, notre revue de la littérature aurait également mis en évidence l'efficacité de stabilisateurs médiaux d'arrière-pied dans le contrôle de la pronation excessive chez des personnes ayant les pieds plats. D'autre part, la majorité des études ont utilisé des critères d'inclusion différents pour le recrutement des

participants, critères pouvant affecter la manière dont répondent les participants aux OPs (Arnold et al., 2018). Ces constats soulignent notamment la nécessité d'une approche standardisée pour l'évaluation de l'effet d'OPs et le recrutement des participants. Enfin, bien que nous ayons classé les études en fonction de la géométrie des OPs, des variations au niveau des matériaux utilisés pour la conception des OPs ou de l'inclinaison du stabilisateur existaient au sein d'une même catégorie.

6.5.2. Limites liées aux protocoles expérimentaux des études 2 et 3

Les études mises sur pied afin d'évaluer l'effet des orthèses FOOT_i sur la biomécanique des membres inférieurs, notamment auprès d'une population présentant des pieds plats flexibles, présentent quelques limites.

Tout d'abord, aucun calcul a priori relatif à la taille de l'échantillon à recruter n'a été réalisé pour s'assurer de la fiabilité de nos résultats. Nous nous sommes toutefois basés sur l'étude de Hsu et al. (2014) selon laquelle un échantillon de 15 participants est nécessaire pour atteindre une puissance statistique de 0,8 et un niveau α de 0,05 et estimer l'impact d'OPs sur la cinématique du pied par l'intermédiaire d'un modèle multi-segmentaire. Sans qu'il ne soit précisé, leur calcul repose sur des données antérieures de la littérature. Dans le cas de notre deuxième étude, nous avons tenté de contrôler le degré de variabilité inhérent à la population recrutée. En effet, l'échantillon de participants (15) était relativement homogène en termes d'âge, de taille et de masse, et il ne s'agissait que d'hommes dont la pointure était 43-44 EU. Malgré la mise en place de plusieurs critères d'inclusion tels que le *Foot Posture Index* et le *Arch Height Flexibility*, cette même homogénéité n'a pas pu être conservée lors de notre troisième étude. Ainsi, notre échantillon s'est avéré assez hétérogène en termes de sexe (13 femmes et 6 hommes), d'âge (21 à 61 ans), de taille (152,0 à 185,5 cm), de masse (53,5 à 95,2 kg), et de pointure (36 à 44 EU). Cette hétérogénéité dans le recrutement de notre population s'explique par le caractère clinique de notre troisième étude. Ainsi, les participants ont été recrutés dans un contexte d'intervention par l'intermédiaire de podiatres collaborateurs. Par conséquent, l'hétérogénéité présente dans notre échantillon a pu influencer les résultats observés, d'autant plus qu'il n'existe pas d'intervention universelle et que chaque participant répond de manière unique à une intervention orthétique (Mills et al., 2010). Aussi, contrairement à notre deuxième étude où les participants ont utilisé les mêmes OPs, les OPs utilisées dans notre troisième étude ont été réalisées sur-mesure à partir du scan 3D de la forme du pied des participants. La rigidité des deux paires d'orthèses a ensuite été ajustée

localement et arbitrairement en modifiant les caractéristiques des nids d'abeilles selon la flexibilité du pied et la masse de l'individu, relevées lors de l'examen clinique effectué par les podiatres. Ce processus n'ayant pas été automatisé, une certaine variabilité au regard de la rigidité a pu être introduite dans nos résultats. Ainsi, la personnalisation de la prise en charge, ici des OPs, implique généralement l'expérience personnelle du clinicien et rend la standardisation des interventions difficile dans un contexte d'intervention. L'utilisation de procédés automatisés grâce à des logiciels de conception assistée par ordinateur pourrait permettre d'y remédier (Lochner, 2013).

Au niveau méthodologique, d'autres limites peuvent être relevées, à commencer par le placement des marqueurs réfléchissants. Placés directement sur le pied des participants au travers de trous effectués dans les chaussures, les marqueurs ont dû être retirés/replacés entre chaque condition. Ainsi, bien que des repères aient été fait sur la peau, leur repositionnement a pu être affecté d'une erreur de l'ordre $1,4 \pm 0,2$ mm (Telfer et al., 2010). D'après les auteurs, ces erreurs pourraient engendrer des différences allant jusqu'à 3° pour certaines variables cinématiques. Outre la cinématique, l'estimation des moments articulaires pourrait également se retrouver impactée. Par ailleurs, il est arrivé que la palpation et le repositionnement des marqueurs soient faites par différents expérimentateurs. Bien que ces derniers étaient expérimentés, des erreurs de placement ont également pu être introduites (Carson et al., 2001). Pour minimiser les erreurs de placement de marqueurs entre les conditions, l'utilisation de marqueurs dont la base et la sphère réfléchissante sont indépendantes, comme ceux utilisés dans l'étude de (Eerdeken et al., 2017), a été envisagée. Bien qu'ayant essayé d'utiliser une procédure similaire à ces auteurs (impression en 3D de marqueurs spécifiques) lors de nos tests pilotes, cette solution s'est révélée non concluante, la base des marqueurs étant tout de même sujette à être déplacée ou décollée entre les conditions. De plus, bien que nous ayons suivi les recommandations de Bishop et al. (2015) au regard des marqueurs à utiliser (base 12 mm, tige de 10 mm de haut et 2,5 mm de large, et sphère de $\varnothing 5$ mm) et de la taille des trous à réaliser dans les souliers ($\varnothing 25$ mm), nous n'avons pas réussi à déterminer si la chaussure interférait avec les marqueurs. À l'avenir, l'ajout de caméras vidéo sur le côté (plan sagittal) et en arrière (plan frontal) du tapis pourrait s'avérer pertinent afin de détecter d'éventuelles interférences entre les marqueurs et la chaussure.

Outre l'impact du placement des marqueurs et leur possible interaction avec la chaussure, la vitesse de marche a également pu avoir un impact sur les résultats. En effet, bien qu'elle ait été contrôlée entre les conditions, la même vitesse de marche n'a pas été imposée à tous les

participants. On retrouve ainsi des vitesses de marche de confort allant de 0.8 à 1.2 m/s. Compte tenu de l'effet de cette dernière sur l'ensemble des paramètres biomécaniques, notamment les forces exercées sous le pied et le niveau de pronation (Rosenbaum et al., 1994; Stoquart et al., 2008), elle a pu avoir une incidence sur le comportement des OPs et leurs effets, particulièrement au regard des pressions plantaires et des moments articulaires. Pour pallier cette influence, de nombreuses études ont maintenu la vitesse de marche constante. Cependant, cet ajustement est susceptible de modifier le patron de marche des individus. Une normalisation de la vitesse de marche prenant en considération la longueur de la jambe pourrait être envisager (Monaco et al., 2009).

Aussi, dans notre étude réalisée auprès de personnes ayant les pieds plats, les moments articulaires intrinsèques du pied ont été estimés grâce à une unique plateforme de force. Ainsi, les forces de réaction du sol ont été réparties sous chacun des segments selon la position antéro-postérieure du centre de pression. Cependant, selon Bruening and Takahashi (2018), cette méthode comprend certaines limites. En effet, l'estimation des moments des articulations métatarso-phalagiennes se trouve affectée par le partage de la charge entre l'avant-pied et l'hallux lors de la propulsion et l'estimation des moments de l'articulation médio-tarsienne souffre d'un délai lors de la mise en charge. Toutefois, les moments des articulations métatarso-phalagiennes n'ont pas été estimés dans ce travail et les moments des articulations de Chopart et Lisfranc n'ont été considérés qu'après que le centre de pression ait dépassé le centre articulaire et n'ont donc probablement pas été affectés par ce délai. De plus, selon Bruening et al. (2010), la prédominance de la composante verticale des forces de réaction du sol et du centre de pression dans l'estimation des moments articulaires au pied, fait en sorte que cette dernière n'est que très peu affectée par la répartition des forces de réaction du sol sous chacun des segments. Outre les potentielles limites de cette méthode, Bruening and Takahashi (2018) ont mis en évidence qu'elle était moins performante qu'une méthode ayant recours à des données de pressions plantaires. Bien que nous ayons recueilli des données de pressions plantaires au cours de cette même étude, ces dernières étaient issues d'un système de semelles embarquées et non d'une plateforme de pression pour laquelle la méthode mise en avant par Bruening and Takahashi (2018) a été validée. Néanmoins, considérant les précieuses informations que peuvent fournir les moments intrinsèques du pied sur la contribution des articulations de Chopart et de Lisfranc (Deleu et al., 2020) et l'absence d'étude s'y étant intéressée lors du port d'OPs, nous avons tout de même décidé d'utiliser cette méthode. À l'avenir, la mise en place d'un protocole d'évaluation utilisant une

plateforme de force sous chacun des segments du pied (3) pourrait s'avérer pertinente pour comparer/valider la méthode utilisée dans le présent travail et établir une méthode utilisant un système embarqué de pressions plantaires.

Par ailleurs, malgré l'apport d'informations précieuses quant aux mécanismes d'action des OPs, les moments estimés par dynamique inverse sont des efforts globaux et ne donnent aucune indication sur la contribution du pied et des OPs séparément. Il est ainsi abusif d'appeler ces moments des moments articulaires. L'utilisation de la méthode pour estimer la déformation de l'orthèse, développée conjointement à ce projet (Hajizadeh et al., 2020b), ou encore d'analyses par éléments finis pourrait compléter les informations fournies par la dynamique inverse et permettre d'en apprendre davantage sur l'interaction pied/orthèse.

