

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenue à Aix-Marseille Université
le 22 octobre 2020

Tristan Tarrade

Conception et fabrication additive de semelles orthopédiques : simulation numérique, évaluation biomécanique et système expert

Discipline

Sciences du Mouvement Humain

Spécialité

Biomécanique

École doctorale

ED 463 – SCIENCES DU
MOUVEMENT HUMAIN

Laboratoire/Partenaires de recherche

Laboratoire de Biomécanique Appliquée
UMR T24, Aix-Marseille Université,
Université Gustave Eiffel

Podo3D, Département Scientifeet,
Groupe Prodways

Composition du jury

Sébastien LAPORTE Rapporteur
ENSAM

Caroline DECK Rapporteuse
Université de Strasbourg

Jean-Camille MATTEI Examineur
Assistance Publique des Hôpitaux de Marseille

Carl-Eric AUBIN Président du jury
Polytechnique Montréal

Michel BEHR Directeur de thèse
Université Gustave Eiffel

Affidavit

Je soussigné, Tristan Tarrade, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Michel Behr et Maxime Llari, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Marseille, le 24/07/2020



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la [Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Affidavit

I, undersigned, Tristan Tarrade, declare that the work presented in this manuscript is my own work, carried out under the scientific direction of Michel Behr et Maxime Llari, in accordance with the principles of honesty, integrity and responsibility inherent to the research mission. The research work and the writing of this manuscript have been carried out in compliance with both the French national charter for Research Integrity and the Aix-Marseille University charter on the fight against plagiarism.

This work has not been submitted previously either in this country or in another country in the same or in a similar version to any other examination body.

Place Marseille, date 24/07/2020



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la [Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Résumé

Les troubles de l'appui plantaire touchent près de 20% de la population (Thomas et al. 2011). Bien que la Semelle Orthopédique sur mesure (SO) soit une solution de traitement thérapeutique largement utilisée, l'évaluation de son efficacité reste toutefois difficile en raison de nombreuses variabilités liées aux approches traditionnelles de conception et de fabrication ainsi qu'aux profils pathologiques spécifiques des patients. Une meilleure compréhension de son mécanisme fonctionnel devient alors un enjeu majeur auquel les solutions de SO imprimées 3D, intégrées dans un processus de développement entièrement numérisé, cherchent à répondre.

L'objectif de ce travail est de proposer une nouvelle approche pour l'évaluation et la prédiction de l'influence de SO imprimées en 3D sur le déroulé du pas et ainsi permettre le développement d'un outil d'aide à la conception en temps réel. Cette approche est basée sur le couplage de modèles éléments finis de pieds pathologiques et de semelles et sur une analyse de leurs interactions par des outils d'apprentissage automatique.

Dans un premier temps, une analyse des mécanismes fonctionnels du pied a permis d'identifier les pieds plats et creux comme étant associés à de nombreuses pathologies. Une revue des principaux critères d'évaluation et d'identification de ces troubles a par ailleurs été conduite. Dans un deuxième temps, un modèle éléments finis de pied générique a été développé puis validé en condition dynamique de marche. Afin de reproduire et prédire en temps réel une large gamme de comportements pathologiques, une méthodologie s'appuyant sur une étude paramétrique du pied et une stratégie de réduction de modèle est proposée. Enfin, ces modèles et méthodes ont été appliqués à l'évaluation de l'influence d'une semelle 3D paramétrable sur le comportement dynamique d'un pied pathologique.

Nos résultats mettent en évidence l'efficacité des méthodes de réduction de modèles couplées à la modélisation par éléments finis pour la réalisation d'un outil d'aide à la décision pour la planification thérapeutique en podologie.

Mots clés : semelle orthopédique, modélisation par éléments finis, modèle réduit, pathologies du pied, impression 3D, biomécanique

Abstract

Foot pain affects about 20% of the population (Thomas et al. 2011). Although custom-made foot orthoses (FO) are widely used therapeutic solutions, assessing their effectiveness remains difficult because of numerous variabilities related to traditional design and manufacturing approaches and patient-specific pathological conditions. Improving the comprehension of the functional mechanisms of the FO is also a major challenge that 3D printed solutions, integrated in a fully digitalized workflow, seek to address.

The purpose of this work is to provide a new approach for evaluating and predicting the influence of 3D printed FO during the stance phase of walking and thus enables the development of a real-time design support tool. This approach is based on the combination of pathological feet and FO finite element models and on the analysis of their interaction by machine learning algorithms.