Une autre limite de nos travaux réside dans l'ordre selon lequel les conditions ont été présentées aux participants dans notre troisième étude. En effet, l'utilisation de stabilisateurs en fibre de carbone a nécessité leur collage, ce qui a contraint l'administration de cette condition en dernier, pouvant ainsi constituer un biais expérimental émergeant du processus de randomisation. Dans le même ordre d'idée, seules les adaptations aigues induites par le stabilisateur ont été évaluées. En effet, contrairement aux autres conditions expérimentales (orthèse flexible et rigide) pour lesquelles les participants ont eu deux semaines de familiarisation, le stabilisateur a uniquement été présentée aux participant lors de l'évaluation biomécanique. Par conséquent, l'absence de familiarisation des participants à cette condition pourrait aussi être à l'origine de biais dans nos résultats. Les adaptations chroniques induites par le stabilisateur restent donc à déterminer. Par ailleurs, l'impact des orthèses ayant été évalué approximativement un mois après que les patients aient reçu leur traitement, leurs effets à long terme restent inconnus. Dans le présent travail, nous avons choisi de ne pas investiguer l'effet à long terme en raison du long et fastidieux processus impliqué et du risque de perdre un nombre considérable de participants sur un faible échantillon de départ. Toutefois, à la vue des études antérieures réalisées auprès d'enfants rapportant l'efficacité à long terme des OPs dans la correction de la posture du pied et l'amélioration de paramètres radiographiques (MacKenzie et al., 2012; Youn et al., 2019), l'efficacité à long terme des OPs devraient être évaluée dans de futures études.

Au regard des résultats, les différences moyennes retrouvées dans les zones de significativités sont relativement faibles (0,5 à 2,0° pour l'étude 3). Même s'il est très peu probable de retrouver un effet systématique de condition dans le placement des marqueurs, en raison notamment de la randomisation et la taille de nos échantillons, les résultats de nos études

doivent tout de même être interprétés en considérant l'erreur de mesure introduite par le placement des marqueurs et/ou les artéfacts de tissus mous qui se situent dans le même ordre de grandeur (Schallig et al., 2021; Telfer et al., 2010). Par ailleurs, les faibles différences moyennes retrouvées limitent les outils de mesures pouvant être utilisés pour l'évaluation de l'effet d'OPs ainsi que la mise en place de protocoles expérimentaux dans des environnements plus écologiques. En effet, bien que l'utilisation de capteurs inertiels pourrait s'avérer pertinente pour évaluer l'effet d'OPs dans un contexte hors laboratoire, cet outil présente une erreur de mesure acceptable de l'ordre de 5° (Berner et al., 2020).

6.6. Perspectives

Dans cette dernière section de discussion, nous aborderons quelques perspectives de recherche futures découlant de ce travail de thèse. Les différentes pistes d'améliorations et de poursuite de travail devraient notamment permettre une meilleure compréhension de l'interaction pied-orthèse, notamment dans le cas d'un pied plat, afin d'optimiser la conception de l'orthèse sur-mesure FOOT_j.

Bien que des effets bénéfiques au regard de la biomécanique des membres inférieurs aient été observés dans notre troisième étude à la suite du port d'OPs, l'association de ces altérations à des améliorations cliniques reste faible. Une des perspectives de ce travail serait donc de mener une étude mettant en relation une variété de paramètres biomécaniques avec des données qualitatives issues de questionnaires relatifs à la qualité de vie et/ou des échelles quantifiant la réduction des symptômes/douleurs. Idéalement, un échantillon de population large et relativement homogène serait recruté puis divisé en sous-groupe afin de prescrire à chacun d'eux une itération d'OPs dont la forme géométrique et/ou les matériaux seraient différents. Cette étude impliquerait une évaluation initiale avant traitement, une évaluation de l'effet immédiat des orthèses ainsi que des évaluations après 1 mois, 6 mois et 1 an d'intervention. Cette étude permettrait de mieux comprendre les mécanismes par lesquels les OPs agissent et orienterait la conception. Par la même occasion, une évaluation des orthèses via des tests mécaniques en laboratoire ou l'estimation de sa déformation pourrait également être envisagée dans cette étude afin de quantifier un quelconque changement de leur propriétés mécaniques au cours du temps.

Outre les faibles évidences quant à leurs bienfaits cliniques, les OPs ont un impact sur les conséquences liées à la présence d'un pied plat, mais ne traitent pas nécessairement la cause

du problème. La contracture des muscles du triceps sural et/ou la faiblesse des muscles du pied pouvant influencer la présence d'un pied plat (Harris, 2010; Snook, 2001), la mise en place d'études combinant le port d'OPs avec des prises en charge alternatives, tels que des exercices de renforcement musculaire et/ou des étirements pourraient être envisagées. En effet, ces exercices permettraient de réduire la pronation excessive, d'améliorer la posture du pied ainsi que sa fonction, et par conséquent réduire les douleurs et incapacités liées à la présence d'un pied plat (Panichawit et al., 2015; Unver et al., 2019). De plus, les exercices sont simples, l'intervention est gratuite et offre des effets à long terme.

Telles que constatées dans nos revues de la littérature ainsi que les études mises en place pour évaluer l'impact des OPs, les altérations biomécaniques induites chez les personnes ayant les pieds plats par le port d'OPs seraient semblables à celles retrouvées dans population saine. La réalisation d'études impliquant des patients pouvant s'avérer plus complexe, notamment au regard du recrutement des participants (taille d'échantillon, hétérogénéité), les futures études/évaluations biomécaniques réalisées pour des projets de développement de produits tels que des OPs pourraient dans une première phase impliquer une population en bonne santé. Si des personnes ayant les pieds plats devaient être recrutées, le recrutement d'une population homogène dont les participants sont considérés comme des « bon répondants » devrait être envisagé (Arnold et al., 2018).

D'un point de vue développement de produit, la réalisation d'études par éléments finis pourrait s'avérer intéressante pour optimiser la conception des orthèses FOOT_i. En effet, malgré l'utilisation de logiciels de conception assistée par ordinateur, la conception des OPs et plus particulièrement l'ajustement local de la rigidité a principalement reposée sur l'expérience clinique des podiatres. Ainsi, par l'utilisation de simulations et d'analyses par éléments finis, la forme géométrique ainsi que la rigidité des OPs pourraient être ajustées et optimisées automatiquement de manière à induire les altérations biomécaniques souhaitées tout en minimisant les contraintes sur les tissus mous (Lochner, 2013). L'utilisation de ce processus étant répétable, il permettrait de s'affranchir de la variabilité introduite par les cliniciens dans la conception des OPs. Il pourrait par conséquent être utilisé afin de tester de manière plus contrôlée/standardisée l'impact de la rigidité des orthèses. Par ailleurs, de futures études faisant conjointement intervenir des analyses par éléments finis ainsi que l'estimation de la déformation de l'orthèse à la marche pourraient également être pertinentes. En effet, elles permettraient notamment de comprendre et confirmer la manière dont se comportent les orthèses lors de la locomotion, fonction de leurs caractéristiques géométriques et mécaniques.

Enfin, compte tenu la mise en évidence de l'importance des éléments anti-pronateurs, les perspectives de développement de l'orthèse FOOT_i devraient être orientées de façon à trouver une façon de les intégrer directement à l'orthèse tout en minimisant la surélévation qu'ils pourraient induire (< 2 mm). Aussi, le développement devrait se focaliser sur la recherche d'autres manières d'ajuster localement la rigidité des orthèses. En effet, dans le présent travail, la rigidité a été augmentée en modifiant l'épaisseur de l'orthèse (hauteur des nids d'abeille). Cette façon de faire pouvant augmenter le poids de l'orthèse, le volume occupé dans la chaussure, mais aussi le coût de production, d'autres méthodes telles que la modification de la forme géométrique des structures internes ou encore l'utilisation d'une impression multi-matériaux devraient être envisagées.

Conclusion

Cette thèse avait pour objectif de mieux comprendre les mécanismes d'actions des orthèses plantaires sur la biomécanique du pied plat lors de la marche, dans le but de guider le développement d'une orthèse originale imprimée en 3D. Les études présentées dans ce manuscrit ont permis de déterminer le niveau d'évidence quant à l'effet de la forme géométrique des orthèses plantaires sur la cinématique et les moments articulaires chez des personnes ayant des pieds plats flexibles; de quantifier l'effet de la rigidité de notre orthèse originale ainsi que d'éléments anti-pronateurs innovants sur la cinématique du pied ainsi que les pressions plantaires; et d'évaluer l'efficacité de nos orthèses sur-mesure sur la biomécanique des membres inférieurs chez des personnes ayant des pieds plats.

Premièrement, la revue systématique avec méta-analyse de la littérature a permis de déterminer l'impact de la forme géométrique des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur des personnes ayant les pieds plats. Les observations de cette revue soulignent l'efficacité des stabilisateurs médiaux pour réduire l'éversion de l'arrière-pied et ainsi contrôler la pronation excessive. Aucune évidence n'a été retrouvée à l'égard des supports d'arche ou des stabilisateurs neutres. Cependant, les évidences issues de cette revue restent faibles en raison du nombre restreint d'études disponibles, de leur qualité ainsi que de la variabilité existante au regard de procédures expérimentales et du recrutement des participants. Les informations recueillies ont permis d'orienter la conception de l'orthèse FOOT_i, plus particulièrement pour une population ayant les pieds plats, mais aussi de mettre en évidence le besoin d'études additionnelles suivant une approche méthodologique standardisée de qualité pour améliorer la compréhension de l'interaction pied-orthèse.

La seconde étape de ce travail de thèse était de déterminer l'impact de la rigidité de l'orthèse FOOT_i, ainsi que de stabilisateurs innovants. Pour se faire, une évaluation a été réalisée auprès une population saine et homogène afin d'isoler les effets des orthèses. Cette dernière a mis en évidence la possibilité de moduler les altérations biomécaniques observées par l'intermédiaire de la rigidité, mais surtout l'effet notable des stabilisateurs sur la réduction de l'éversion à l'arrière-pied, suggérant leur potentiel dans le contrôle de la pronation excessive présente dans le cas de pieds plats.

Enfin, nous avons évalué la réponse biomécanique d'individus ayant les pieds plats à l'orthèse FOOT_i sur-mesure. Outre l'augmentation des pressions sous l'arche, l'augmentation de la rigidité s'est révélée peu efficace dans le contrôle de la pronation excessive. L'efficacité

de nos stabilisateurs à cet égard a quant à elle été validée, confirmant que l'ajout d'éléments anti-pronateurs est essentiel afin d'observer un impact bénéfique des OPs sur le contrôle de la pronation excessive.

Références bibliographiques

- Abdul Razak, A.H., Zayegh, A., Begg, R.K., Wahab, Y., 2012. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* 12, 9884-9912.
- Adler, R.J., Taylor, J.E., 2009. *Random fields and geometry*. Springer Science & Business Media.
- Almarwani, M., Perera, S., VanSwearingen, J.M., Sparto, P.J., Brach, J.S., 2016. The test-retest reliability and minimal detectable change of spatial and temporal gait variability during usual over-ground walking for younger and older adults. *Gait and posture* 44, 94-99.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M., 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics* 13, 434-440.
- Alvarez, R.G., Marini, A., Schmitt, C., Saltzman, C.L., 2006. Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. *Foot and ankle international* 27, 2-8.
- Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A.F., Saeedi, H., Majddoleslam, B., 2013. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and orthotics international* 37, 227-232.
- Andrewis, G.J., Pilkar, R., Ramanujam, A., Nolan, K.J., 2018. Electromyography assessment during gait in a robotic exoskeleton for acute stroke. *Frontiers in neurology* 9, 630.
- Armijo-Olivo, S., Warren, S., Fuentes, J., Magee, D.J., 2011. Clinical relevance vs. statistical significance: Using neck outcomes in patients with temporomandibular disorders as an example. *Manual therapy* 16, 563-572.
- Arnold, J.B., Bishop, C., 2013. Quantifying foot kinematics inside athletic footwear: a review. *Footwear Science* 5, 55-62.
- Arnold, J.B., May, T., Bishop, C., 2018. Predictors of the Biomechanical Effects of Customized Foot Orthoses in Adults With Flat-Arched Feet. *Clinical Journal of Sport Medicine* 28, 398-400.
- Baker, R., 2006. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 3, 1-10.
- Balsdon, M., Dombroski, C., Bushey, K., Jenkyn, T.R., 2019. Hard, soft and off-the-shelf foot orthoses and their effect on the angle of the medial longitudinal arch: A biplane fluoroscopy study. *Prosthetics and orthotics international* 43, 331-338.
- Banwell, H.A., Mackintosh, S., Thewlis, D., 2014. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *Journal of foot and ankle research* 7, 1-18.
- Banwell, H.A., Thewlis, D., Mackintosh, S., 2015. Adults with flexible pes planus and the approach to the prescription of customised foot orthoses in clinical practice: a clinical records audit. *The Foot* 25, 101-109.
- Basmajian, J.V., Stecko, G., 1963. The role of muscles in arch support of the foot: an electromyographic study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 45, 1184-1190.
- Batani, H., 2013. Changes of postural steadiness following use of prefabricated orthotic insoles. *Journal of applied biomechanics* 29, 174-179.

- Bayat, R., Barbeau, H., Lamontagne, A., 2005. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* 19, 115-124.
- Begon, M., Andersen, M.S., Dumas, R., 2018. Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering* 140.
- Behling, A.-V., Nigg, B.M., 2020. Relationships between the foot posture Index and static as well as dynamic rear foot and arch variables. *Journal of biomechanics* 98, 109448.
- Benedetti, M., Piperno, R., Simoncini, L., Bonato, P., Tonini, A., Giannini, S., 1999. Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. *Multiple Sclerosis Journal* 5, 363-368.
- Bennett, M., 2001. The LANSS Pain Scale: the Leeds assessment of neuropathic symptoms and signs. *Pain* 92, 147-157.
- Bergstra, S., Kluitenberg, B., Dekker, R., Bredeweg, S., Postema, K., Van den Heuvel, E., Hijmans, J., Sobhani, S., 2015. Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *Journal of Science and Medicine in Sport* 18, 463-468.
- Berner, K., Cockcroft, J., Morris, L.D., Louw, Q., 2020. Concurrent validity and within-session reliability of gait kinematics measured using an inertial motion capture system with repeated calibration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 24, 251-260.
- Bishop, C., Arnold, J.B., Fraysse, F., Thewlis, D., 2015. A method to investigate the effect of shoe-hole size on surface marker movement when describing in-shoe joint kinematics using a multi-segment foot model. *Gait and posture* 41, 295-299.
- Bishop, C., Arnold, J.B., May, T., 2016. Effects of Taping and Orthoses on Foot Biomechanics in Adults with Flat-Arched Feet. *Medicine and science in sports and exercise* 48, 689-696.
- Bishop, C., Paul, G., Thewlis, D., 2012. Recommendations for the reporting of foot and ankle models. *Journal of biomechanics* 45, 2185-2194.
- Bok, S.-k., Lee, H., Kim, B.-o., Ahn, S., Song, Y., Park, I., 2016. The effect of different foot orthosis inverted angles on plantar pressure in children with flexible flatfeet. *PLoS One* 11, e0159831.
- Bonanno, D.R., Landorf, K.B., Munteanu, S.E., Murley, G.S., Menz, H.B., 2017. Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine* 51, 86-96.
- Bonanno, D.R., Ledchumanasarma, K., Landorf, K.B., Munteanu, S.E., Murley, G.S., Menz, H.B., 2019. Effects of a contoured foot orthosis and flat insole on plantar pressure and tibial acceleration while walking in defence boots. *Scientific reports* 9, 1-10.
- Bouffard, J., Martinez, R., Plamondon, A., Côté, J.N., Begon, M., 2019. Sex differences in glenohumeral muscle activation and coactivation during a box lifting task. *Ergonomics* 62, 1327-1338.
- Bouysset, M., 2004. *Pathologie ostéo-articulaire du pied et de la cheville: approche médico-chirurgicale*. Springer.

- Bouysset, M., Tebib, J., Noel, E., Tavernier, T., Miossec, P., Vianey, J.-C., Duivon, J.-P., Bonnin, M., Nemoz, C., Jalby, J., 2002. Rheumatoid flat foot and deformity of the first ray. *The Journal of rheumatology* 29, 903-905.
- Brody, D.M., 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The orthopedic clinics of north America* 13, 541-558.
- Brown, G.P., Donatelli, R., Catlin, P.A., Wooden, M.J., 1995. The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 21, 258-267.
- Bruening, D.A., Cooney, K.M., Buczek, F.L., 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: kinetics and clinical implications. *Gait and posture* 35, 535-540.
- Bruening, D.A., Cooney, K.M., Buczek, F.L., Richards, J.G., 2010. Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models. *Journal of biomechanics* 43, 3222-3226.
- Bruening, D.A., Takahashi, K.Z., 2018. Partitioning ground reaction forces for multi-segment foot joint kinetics. *Gait and posture* 62, 111-116.
- Brunner, R., Romkes, J., 2008. Abnormal EMG muscle activity during gait in patients without neurological disorders. *Gait and posture* 27, 399-407.
- Buldt, A.K., Allan, J.J., Landorf, K.B., Menz, H.B., 2018. The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: a systematic review. *Gait and posture* 62, 56-67.
- Buldt, A.K., Levinger, P., Murley, G.S., Menz, H.B., Nester, C.J., Landorf, K.B., 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & posture* 42, 42-48.
- Buldt, A.K., Murley, G.S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H.B., Landorf, K.B., 2013. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait and posture* 38, 363-372.
- Burden, A., 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of electromyography and kinesiology* 20, 1023-1035.
- Butler, R.J., Hillstrom, H., Song, J., Richards, C.J., Davis, I.S., 2008. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98, 102-106.
- Campanini, I., Merlo, A., Degola, P., Merletti, R., Vezzosi, G., Farina, D., 2007. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, 515-526.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M., Della Croce, U., 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical biomechanics* 11, 90-100.
- Caravaggi, P., Benedetti, M., Berti, L., Leardini, A., 2011. Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. *Gait and Posture* 33, 133-135.
- Caravaggi, P., Matias, A.B., Taddei, U.T., Ortolani, M., Leardini, A., Sacco, I.C., 2019. Reliability of medial-longitudinal-arch measures for skin-markers based kinematic analysis. *Journal of biomechanics* 88, 180-185.

- Caravaggi, P., Sforza, C., Leardini, A., Portinaro, N., Panou, A., 2018. Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *Journal of foot and ankle research* 11, 1-9.
- Carson, M., Harrington, M., Thompson, N., O'connor, J., Theologis, T., 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of biomechanics* 34, 1299-1307.
- Castro-Méndez, A., Munuera, P.V., Albornoz-Cabello, M., 2013. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and orthotics international* 37, 384-390.
- Catalfamo, P., Moser, D., Ghoussayni, S., Ewins, D., 2008. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait and posture* 28, 420-426.
- Cerveri, P., Pedotti, A., Ferrigno, G., 2003. Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human movement science* 22, 377-404.
- Chang, Y.-W., Hung, W., Wu, H.-W., Chiu, Y.-C., Hsu, H.-C., 2010. Measurements of foot arch in standing, level walking, vertical jump and sprint start. *International Journal of Sport and Exercise Science* 2, 31-38.
- Chen, J.-P., Chung, M.-J., Wang, M.-J., 2009. Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5–to 13-year-old children in Taiwan. *Foot and ankle international* 30, 326-332.
- Chen, Y.-C., Lou, S.-Z., Huang, C.-Y., Su, F.-C., 2010. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical biomechanics* 25, 265-270.
- Cheung, R.T., Chung, R.C., Ng, G.Y., 2011. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *British journal of sports medicine* 45, 743-751.
- Chevalier, T.L., Chockalingam, N., 2012. Effects of foot orthoses: how important is the practitioner? *Gait and posture* 35, 383-388.
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait and posture* 21, 197-211.
- Choo, Y.J., Boudier-Revéret, M., Chang, M.C., 2020. 3D printing technology applied to orthosis manufacturing: narrative review. *Annals of palliative medicine* 9, 4262-4270.
- Chowdhury, R.H., Reaz, M.B., Ali, M.A.B.M., Bakar, A.A., Chellappan, K., Chang, T.G., 2013. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors* 13, 12431-12466.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J.A., Mall, N.A., Queen, R.M., 2008. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait and posture* 28, 405-411.
- Chui, K.C., Jorge, M., Yen, S.-C., Lusardi, M.M., 2019. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Chuter, V., Payne, C., Miller, K., 2003. Variability of neutral-position casting of the foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 93, 1-5.
- Cimolin, V., Galli, M., 2014. Summary measures for clinical gait analysis: a literature review. *Gait and posture* 39, 1005-1010.
- Cobb, S.C., Tis, L.L., Johnson, J.T., Geil, M.D., McCarty, F.A., 2009. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait and posture* 30, 334-339.