First, an analysis of the foot's functional mechanisms revealed that flat and cavus feet are associated with many foot pathologies. A review of the main criteria used to evaluate and identify these disorders was also conducted. Then, a generic foot finite element model was developed and validated in dynamic walking condition. In order to simulate and predict in real time a wide range of these pathological behaviours, a methodology based on a parametric study of the foot and a model order reduction technique is proposed. Finally, these models and methods have been used to assess the influence of 3D printed FO parameters on the dynamic behaviour of a pathological foot.

Our results highlight the effectiveness of model order reduction methods coupled with finite element modelling as a decision support tool for therapeutic planning in podiatry.

Keywords : foot orthosis, Finite Element modelling, Model order reduction, foot pathologies, 3D printing, biomechanics

Remerciements

Mes premiers remerciements sont adressés à mon directeur de thèse, monsieur Michel Behr, pour sa disponibilité, sa bienveillance et la pertinence de ses conseils qui ont su me faire évoluer et progresser tout au long de ces 3 années de thèse.

Je tiens également à remercier Maxime Llari, co-encadrant de ce travail, pour son accompagnement technique et scientifique ainsi que sa patience.

Je voudrais remercier la société Scientifeet, partenaire industriel, et l'ensemble des personnes ayant participé à cette aventure notamment Morgan Franc, Nicolas Saint-Lô, Nicolas Rault, Maxime Carvois, Cyrille Pailleret et Luc Eckenfelder pour leur confiance et sans qui ce projet n'aurait vu le jour.

J'adresse tous mes remerciements à Madame Caroline Deck, chargée de recherche au Laboratoire des sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Image (ICube), ainsi qu'à Monsieur Sébastien Laporte, professeur à l'ENSAM, de l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant d'être rapporteurs de cette thèse.

J'associe à ces remerciements, Monsieur Jean-Camille Mattei, chirurgien orthopédique à l'AP-HM et Monsieur Carl Eric Aubin, professeur à Polytechnique Montréal, qui ont bien voulu être examinateurs de ce travail.

Mes remerciements vont également aux podologues Fabrice Doucet et François Pierre ainsi qu'à Frédérick Van Meer (Anatoscope) et Dorian Salin (CADLM) pour leurs conseils et l'aide précieuse qu'ils ont su m'accorder.

Je tiens à adresser mes remerciements à l'ensemble des permanents, stagiaires et doctorants du Laboratoire de Biomécanique Appliquée, qui par leur bonne humeur et leur dynamisme ont rendu ces années sur Marseille humainement et scientifiquement particulièrement riches.

Qu'est-ce qu'une thèse sans le soutien de ses amis et de sa famille, vous avez su être présents tout au long de ce périple et pour cela je vous en suis profondément reconnaissant. Et Iris, pour ta patience, ta compréhension dans les moments plus difficiles et pour avoir supporté, non sans intérêt, toutes ces « histoires de pied », merci à toi.

“Je ne sais qu'une chose, c'est que je ne sais rien”

Socrate

« Même si tu ne sais pas totalement où tu vas, ne cesse jamais d'avancer »

Auteur inconnu

Table des matières

Affidavit	1
Affidavit	2
Résumé	3
Abstract	4
Remerciements	5
Table des matières	7
Introduction	9
1. Revue de la littérature	13
1.1. Anatomie du pied et de la cheville	13
1.1.1. Aspects généraux	13
1.1.2. Le système articulaire et ligamentaire du pied	17
1.1.3. Les arches plantaires	25
1.1.4. Synthèse	25
1.2. Le mouvement de marche sain	26
1.2.1. Le cycle de marche	26
1.2.2. L'activité musculaire	27
1.2.3. La cinématique	29
1.2.4. La cinétique	32
1.2.5. Autres paramètres de la marche	33
1.2.6. Paradigmes de la fonction du pied sain et pathologique	34
1.3. Les différents morphotypes de pieds : comportement statique et dynamique	37
1.3.1. Les différentes formes de posture du pied	38
1.3.2. Évaluation statique	42
1.3.3. Évaluation dynamique	49
1.3.4. Discussion	56
1.4. Conclusion partie I	57
2. Simulation de la marche saine et pathologique	59
2.1. Introduction	59
2.2. Revue de la littérature	61
2.2.1. Analyse dynamique	61
2.2.2. Modélisation des types de pieds	63