- Cobb, S.C., Tis, L.L., Johnson, J.T., Wang, Y., Geil, M.D., 2011. Custom-molded foot-orthosis intervention and multisegment medial foot kinematics during walking. *Journal of athletic training* 46, 358-365.
- Cowan, D.N., Robinson, J.R., Jones, B.H., Polly Jr, D.W., Berrey Jr, B.H., 1994. Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot and ankle international* 15, 213-217.
- Cowie, S., Parsons, S., Scammell, B., McKenzie, J., 2012. Hypermobility of the first ray in patients with planovalgus feet and tarsometatarsal osteoarthritis. *Foot and Ankle Surgery* 18, 237-240.
- Dananberg, H., 1986. Functional hallux limitus and its relationship to gait efficiency. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 76, 648-652.
- Dananberg, H., 1995. Lower extremity mechanics and their effect on lumbosacral function. *SPINE-PHILADELPHIA-HANLEY AND BELFUS-* 9, 389-389.
- Dananberg, H.J., Guiliano, M., 1999. Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 89, 109-117.
- Davia-Aracil, M., Hinojo-Pérez, J.J., Jimeno-Morenilla, A., Mora-Mora, H., 2018. 3D printing of functional anatomical insoles. *Computers in Industry* 95, 38-53.
- Day, S.J., Riley, S.P., 2018. Utilising three-dimensional printing techniques when providing unique assistive devices: a case report. *Prosthetics and orthotics international* 42, 45-49.
- De Groote, F., De Laet, T., Jonkers, I., De Schutter, J., 2008. Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of biomechanics* 41, 3390-3398.
- De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics* 29, 1223-1230.
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics* 13, 135-163.
- Dedieu, P., Drigeard, C., Gjini, L., Dal Maso, F., Zanone, P.-G., 2013. Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clinical biomechanics* 28, 820-824.
- Delafontaine, A., 2018. *Locomotion Humaine: Bases Fondamentales, évaluation Clinique et Applications Thérapeutiques de l'enfant à L'adulte*. Elsevier-Health Sciences Division.
- Deland, J.T., de Asla, R.J., Sung, I.-H., Ernberg, L.A., Potter, H.G., 2005. Posterior tibial tendon insufficiency: which ligaments are involved? *Foot and ankle international* 26, 427-435.
- Deleu, P.-A., Chèze, L., Dumas, R., Besse, J.-L., Leemrijse, T., Bevernage, B.D., Birch, I., Naaïm, A., 2020. Intrinsic foot joints adapt a stabilized-resistive configuration during the stance phase. *Journal of foot and ankle research* 13, 1-12.
- Deleu, P.-A., Deschamps, K., 2015. *Orthèses plantaires*. Ecole d'orthopédie de l'UCL.
- Dempster, W.T., 1955. The anthropometry of body action. *Annals of the New York academy of sciences* 63, 559-585.
- Derrick, T.R., van den Bogert, A.J., Cereatti, A., Dumas, R., Fantozzi, S., Leardini, A., 2020. ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. *Journal of biomechanics* 99, 109533.

- Deschamps, K., Eerdeken, M., Desmet, D., Matricali, G.A., Wuite, S., Staes, F., 2017. Estimation of foot joint kinetics in three and four segment foot models using an existing proportionality scheme: Application in paediatric barefoot walking. *Journal of biomechanics* 61, 168-175.
- Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., Nobels, F., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Matricali, G.A., 2011. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait and posture* 33, 338-349.
- Desmyttere, G., Hajizadeh, M., Bleau, J., Begon, M., 2018. Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics* 59, 117-129.
- Desmyttere, G., Leteneur, S., Hajizadeh, M., Bleau, J., Begon, M., 2020. Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait and Posture* 81, 247-253.
- Deutscher, J., North, B., Bascle, B., Blake, A., 1999. Tracking through singularities and discontinuities by random sampling, *Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on Computer Vision*. IEEE, pp. 1144-1149.
- Di Marco, R., Rossi, S., Racic, V., Cappa, P., Mazzà, C., 2016. Concurrent repeatability and reproducibility analyses of four marker placement protocols for the foot-ankle complex. *Journal of biomechanics* 49, 3168-3176.
- Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., Fioretti, S., 2015. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: A surface electromyography study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25, 347-354.
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., Belli, A., 2008. Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? *International journal of sports medicine* 29, 512-518.
- Dixon, P.C., Böhm, H., Döderlein, L., 2012. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *Journal of biomechanics* 45, 1011-1016.
- Donatelli, R., Hurlbert, C., Conaway, D., St. Pierre, R., 1988. Biomechanical foot orthotics: a retrospective study. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 10, 205-212.
- Downs, S.H., Black, N., 1998. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *Journal of Epidemiology and Community Health* 52, 377-384.
- Drefus, L.C., Kedem, P., Mangan, S.M., Scher, D.M., Hillstrom, H.J., 2017. Reliability of the arch height index as a measure of foot structure in children. *Pediatric Physical Therapy* 29, 83-88.
- Dugan, S.A., Bhat, K.P., 2005. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* 16, 603-621.
- Duhamel, A., Bourriez, J., Devos, P., Krystkowiak, P., Destee, A., Derambure, P., Defebvre, L., 2004. Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & posture* 20, 204-212.
- Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait & posture* 28, 243-250.

- Dunn, J., Link, C., Felson, D., Crincoli, M., Keysor, J., McKinlay, J., 2004. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American journal of epidemiology* 159, 491-498.
- Eerdekens, M., Staes, F., Matricali, G.A., Wuite, S., Peerlinck, K., Deschamps, K., 2019. Quantifying clinical misinterpretations associated to one-segment kinetic foot modelling in both a healthy and patient population. *Clinical Biomechanics* 67, 160-165.
- Eerdekens, M., Staes, F., Pilkington, T., Deschamps, K., 2017. A novel magnet based 3D printed marker wand as basis for repeated in-shoe multi segment foot analysis: a proof of concept. *Journal of foot and ankle research* 10, 1-6.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics* 39, 2798-2809.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2007. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics* 40, 2150-2157.
- Elftman, H., 1960. The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 16, 41-46.
- Eng, J.J., Pierrynowski, M.R., 1993. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical therapy* 73, 62-68.
- Ergosearch, 2012. Markets.
- Evans, A.M., 2008. The flat-footed child—to treat or not to treat: what is the clinician to do? *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98, 386-393.
- Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M., Caruso, I., 2001. Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE engineering in medicine and biology magazine* 20, 62-71.
- Featherstone, R., 2008. *Inverse dynamics, Rigid body dynamics algorithms*. Springer, pp. 89-100.
- Featherstone, R., Orin, D., 2000. Robot dynamics: equations and algorithms, *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No. 00CH37065)*. IEEE, pp. 826-834.
- Felis, M.L., 2017. RBDL: an efficient rigid-body dynamics library using recursive algorithms. *Autonomous Robots* 41, 495-511.
- Flores, D.V., Mejía Gómez, C., Fernández Hernando, M., Davis, M.A., Pathria, M.N., 2019. Adult acquired flatfoot deformity: anatomy, biomechanics, staging, and imaging findings. *Radiographics* 39, 1437-1460.
- Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., Colloud, F., 2014. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics* 31, 433-449.
- Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M., Lacouture, P., 2010. Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm: A pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13, 55-56.
- Friston, K.J., Holmes, A.P., Worsley, K.J., Poline, J.P., Frith, C.D., Frackowiak, R.S., 1994. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human brain mapping* 2, 189-210.
- Fuller, E.A., 1999. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 89, 278-291.

- Gaudet, S., Tremblay, J., Begon, M., 2018. Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *Journal of sports sciences* 36, 985-993.
- Geboers, J.F., Drost, M.R., Spaans, F., Kuipers, H., Seelen, H.A., 2002. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 83, 240-245.
- Geerse, D.J., Coolen, B.H., Roerdink, M., 2017. Walking-adaptability assessments with the Interactive Walkway: Between-systems agreement and sensitivity to task and subject variations. *Gait and posture* 54, 194-201.
- Genova, J.M., Gross, M.T., 2000. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 30, 664-675.
- Gerrard, J.M., Bonanno, D.R., Whittaker, G.A., Landorf, K.B., 2020. Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *Journal of foot and ankle research* 13, 1-11.
- Glaoe, W.M., Nuckley, D.J., Ludewig, P.M., 2010. Hallux valgus and the first metatarsal arch segment: a theoretical biomechanical perspective. *Physical therapy* 90, 110-120.
- Goonetilleke, R.S., 2012. *The science of footwear*. CRC Press.
- Gougoulias, N., 2018. Adult Acquired Flatfoot Deformity. *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Hellenica* 69.
- Gross, M.T., 1995. Lower quarter screening for skeletal malalignment—suggestions for orthotics and footwear. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 21, 389-405.
- Hajizadeh, M., Desmyttere, G., Carmona, J.-P., Bleau, J., Begon, M., 2020a. Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and meta-analysis. *The Foot* 42, 101646.
- Hajizadeh, M., Desmyttere, G., Menard, A.L., Bleau, J., Begon, M., 2021. Understanding the role of foot biomechanics on regional foot orthosis deformation in flatfoot individuals during walking. *Gait and Posture* 91, 117-125.
- Hajizadeh, M., Michaud, B., Desmyttere, G., Carmona, J.-P., Begon, M., 2020b. Predicting foot orthosis deformation based on its contour kinematics during walking. *PloS one* 15, e0232677.
- Hajizadeh, M., Oskouei, A.H., Ghalichi, F., Sole, G., 2016. Knee kinematics and joint moments during stair negotiation in participants with anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 8, 563-579. e561.
- Han, J.T., Koo, H.M., Jung, J.M., Kim, Y.J., Lee, J.H., 2011. Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science* 23, 683-685.
- Han, K., Bae, K., Levine, N., Yang, J., Lee, J.-S., 2019. Biomechanical effect of foot orthoses on rearfoot motions and joint moment parameters in patients with flexible flatfoot. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research* 25, 5920.
- Hanavan Jr, E.P., 1964. *A mathematical model of the human body*. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH.

- Harradine, P., Bevan, L., 2009. A review of the theoretical unified approach to podiatric biomechanics in relation to foot orthoses therapy. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 99, 317-325.
- Harradine, P., Bevan, L., Carter, N., 2006. An overview of podiatric biomechanics theory and its relation to selected gait dysfunction. *Physiotherapy* 92, 122-127.
- Harris, E.J., 2010. The natural history and pathophysiology of flexible flatfoot. *Clinics in podiatric medicine and surgery* 27, 1-23.
- Harrold, F., Abboud, R.J., 2018. *Biomechanics of the Foot and Ankle. Core Top. Foot Ankle Surg.*, Cambridge University Press, nd, 22-43.
- Hawes, M.R., Nachbauer, W., Sovak, D., Nigg, B.M., 1992. Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot and ankle* 13, 22-26.
- Hawke, F., Burns, J., Radford, J.A., Du Toit, V., 2008. Custom - made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, CD006801.
- Healy, A., Dunning, D.N., Chockalingam, N., 2012. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and orthotics international* 36, 53-62.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology* 10, 361-374.
- Hicks, J., 1954. The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy* 88, 25.
- Higgins, J.P., Thompson, S.G., Deeks, J.J., Altman, D.G., 2003. Measuring inconsistency in meta-analyses. *British medical journal* 327, 557-560.
- Hillstrom, H.J., Song, J., Kraszewski, A.P., Hafer, J.F., Mootanah, R., Dufour, A.B., Chow, B.S., Deland III, J.T., 2013. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait and posture* 37, 445-451.
- Hollman, J.H., Watkins, M.K., Imhoff, A.C., Braun, C.E., Akervik, K.A., Ness, D.K., 2016. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait and posture* 43, 204-209.
- Horwood, A.M., Chockalingam, N., 2017. Defining excessive, over, or hyper-pronation: A quandary. *The Foot* 31, 49-55.
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., Döderlein, L., 2014. Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait and posture* 39, 23-28.
- Houck, J.R., Tome, J.M., Nawoczinski, D.A., 2008. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait and posture* 28, 29-37.
- Hreljac, A., Marshall, R.N., Hume, P.A., 2000. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 1635-1641.
- Hsu, W.-H., Lewis, C.L., Monaghan, G.M., Saltzman, E., Hamill, J., Holt, K.G., 2014. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of biomechanics* 47, 2618-2625.
- Hunt, A.E., Smith, R.M., 2004. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics* 19, 391-397.

- Hurd, W.J., Kavros, S.J., Kaufman, K.R., 2010. Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. *Clinical Journal of Sport Medicine* 20, 428-435.
- Inman, V.T., Eberhart, H.D., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery* 35, 543-558.
- Insight, F.B., 2021. Foot Orthotic Insoles Market Size, Share & COVID-19 Impact Analysis, By Type (Prefabricated and Customized), By Application (Medical, Sports & Athletics, and Personal), By Material (Thermoplastics, Ethyl-vinyl Acetate (EVA), Foam, Composite Carbon Fiber, and Others), By Age Group (Pediatrics and Adults), By Distribution Channel (Hospital Pharmacies, Retail Stores, and Online Stores), and Regional Forecast, 2020-2027.
- Izraelski, J., 2013. Human locomotion: The conservative management of gait-related disorders. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* 57, 366.
- Jarvis, H.L., Nester, C.J., Bowden, P.D., Jones, R.K., 2017. Challenging the foundations of the clinical model of foot function: further evidence that the root model assessments fail to appropriately classify foot function. *Journal of foot and ankle research* 10, 1-11.
- Jarvis, H.L., Nester, C.J., Jones, R.K., Williams, A., Bowden, P.D., 2012. Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *Journal of foot and ankle research* 5, 1-10.
- Jensen, R.K., 1986. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of biomechanics* 19, 359-368.
- Johanson, M.A., Cooksey, A., Hillier, C., Kobbeman, H., Stambaugh, A., 2006. Heel lifts and the stance phase of gait in subjects with limited ankle dorsiflexion. *Journal of athletic training* 41, 159.
- Johanson, M.A., Donatelli, R., Wooden, M.J., Andrew, P.D., Cummings, G.S., 1994. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Physical Therapy* 74, 149-158.
- Johnson, K.A., 1983. Tibialis posterior tendon rupture. *Clinical orthopaedics and related research*, 140-147.
- Johnson, K.A., Strom, D.E., 1989. Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clinical orthopaedics and related research*, 196-206.
- Johnston, L.B., Gross, M.T., 2004. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 34, 440-448.
- Jonson, L.S.R., Gross, M.T., 1997. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 25, 253-263.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H., Wootten, M., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research* 8, 383-392.
- Kaufman, K.R., Brodine, S.K., Shaffer, R.A., Johnson, C.W., Cullison, T.R., 1999. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American journal of sports medicine* 27, 585-593.
- Keenan, A.-M., Bach, T.M., 2006. Clinicians' assessment of the hindfoot: a study of reliability. *Foot and ankle international* 27, 451-460.

- Keenan, G.S., Franz, J.R., Dicharry, J., Della Croce, U., Kerrigan, D.C., 2011. Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear. *Gait and posture* 33, 350-355.
- Kernozeck, T.W., Ricard, M.D., 1990. Foot placement angle and arch type: effect on rearfoot motion. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 71, 988-991.
- Khodaei, B., Saeedi, H., Farzadi, M., Norouzi, E., 2017. Comparison of plantar pressure distribution in CAD–CAM and prefabricated foot orthoses in patients with flexible flatfeet. *The Foot* 33, 76-80.
- Khosravani, M.R., Reinicke, T., 2020. On the environmental impacts of 3D printing technology. *Applied Materials Today* 20, 100689.
- Kidder, S.M., Abuzzahab, F.S., Harris, G.F., Johnson, J.E., 1996. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE transactions on rehabilitation engineering* 4, 25-32.
- Kirby, K., 2000. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90, 30-34.
- Kirby, K.A., 1992. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthosis. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 82, 177-188.
- Kirby, K.A., 1997. Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters. Precision Intricast, Incorporated.
- Kirby, K.A., 2001. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 91, 465-487.
- Kleissen, R., Buurke, J., Harlaar, J., Zilvold, G., 1998. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and posture* 8, 143-158.
- Koch, M., Lunde, L.-K., Ernst, M., Knardahl, S., Veiersted, K.B., 2016. Validity and reliability of pressure-measurement insoles for vertical ground reaction force assessment in field situations. *Applied ergonomics* 53, 44-51.
- Kogler, G., Solomonidis, S., Paul, J., 1996. Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clinical Biomechanics* 11, 243-252.
- Kohls-Gatzoulis, J., Angel, J.C., Singh, D., Haddad, F., Livingstone, J., Berry, G., 2004. Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *British medical journal* 329, 1328-1333.
- König, N., Singh, N.B., Von Beckerath, J., Janke, L., Taylor, W.R., 2014. Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking. *Gait and posture* 39, 615-617.
- Kosashvili, Y., Fridman, T., Backstein, D., Safir, O., Ziv, Y.B., 2008. The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot and ankle international* 29, 910-913.
- Kuo, A.D., 1998. A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *Journal of biomechal engineering* 120, 148-159.
- Lacouture, P., Fradet, L., Monnet, T., 2014. La mesure du mouvement humain. *Métrie en biomecanique*, 11-61.

- Lafortune, M., Cavanagh, P., Sommer Iii, H., Kalenak, A., 1992. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of biomechanics* 25, 347-357.
- Lafortune, M., Cavanagh, P., Sommer III, H., Kalenak, A., 1994. Foot inversion - eversion and knee kinematics during walking. *Journal of orthopaedic research* 12, 412-420.
- Landis, J.R., Koch, G.G., 1977. The measurement of observer agreement for categorical data. *biometrics*, 159-174.
- Landorf, K.B., Keenan, A.-M., Herbert, R.D., 2006. Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis: a randomized trial. *Archives of internal medicine* 166, 1305-1310.
- Laroche, D., Duval, A., Morisset, C., Beis, J.-N., d'Athis, P., Maillefert, J.-F., Ornetti, P., 2011. Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and cartilage* 19, 194-199.
- Laughton, C., McClay Davis, I., Williams, D.S., 2002. A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 92, 261-268.
- Lavigne, A., Noviel, D., 1992. *Etude clinique du pied et thérapeutique par orthèse*. Masson.
- Leardini, A., Benedetti, M.G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., Giannini, S., 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and posture* 25, 453-462.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., Giannini, S., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of biomechanics* 32, 99-103.
- Leardini, A., Caravaggi, P., 2017. Kinematic foot models for instrumented gait analysis. *Handbook of Human Motion*, 1-24.
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., Stebbins, J., 2019. Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait and posture* 69, 50-59.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and posture* 21, 212-225.
- Ledoux, W.R., Hillstrom, H.J., 2002. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait and posture* 15, 1-9.
- Ledoux, W.R., Shofer, J.B., Cowley, M.S., Ahroni, J.H., Cohen, V., Boyko, E.J., 2013. Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location. *Journal of Diabetes and its Complications* 27, 621-626.
- Lee, M.S., Vanore, J.V., Thomas, J.L., Catanzariti, A.R., Kogler, G., Kravitz, S.R., Miller, S.J., Gassen, S.C., 2005. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 44, 78-113.
- Lee, S.J., Hidler, J., 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology* 104, 747-755.
- Legagneux, P., 2014. Cahier des charges des orthèses plantaires. *Revue du Podologue* 10, 29-30.
- Lehman, G.J., McGill, S.M., 1999. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 22, 444-446.