2.2.3. Synthèse	63
2.3. Modélisation de l'appui plantaire	65
2.3.1. Construction du modèle de pied	65
2.3.2. Étude statique	70
2.3.3. Étude dynamique du déroulé du pas	71
2.3.4. Validation	77
2.3.5. Discussion	82
2.4. Analyse temps réel des pieds pathologiques par réduction de modèle	83
2.4.1. Introduction	83
2.4.2. Méthode	85
2.4.3. Résultats	91
2.4.4. Discussion	98
2.5. Conclusion partie II	102
3. Vers un outil d'aide à la décision thérapeutique : application à l'évaluation de semelles imprimées 3D	103
3.1. La semelle orthopédique comme solution thérapeutique	103
3.1.1. Définition, origine et fonction	103
3.1.2. Rôle et impact des semelles orthopédiques sur le pied	107
3.1.3. Synthèse	109
3.2. La semelle 3D Scientifeet	110
3.2.1. Avant propos	110
3.2.2. Caractérisation du matériau : le PA12	112
3.2.3. Propriétés mécaniques des recouvrements	115
3.2.4. Étude clinique	117
3.3. Modélisation de l'appui plantaire : influence de la semelle 3D	119
3.3.1. Modélisation FEA de la semelle 3D	119
3.3.2. Condition de chargement : Hypothèse de modélisation	120
3.3.3. Étude paramétrique	122
3.3.4. Résultats	124
3.3.5. Discussion	129
Conclusion et perspectives	132
Références	139
Annexes	162

Introduction

En raison de sa structure complexe et de son comportement dynamique, le pied humain joue un rôle clé dans l'équilibre du corps, son adaptation aux irrégularités du sol lors de la marche et l'absorption des chocs. Néanmoins, de nombreux dysfonctionnements d'origine traumatique, fonctionnelle, morphologique ou héréditaire peuvent survenir et entraîner l'apparition de douleurs plus ou moins handicapantes. Des études ont révélé qu'une posture anormale du pied, généralement identifiée comme un pied plat ou creux suivant différents niveaux de sévérité (Root, Orien, and Weed 1977), était associée à un risque accru de blessures des membres inférieurs (Tong and Kong 2013; Neal et al. 2014) et de pathologies (Ledoux et al. 2003).

En France, la discipline paramédicale qui s'intéresse à l'étude des troubles statiques ou dynamiques du pied est la podologie. Le rôle du clinicien consiste alors, par une approche à la fois statique et dynamique, à identifier l'origine de ces troubles puis à les soulager, parfois les compenser ou les corriger, notamment au travers de la prescription de semelles orthopédiques sur mesure. Bien que ces solutions thérapeutiques soient très généralement utilisées, seules des preuves limitées de leur efficacité biomécanique ont été rapportées (Landorf and Keenan 2000; Hawke et al. 2008; Hume et al. 2008; Mills et al. 2010; Richter, Austin, and Reinking 2011; Thierry Larose Chevalier and Chockalingam 2011; Banwell, Mackintosh, and Thewlis 2014; G. A. Whittaker et al. 2017). Ce manque de consensus s'explique principalement par une absence de standards ou de normes appropriées, associée à une grande diversité d'approches concernant la compréhension des mécanismes fonctionnels du pied et leur réponse thérapeutique (Harradine and Bevan 2009), les méthodes d'évaluation des comportements statique ou dynamique du pied (Razeghi and Batt 2002), les méthodes d'acquisition de l'empreinte du pied (R. K. Chen et al. 2016) et les méthodes de conceptions et de fabrications des semelles (matériaux, éléments....) (Hylton B. Menz 2009; Healy, Dunning, and Chockalingam 2010; Thierry L. Chevalier and Chockalingam 2012; R. K. Chen et al. 2016), qui rendent difficile voire impossible la comparaison des études scientifiques entre elles.

Bien que la question de l'efficacité et de l'évaluation des semelles orthopédiques au regard de l'objectif thérapeutique attendu reste encore posée, la démocratisation du numérique ces dernières années dans le secteur de la podologie pourrait permettre d'apporter certaines réponses. En effet, avec pour objectif de faciliter et fiabiliser le processus de développement et de fabrication de semelles orthopédiques personnalisées, de nouveaux outils intégrant l'ensemble de la chaîne numérique, depuis l'acquisition de l'empreinte du pied par scanner 3D, à la conception assistée par ordinateur du plan d'appareillage, jusqu'à la fabrication déportée par impression ou fraisage 3D, sont dorénavant proposés par les industriels du secteur. De plus, la simulation numérique par

éléments finis (FEA) déjà éprouvée dans le secteur industriel apparaît de plus en plus adaptée à l'étude du comportement du pied que ce soit au travers de l'analyse de ses pathomécanismes (Y. Wang, Wong, and Zhang 2016; Cheung and Zhang 2006; D. W.-C. Wong et al. 2018; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019), des stratégies de chirurgies (Cheung, Zhang, and An 2004; Y. Wang, Wong, and Zhang 2016; Z. Wang et al. 2018) ou pour l'évaluation de semelles orthopédiques ou de chaussures (Cheung and Zhang 2008; Morales-Orcajo, Bayod, and Casas 2016).