- Leung, A., Cheng, J., Mak, A., 2004. Orthotic design and foot impression procedures to control foot alignment. *Prosthetics and orthotics international* 28, 254-262.
- Levangie, P.K., Norkin, C.C., 2011. Joint structure and function: a comprehensive analysis.
- Levinger, P., Murley, G.S., Barton, C.J., Cotchett, M.P., McSweeney, S.R., Menz, H.B., 2010. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait and posture* 32, 519-523.
- Lin, K.-W., Hu, C.-J., Yang, W.-W., Chou, L.-W., Wei, S.-H., Chen, C.-S., Sun, P.-C., 2019. Biomechanical Evaluation and Strength Test of 3D-Printed Foot Orthoses. *Applied bionics and biomechanics* 2019.
- Ling, S.K.-K., Lui, T.H., 2017. Suppl-4, M12: Posterior Tibial Tendon Dysfunction: An Overview. *The open orthopaedics journal* 11, 714.
- Lochner, S.J., 2013. Computer aided engineering in the foot orthosis development process.
- Lu, T.-W., O'connor, J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics* 32, 129-134.
- Lucas, R., Cornwall, M., 2017. Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. *The Foot* 30, 38-42.
- Lundgren, P., Nester, C., Liu, A., Arndt, A., Jones, R., Stacoff, A., Wolf, P., Lundberg, A., 2008. Invasive in vivo measurement of rear-, mid-and forefoot motion during walking. *Gait and posture* 28, 93-100.
- MacKenzie, A.J., Rome, K., Evans, A.M., 2012. The efficacy of nonsurgical interventions for pediatric flexible flat foot: a critical review. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 32, 830-834.
- MacLean, C., Davis, I.M., Hamill, J., 2006. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical biomechanics* 21, 623-630.
- MacWilliams, B.A., Cowley, M., Nicholson, D.E., 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait and posture* 17, 214-224.
- Maestro, M., 2004. Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. *Médecine et chirurgie du pied* 20, 6-10.
- Maestro, M., Ferre, B., 2014. Anatomie fonctionnelle du pied et de la cheville de l'adulte. *Revue du Rhumatisme Monographies* 81, 61-70.
- Martins, O.N., Schinkel-Ivy, A., Cotter, B.D., Drake, J.D., 2016. Changes in spatio-temporal gait parameters following immediate and sustained use of insoles with a progressive system of increasing arch support. *Footwear Science* 8, 147-154.
- Matsas, A., Taylor, N., McBurney, H., 2000. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and posture* 11, 46-53.
- McClay, I., 2001. Report of "Static and dynamic classification of the foot" meeting, Annapolis, Maryland, May 2000. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 31, 158.
- McGough, J.J., Faraone, S.V., 2009. Estimating the size of treatment effects: moving beyond p values. *Psychiatry (Edgmont)* 6, 21.
- McKay, M.J., Baldwin, J.N., Ferreira, P., Simic, M., Vanicek, N., Wojciechowski, E., Mudge, A., Burns, J., Consortium, N.P., 2017. Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. *Gait and posture* 58, 78-87.

- McPoil, T.G., Cornwall, M.W., 2005. Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 95, 114-120.
- Menant, J.C., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J., Lord, S.R., 2009. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait and posture* 29, 392-397.
- Menz, H.B., Allan, J.J., Bonanno, D.R., Landorf, K.B., Murley, G.S., 2017. Custom-made foot orthoses: an analysis of prescription characteristics from an Australian commercial orthotic laboratory. *Journal of foot and ankle research* 10, 1-9.
- Menz, H.B., Dufour, A.B., Riskowski, J.L., Hillstrom, H.J., Hannan, M.T., 2013. Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham foot study. *Arthritis care and research* 65, 1991-1999.
- Merletti, R., Cerone, G., 2020. Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 54, 102440.
- Messier, S.P., Pittala, K.A., 1988. Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20, 501-505.
- Michaud, B., Begon, M., 2021. biorbd: a C++, Python and MatLab library to analyze and simulate the human body biomechanics. *Journal of Open Source Software* 6, 2562.
- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A.R., McPoil, T.G., Vicenzino, B., 2010. Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British journal of sports medicine* 44, 1035-1046.
- Milner, C.E., Brindle, R.A., 2016. Reliability and minimal detectable difference in multisegment foot kinematics during shod walking and running. *Gait and posture* 43, 192-197.
- Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S., 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases* 61, 617-622.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D.G., Group, P., 2009. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS medicine* 6, e1000097.
- Monaco, V., Rinaldi, L.A., Macrì, G., Micera, S., 2009. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. *Clinical biomechanics* 24, 493-498.
- Monaghan, K., Delahunt, E., Caulfield, B., 2007. Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait and posture* 25, 303-315.
- Monnet, T., Begon, M., Vallée, C., Lacouture, P., 2010. Improvement of the input data in biomechanics: kinematic and body segment inertial parameters. *Biomechanics: Principles, Trends and Applications*, 353-385.
- Moore, K.L., Dalley, A.F., 2018. *Clinically oriented anatomy*. Wolters kluwer india Pvt Ltd.
- Morio, C., Lake, M.J., Gueguen, N., Rao, G., Baly, L., 2009. The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of biomechanics* 42, 2081-2088.
- Morrison, S.C., Ferrari, J., 2009. Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *Journal of foot and ankle research* 2, 1-5.

- Mündermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J., 2003. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical biomechanics* 18, 254-262.
- Mündermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J., 2004. Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activity. *Journal of Applied Biomechanics* 20, 71-84.
- Murley, G.S., Bird, A.R., 2006. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics* 21, 1074-1080.
- Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B., 2010a. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics* 25, 728-736.
- Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B., Bird, A.R., 2009. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait and posture* 29, 172-187.
- Murley, G.S., Menz, H.B., Landorf, K.B., Bird, A.R., 2010b. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal-and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of biomechanics* 43, 749-756.
- Myerson, M., 2003. Adult acquired flat foot deformity. Citeseer.
- Nawoczenski, D.A., Ludewig, P.M., 2004. The effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 34, 317-327.
- Nawoczenski, D.A., Saltzman, C.L., Cook, T.M., 1998. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical therapy* 78, 404-416.
- Neal, B.S., Griffiths, I.B., Dowling, G.J., Murley, G.S., Munteanu, S.E., Smith, M.M.F., Collins, N.J., Barton, C.J., 2014. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research* 7, 1-13.
- Nester, C., Graham, A., Martinez-Santos, A., Williams, A., McAdam, J., Newton, V., 2017. National profile of foot orthotic provision in the United Kingdom, part 1: practitioners and scope of practice. *Journal of foot and ankle research* 10, 1-11.
- Nester, C., Jones, R.K., Liu, A., Howard, D., Lundberg, A., Arndt, A., Lundgren, P., Stacoff, A., Wolf, P., 2007. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *Journal of biomechanics* 40, 3412-3423.
- Nester, C., Van Der Linden, M., Bowker, P., 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and posture* 17, 180-187.
- Nester, C.J., Jarvis, H.L., Jones, R.K., Bowden, P.D., Liu, A., 2014. Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18–45: implications for understanding normal foot function. *Journal of foot and ankle research* 7, 1-10.
- Neumann, D.A., 2016. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- Neville, C., Flemister, A.S., Houck, J., 2009. Effects of the AirLift PTTD brace on foot kinematics in subjects with stage II posterior tibial tendon dysfunction. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 39, 201-209.

- Nichols, T.E., Holmes, A.P., 2002. Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: a primer with examples. *Human brain mapping* 15, 1-25.
- Nielsen, M.D., Dodson, E.E., Shadrick, D.L., Catanzariti, A.R., Mendicino, R.W., Malay, D.S., 2011. Nonoperative care for the treatment of adult-acquired flatfoot deformity. *The Journal of foot and ankle surgery* 50, 311-314.
- Nielsen, R.G., Rathleff, M.S., Simonsen, O.H., Langberg, H., 2009. Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of foot and ankle research* 2, 1-7.
- Nilsson, M.K., Friis, R., Michaelsen, M.S., Jakobsen, P.A., Nielsen, R.O., 2012. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of foot and ankle research* 5, 1-9.
- Novick, A., Kelley, D.L., 1990. Case study: position and movement changes of the foot with orthotic intervention during the loading response of gait. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 11, 301-312.
- O'Connor, C.M., Thorpe, S.K., O'Malley, M.J., Vaughan, C.L., 2007. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait and posture* 25, 469-474.
- Pallari, J., Dalgarno, K., Munguia, J., Muraru, L., Peeraer, L., Telfer, S., Woodburn, J., 2010. Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses, *Proceedings of the 21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium—An Additive Manufacturing Conference*, pp. 9-11.
- Panichawit, C., Bovonsunthonchai, S., Vachalathiti, R., Limpasutirachata, K., 2015. Effects of Foot Muscles Training on Plantar Pressure Distribution during Gait, Foot Muscle Strength, and Foot Function in Persons with Flexible Flatfoot. *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmaihet Thangphaet* 98, S12-17.
- Papegaaij, S., Steenbrink, F., 2017. *Clinical gait analysis: Treadmill-based vs overground*. Motek Inc.: Amsterdam, The Netherlands.
- Park, J.S., Schon, L.C., 2012. Acquired Adult Flatfoot Deformity, *International Advances in Foot and Ankle Surgery*. Springer, pp. 377-390.
- Park, K., 2017. Effects of wearing functional foot orthotic on pelvic angle among college students in their 20s with flatfoot. *Journal of physical therapy science* 29, 438-441.
- Park, K., Seo, K., 2015. Effects of a functional foot orthosis on the knee angle in the sagittal plane of college students in their 20s with flatfoot. *Journal of physical therapy science* 27, 1211-1213.
- Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S.J., Brouwer, B., 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical biomechanics* 24, 95-100.
- Pataky, T.C., 2010. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of biomechanics* 43, 1976-1982.
- Pataky, T.C., 2017. *Statistical Parametric Mapping (Spm): Theory, Software and Future Directions*.
- Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2013. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of biomechanics* 46, 2394-2401.

- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2015. Zero-vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of biomechanics* 48, 1277-1285.
- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2016. The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *Journal of Biomechanics* 49, 1468-1476.
- Paterson, K.L., Clark, R.A., Mullins, A., Bryant, A.L., Mentiplay, B.F., 2015. Predicting dynamic foot function from static foot posture: comparison between visual assessment, motion analysis, and a commercially available depth camera. *journal of orthopaedic and sports physical therapy* 45, 789-798.
- Payne, C., 2007. Cost benefit comparison of plaster casts and optical scans of the foot for the manufacture of foot orthoses. *Australasian Journal of Podiatric Medicine* 41, 29-31.
- Pélissier, J., Boisson, D., 1994. Les paramètres de la marche humaine. Techniques actuelles d'exploration. *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson, 41-55.
- Peng, Y., Wong, D.W.-C., Wang, Y., Chen, T.L.-W., Tan, Q., Chen, Z., Jin, Z., Zhang, M., 2020. Immediate effects of medially posted insoles on lower limb joint contact forces in adult acquired flatfoot: a pilot study. *International journal of environmental research and public health* 17, 2226.
- Perry, J., Davids, J.R., 1992. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12, 815.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., Sluga, M., 2006. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics* 118, 634-639.
- Pita-Fernandez, S., Gonzalez-Martin, C., Alonso-Tajes, F., Seoane-Pillado, T., Pertega-Diaz, S., Perez-Garcia, S., Seijo-Bestilleiro, R., Balboa-Barreiro, V., 2017. Flat foot in a random population and its impact on quality of life and functionality. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 11, LC22.
- Pothrat, C., Authier, G., Viehweger, E., Berton, E., Rao, G., 2015. One-and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. *Clinical Biomechanics* 30, 493-499.
- Powell, D.W., Williams, D., Butler, R.J., 2013. A comparison of two multisegment foot models in high-and low-arched athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 103, 99-105.
- Price, C., Parker, D., Nester, C., 2016. Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait and posture* 46, 69-74.
- Putti, A., Arnold, G., Cochrane, L., Abboud, R., 2007. The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait and posture* 25, 401-405.
- Radzimski, A.O., Mündermann, A., Sole, G., 2012. Effect of footwear on the external knee adduction moment—a systematic review. *The knee* 19, 163-175.
- Ramsay, J.O., Dalzell, C., 1991. Some tools for functional data analysis. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Methodological)* 53, 539-561.
- Rankine, L., Long, J.T., Canseco, K., Harris, G.F., 2008. Multisegmental foot modeling: a review. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering* 36.

- Rao, S., Saltzman, C., Yack, H.J., 2007. Segmental foot mobility in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Clinical Biomechanics* 22, 464-471.
- Razeghi, M., Batt, M.E., 2002. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait and posture* 15, 282-291.
- Redmond, A.C., Crosbie, J., Ouvrier, R.A., 2006. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics* 21, 89-98.
- Redmond, A.C., Landorf, K.B., Keenan, A.-M., 2009. Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study. *Journal of Foot and Ankle Research* 2, 1-10.
- Regnaud, J.P., Robertson, J., Smail, D.B., Daniel, O., Bussel, B., 2006. Human treadmill walking needs attention. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 3, 1-7.
- Reinschmidt, C., Van Den Bogert, A., Lundberg, A., Nigg, B., Murphy, N., Stacoff, A., Stano, A., 1997. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait and Posture* 6, 98-109.
- Rencurel, C., Puil, C., Rouland, D., Ceccaldi, E., Boissonnot, V., Bréard, T., Janin, M., 2017. Orthèses plantaires: types, familles et concepts. *EMC Podologie* 13, 1-8.
- Rietdyk, S., Drifmeyer, J.E., 2009. The rough-terrain problem: Accurate foot targeting as a function of visual information regarding target location. *Journal of motor behavior* 42, 37-48.
- Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W., Kerrigan, D.C., 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait and posture* 26, 17-24.
- Riskowski, J., Dufour, A.B., Hannan, M.T., 2011. Arthritis, foot pain & shoe wear: current musculoskeletal research on feet. *Current opinion in rheumatology* 23, 148.
- Riskowski, J.L., Dufour, A.B., Hagedorn, T.J., Hillstrom, H.J., Casey, V.A., Hannan, M.T., 2013. Associations of foot posture and function to lower extremity pain: results from a population - based foot study. *Arthritis care and research* 65, 1804-1812.
- Riva, F., Bisi, M.C., Stagni, R., 2014. Gait variability and stability measures: Minimum number of strides and within-session reliability. *Computers in biology and medicine* 50, 9-13.
- Rodriguez, N., Volpe, R.G., 2010. Clinical diagnosis and assessment of the pediatric pes planovalgus deformity. *Clinics in podiatric medicine and surgery* 27, 43-58.
- Root, M.L., 1971. *Biomechanical Examination of the Foot*. Clinical Biomechanics Corporation.
- Root, M.L., 1977. Normal and abnormal function of the foot. *Clinical biomechanics* 2.
- Root, M.L., Weed, J.H., Orien, W.P., 1971. *Neutral position casting techniques*. Clinical Biomechanics Corporation.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., Claes, L., 1994. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait and posture* 2, 191-197.
- Sadeghi, H., Mathieu, P.A., Sadeghi, S., Labelle, H., 2003. Continuous curve registration as an intertrial gait variability reduction technique. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 11, 24-30.

- Sangeux, M., Pillet, H., Skalli, W., 2014. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait and posture* 40, 20-25.
- Saraswat, P., MacWilliams, B.A., Davis, R.B., D'Astous, J.L., 2014. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait and posture* 39, 339-345.
- Schallig, W., Streekstra, G.J., Hulshof, C.M., Kleipool, R.P., Dobbe, J.G., Maas, M., Harlaar, J., van der Krogt, M.M., van den Noort, J.C., 2021. The influence of soft tissue artifacts on multi-segment foot kinematics. *Journal of Biomechanics* 120, 110359.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., Drewitz, H., Freslier, M., 2006. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. *Clinical Biomechanics* 21, 631-639.
- Searle, A., Spink, M.J., Oldmeadow, C., Chiu, S., Chuter, V.H., 2019. Calf muscle stretching is ineffective in increasing ankle range of motion or reducing plantar pressures in people with diabetes and ankle equinus: a randomised controlled trial. *Clinical biomechanics* 69, 52-57.
- Sell, K.E., Verity, T.M., Worrell, T.W., Pease, B.J., Wigglesworth, J., 1994. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 19, 162-167.
- Shahar, F.S., Sultan, M.T.H., Shah, A.U.M., Safri, S.N.A., 2020. A Comparative Analysis between Conventional Manufacturing and Additive Manufacturing of Ankle-Foot Orthosis. *Applied Science and Engineering Progress* 13, 96-103.
- Shaw, A., 1975. The effects of a forefoot post on gait and function. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 65, 238-242.
- Shiavi, R., Frigo, C., Pedotti, A., 1998. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical and Biological Engineering and Computing* 36, 171-178.
- Shibuya, N., Jupiter, D.C., Ciliberti, L.J., VanBuren, V., La Fontaine, J., 2010. Characteristics of adult flatfoot in the United States. *The Journal of foot and ankle surgery* 49, 363-368.
- Shin, H.S., Lee, J.H., Kim, E.J., Kyung, M.G., Yoo, H.J., Lee, D.Y., 2019. Flatfoot deformity affected the kinematics of the foot and ankle in proportion to the severity of deformity. *Gait and posture* 72, 123-128.
- Shultz, R., Birmingham, T., Jenkyn, T., 2011. Differences in neutral foot positions when measured barefoot compared to in shoes with varying stiffnesses. *Medical engineering and physics* 33, 1309-1313.
- Shultz, S.J., Nguyen, A.-D., Windley, T.C., Kulas, A.S., Botic, T.L., Beynnon, B.D., 2006. Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: implications for multicenter studies. *Clinical Journal of Sport Medicine* 16, 155-161.
- Shultz, S.P., Song, J., Kraszewski, A.P., Hafer, J.F., Rao, S., Backus, S., Hillstrom, R.M., Hillstrom, H.J., 2017. An investigation of structure, flexibility, and function variables that discriminate asymptomatic foot types. *Journal of applied biomechanics* 33, 203-210.
- Sinclair, J., Taylor, P., Hebron, J., Chockalingam, N., 2014. Differences in multi-segment foot kinematics measured using skin and shoe mounted markers. *Foot and Ankle Online Journal* 7, 7.
- Sloot, L., Houdijk, H., Harlaar, J., 2015. A comprehensive protocol to test instrumented treadmills. *Medical engineering and physics* 37, 610-616.

- Snook, A.G., 2001. The relationship between excessive pronation as measured by navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. *Foot and ankle international* 22, 234-240.
- Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I., Dettwyler, M., Wolf, P., List, R., Ukelo, T., Stüssi, E., 2007. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot* 17, 143-153.
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Benedetti, M.G., Cappello, A., 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of biomechanics* 33, 1479-1487.
- Staheli, L.T., Chew, D.E., Corbett, M., 1987. The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 69, 426-428.
- Stolze, H., Kutz-Buschbeck, J., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G., Illert, M., 1997. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* 105, 490-497.
- Stoquart, G., Detrembleur, C., Lejeune, T., 2008. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 38, 105-116.
- Sutherland, D.H., 2001. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait and posture* 14, 61-70.
- Swart, N.M., van Linschoten, R., Bierma-Zeinstra, S.M., van Middelkoop, M., 2012. The additional effect of orthotic devices on exercise therapy for patients with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British journal of sports medicine* 46, 570-577.
- Taborri, J., Palermo, E., Rossi, S., Cappa, P., 2016. Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors* 16, 66.
- Takabayashi, T., Edama, M., Yokoyama, E., Kanaya, C., Kubo, M., 2018. Quantifying coordination among the rearfoot, midfoot, and forefoot segments during running. *Sports biomechanics* 17, 18-32.
- Tang, S.F.-T., Chen, C.-H., Wu, C.-K., Hong, W.-H., Chen, K.-J., Chen, C.-K., 2015. The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clinical neurology and neurosurgery* 129, S8-S11.
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M., Rafferty, D., Woodburn, J., 2013a. Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. *Gait and posture* 38, 443-449.
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M.P., Woodburn, J., 2013b. Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of biomechanics* 46, 1489-1495.
- Telfer, S., Morlan, G., Hyslop, E., Semple, R., Rafferty, D., Woodburn, J., 2010. A novel device for improving marker placement accuracy. *Gait and posture* 32, 536-539.
- Thouzé, A., Monnet, T., Begon, M., Pain, M., 2010. Determination of optimal placements of markers on the thigh during walking and landing, EPJ Web of Conferences. EDP Sciences, p. 21005.