Ces outils permettent en effet de s'affranchir de l'organisation d'études expérimentales longues et coûteuses tout en fournissant une analyse complète de l'interaction pied/semelle et en limitant les variabilités liées aux outils/méthodes de conception et de fabrication. Néanmoins, l'évaluation de solutions thérapeutiques par FEA nécessite le développement de modèles capables de représenter de façon réaliste les comportements dynamiques du pied et les différents concepts de semelles. Du fait de la grande variabilité des pieds et des pathologies et de la complexité de la procédure de modélisation (Y. Wang, Wong, and Zhang 2016), le temps nécessaire au développement et à l'analyse de tels modèles dynamiques peut s'avérer considérable et leur utilisation se limite de nos jours à des applications de recherche. L'amélioration des capacités d'analyse par FEA apparaît alors comme un véritable enjeu pour mieux comprendre les mécanismes pathologiques et lésionnels du pied, pour personnaliser les modèles, mais aussi pour fournir des outils permettant d'aider les cliniciens à concevoir et évaluer de futures solutions thérapeutiques efficaces et personnalisées. Récemment, des outils d'apprentissage automatique basés sur des méthodes de réduction de modèles (MOR) ont été introduits dans de nombreux contextes industriels avec des capacités de prédiction et d'analyse temps réel de simulation FEA très prometteuses (Kayvantash 2019).

Néanmoins, à ce jour, aucune solution d'aide au diagnostic ou à la décision clinique basée sur ces différents outils numériques n'existe pour la podologie et certaines questions restent encore actuelles :

- Quelles sont les caractéristiques fonctionnelles de pieds dits pathologiques qui nécessitent des semelles et quels sont les critères objectifs les plus pertinents permettant de les distinguer et donc d'évaluer l'efficacité de potentielles solutions thérapeutiques ?
- Comment traduire numériquement ces comportements pathologiques de manière à pouvoir évaluer leur impact durant la phase d'appui plantaire ?
- Quel est l'effet d'un plan d'appareillage défini de semelles à dominantes biomécanique sur le déroulé du pas du patient et répond-il précisément au besoin thérapeutique exprimé initialement ?

Ces questions nous ont amenés à nous interroger sur des méthodes simples, peu coûteuses, rapides et fiables qui pourraient être mises à disposition du podologue pour l'aider à concevoir sa solution thérapeutique et à évaluer en temps réel l'efficacité de son traitement.

Par conséquent, l'objectif de ce travail de thèse était d'analyser les besoins et proposer des pistes de solution pour une aide adaptée à la conception et à l'évaluation temps réel de semelles orthopédiques imprimées en 3D, afin d'aider le podologue à définir de façon (encore) plus éclairée un plan d'appareillage qui réponde au mieux à son objectif thérapeutique.

Cet outil repose sur le développement d'un modèle capable de prédire en temps réel l'influence d'une semelle (quelle que soit sa structure) sur le comportement dynamique d'un pied. Pour cela, une simulation par éléments finis de la phase d'appui plantaire et des méthodes dites « d'intelligence artificielle » sont mise en place. Ces dernières permettent en effet à partir d'une base d'apprentissage contenant les résultats d'un nombre limité de configurations (comportements de pieds et paramètres de semelles) de pouvoir prédire dans un temps très court les résultats de nouvelles configurations (Figure 1). Pour notre application, cette base devra contenir l'ensemble des variabilités en termes de comportements dynamiques du pied et de conceptions de semelle rencontrées en contexte clinique par le podologue.