- Tome, J., Nawoczenski, D.A., Flemister, A., Houck, J., 2006. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 36, 635-644.
- Toullec, E., 2015. Adult flatfoot. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* 101, S11-S17.
- Unver, B., Erdem, E.U., Akbas, E., 2019. Effects of short-foot exercises on foot posture, pain, disability, and plantar pressure in Pes Planus. *Journal of sport rehabilitation* 29, 436-440.
- van der Kruk, E., Reijne, M.M., 2018. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European journal of sport science* 18, 806-819.
- Van Dijsseldonk, R.B., De Jong, L.A., Groen, B.E., Vos-Van Der Hulst, M., Geurts, A.C., Keijsers, N.L., 2018. Gait stability training in a virtual environment improves gait and dynamic balance capacity in incomplete spinal cord injury patients. *Frontiers in neurology* 9, 963.
- van Hoeve, S., Poeze, M., 2019. Multisegment Foot Models and Clinical Application After Foot and Ankle Trauma: A Review. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 58, 748-754.
- van Ingen Schenau, G., 1980. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and science in sports and exercise* 12, 257-261.
- Veves, A., Murray, H., Young, M., Boulton, A., 1992. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. *Diabetologia* 35, 660-663.
- Viel, E., 1985. Biomécanique des fonctions majeures du pied humain: amortissement, équilibre, propulsion et pivotement. *Ann Kinésithér* 12, 35-49.
- Vulcano, E., Deland, J.T., Ellis, S.J., 2013. Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity. *Current reviews in musculoskeletal medicine* 6, 294-303.
- Warren, W.H., Kay, B.A., Zosh, W.D., Duchon, A.P., Sahuc, S., 2001. Optic flow is used to control human walking. *Nature neuroscience* 4, 213-216.
- Wass, E., Taylor, N.F., Matsas, A., 2005. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait and posture* 21, 72-79.
- Watt, J.R., Franz, J.R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P.O., Kerrigan, D.C., 2010. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical biomechanics* 25, 444-449.
- Whittle, M.W., 2014. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- Williams, D.S., Davis, M., Baitch, S.P., 2003. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Medicine and science in sports and exercise* 35, 2060-2068.
- Williams, D.S., McClay, I.S., 2000. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical therapy* 80, 864-871.
- Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J., Buchanan, T.S., 2001. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics* 17, 153-163.
- Winter, D., 1990. *Anthropometry. Biomechanics and motor control of human movement*.
- Wirth, S.H., Viehöfer, A., Schöni, M., 2017. Le pied plat valgus acquis chez l'adulte, *Forum Médical Suisse*. EMH Media, pp. 630-636.

- Wong, L., Hunt, A., Burns, J., Crosbie, J., 2008. Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98, 112-117.
- Woodburn, J., Helliwell, P., 1996. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. *Clinical Biomechanics* 11, 301-304.
- Wrobel, J.S., Fleischer, A.E., Crews, R.T., Jarrett, B., Najafi, B., 2015. A randomized controlled trial of custom foot orthoses for the treatment of plantar heel pain. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 105, 281-294.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics* 35, 543-548.
- Xu, R., Wang, Z., Ren, Z., Ma, T., Jia, Z., Fang, S., Jin, H., 2019. Comparative study of the effects of customized 3D printed insole and prefabricated insole on plantar pressure and comfort in patients with symptomatic flatfoot. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research* 25, 3510.
- Xu, Y., Hou, Q., Wang, C., Sellers, A.J., Simpson, T., Bennett, B.C., Russell, S.D., 2017. Full step cycle kinematic and kinetic comparison of barefoot walking and a traditional shoe walking in healthy youth: insights for barefoot technology. *Applied bionics and biomechanics* 2017.
- Yamashita, M.H., 2005. Evaluation and selection of shoe wear and orthoses for the runner. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* 16, 801-829.
- Yeadon, M.R., 1990. The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of biomechanics* 23, 67-74.
- Yeagerman, S.E., Cross, M.B., Positano, R., Doyle, S.M., 2011. Evaluation and treatment of symptomatic pes planus. *Current opinion in pediatrics* 23, 60-67.
- Youn, K.-J., Ahn, S.Y., Kim, B.-O., Park, I.S., Bok, S.-K., 2019. Long-term effect of rigid foot orthosis in children older than six years with flexible flat foot. *Annals of rehabilitation medicine* 43, 224.
- Zammit, G.V., Payne, C.B., 2007. Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 97, 207-212.
- Zamosky, I., 1964. Shoe modifications in lower-extremity orthotics. *Bulletin of prosthetics research* 10, 54-95.
- Zatsiorsky, V., 1983. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics*, 1152-1159.
- Zeni Jr, J.A., Higginson, J.S., 2010. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clinical biomechanics* 25, 383-386.
- Zhai, J.N., Wang, J., Qiu, Y.S., 2017. Plantar pressure differences among adults with mild flexible flatfoot, severe flexible flatfoot and normal foot when walking on level surface, walking upstairs and downstairs. *Journal of physical therapy science* 29, 641-646.
- Zhang, X., Paquette, M.R., Zhang, S., 2013. A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of foot and ankle research* 6, 1-8.

Zifchock, R.A., Davis, I., 2008. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical biomechanics* 23, 1287-1293.

Zifchock, R.A., Theriot, C., Hillstrom, H.J., Song, J., Neary, M., 2017. The relationship between arch height and arch flexibility: a proposed arch flexibility classification system for the description of multidimensional foot structure. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 107, 119-123.

Zing, E., 2008. Examen clinique élémentaire en podologie.

Zing, E., Goldcher, A., 2014. Examen clinique du pied et de la cheville chez l'adulte. *Revue du Rhumatisme Monographies* 81, 71-75.

Zulkifli, S.S., Loh, W.P., 2020. A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery* 26, 25-32.

Annexes

Annexe 1 – Liste de contrôle pour le rapport des forces et moments intersegmentaires

Anthropometric Model		Signal Processing	
Segment Masses	De Leva (1996)	Kinematics	Extended Kalman filter
Moments of Inertia	De Leva (1996)	Kinetics	Low-pass Filter @ 10 Hz
Joint Center Locations	Hip SCoRE; Knee SARA	Differentiation	
COM Locations	De Leva (1996)	Other	

Method of Calculation		Internal or External Perspective	
<input type="radio"/> Newton-Euler	<input checked="" type="checkbox"/> Inverse Dynamics	<input checked="" type="checkbox"/> Internal	
<input checked="" type="checkbox"/> Lagrange	<input type="radio"/> Forward Dynamics	<input type="radio"/> External	

Normalization			
Moments		Forces	
	Average Value/Range		Average Value/Range
<input type="radio"/> Body Mass		<input type="radio"/> Body Mass	
<input checked="" type="checkbox"/> Body Weight	68.9 (53.7-95.2) kg	<input checked="" type="checkbox"/> Body Weight	Same as moments
<input type="radio"/> Body Mass x Body Height		<input type="radio"/> Other	
<input type="radio"/> Body Weight x Leg		<input type="radio"/> None	
<input type="radio"/> Other			
<input type="radio"/> None			

Coordinate System	Other
<input type="radio"/> Global (Inertial) <input type="radio"/> Proximal Segment <input type="radio"/> Distal Segment <input checked="" type="checkbox"/> Joint Coordinate System <input type="radio"/> Other	Speed of locomotion: Self selected (avg=1.0 m/s)
Positive Force Directions <input checked="" type="checkbox"/> Proximal <input checked="" type="checkbox"/> Lateral <input checked="" type="checkbox"/> Anterior <input type="checkbox"/> Distal <input type="checkbox"/> Medial <input type="checkbox"/> Posterior	<input checked="" type="checkbox"/> Is the kinetic coordinate system the same as anthropometrics ? <input checked="" type="checkbox"/> Is the kinetic coordinate system the same as kinematics ?
Positive Moment Directions <input type="checkbox"/> Flexion <input type="checkbox"/> Adduction <input type="checkbox"/> Int Rot <input type="checkbox"/> Extension <input type="checkbox"/> Abduction <input type="checkbox"/> Ext Rot or <input checked="" type="checkbox"/> Positive moment direction are defined by right hand rule of coordinate system	<u>Gait event detection</u> Kinematics: 2. Foot velocity Algorithm (O'Connor et al.2007) 3. Force plate threshold (20N) Plantar pressures: Force threshold (10%) (Catalfamo et al. 2008)

Annexe 2 – Qualité biomécanique des études du projet FOOT;

Author (year)	Kinematic measurement	Foot markerset				Walking condition			Score (%)	Quality
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8		
Average score									71.6	MQ
Desmyttere et al. (2018)										
Desmyttere et al. (2020)	1	1	1	1	1	0	1	1	88.9	HQ
Desmyttere et al. (2021)	1	1	1	1	1	0	1	1	88.9	HQ

1= Yes; 0= No; HQ: High quality. Q1: Using 3D motion analysis; Q2: Reflective markers placed on the skin; Q3: Using of a multi-segmental foot model; Q4: Using more than 3 markers; Q5: Using standardized shoes; Q6: Walking on a walkway; Q7: More than 5 cycles analyzed; Q8: Walking speed monitored.