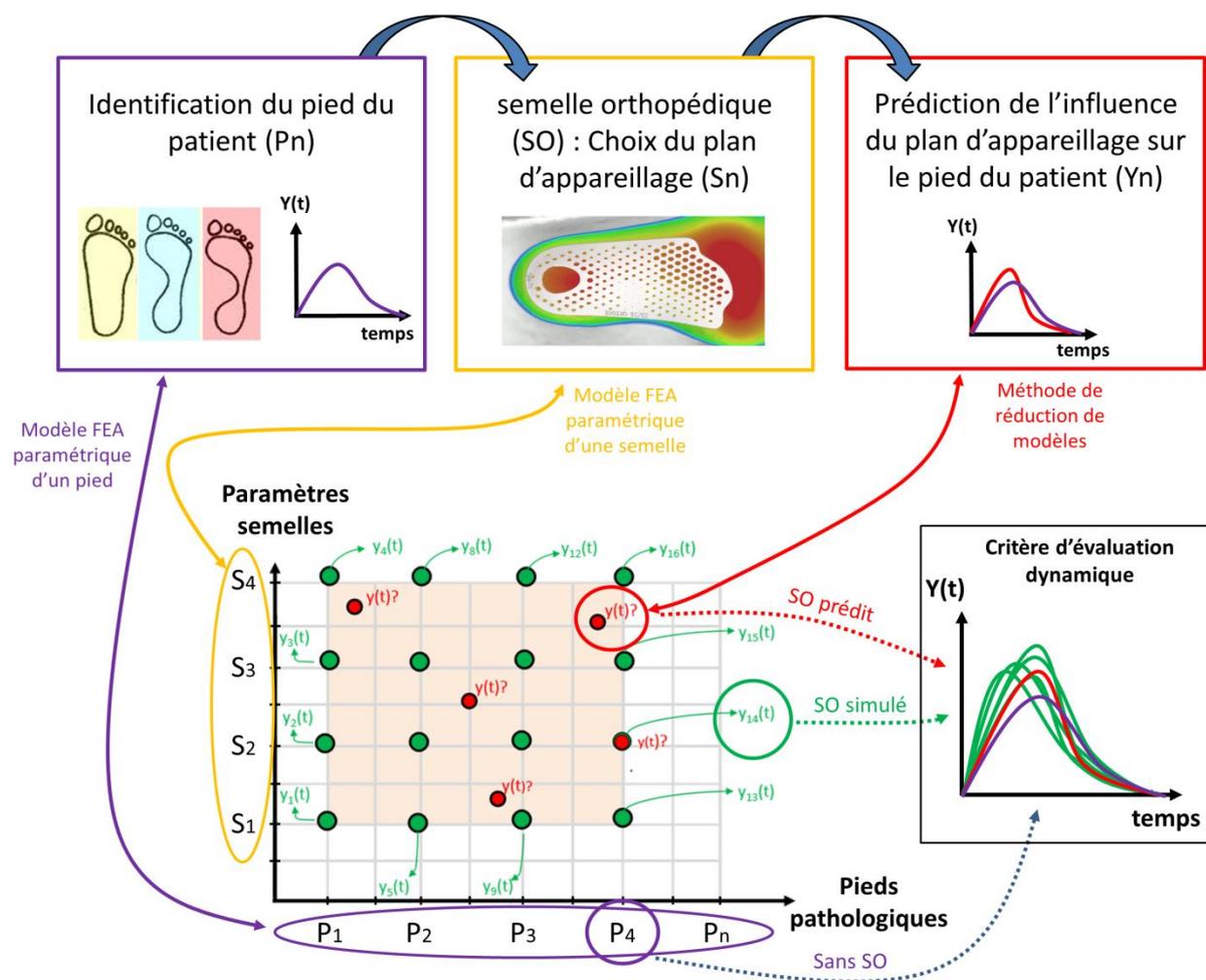


Figure 1 : Principe de fonctionnement de l'outil d'aide à la conception temps réel de semelle orthopédique (adaptée de Kayvantash (Kayvantash 2019)). $Y(t)$ correspond à un critère d'évaluation de la fonction dynamique du pied.

Ce travail a été effectué dans la cadre d'un contrat industriel subventionné par le dispositif CIFRE de l'ANRT, sous la direction de Michel Behr et la codirection de Maxime Llari du laboratoire de biomécanique appliquée UMR T24 (Université Gustave Eiffel, Aix-Marseille Université) et sous les responsabilités respectives de Nicolas Saint-Lô, Cyrille Pailleret et Luc Eckenfelder du Département Scientifeet, de la société Podo3D du groupe Prodways. Il se présente en 4 chapitres.

Le premier chapitre est dédié à la présentation de l'anatomie générale du pied ainsi qu'à l'étude de son comportement lors de la marche. Plus précisément une analyse détaillée de l'influence sur la dynamique de marche des pieds dits à tendance pronatrice (plats) ou supinatrice (creux), retenus pour leur prévalence dans la population et pour leur association avec de nombreuses pathologies, a été réalisée. Une revue des différentes méthodes et critères d'évaluation statiques et dynamiques permettant d'identifier les caractéristiques fonctionnelles des différents types de pieds et leur influence sur le déroulé du pas a été conduite. L'ensemble de ces informations est en effet nécessaire aux choix des stratégies de développement et d'évaluation de modèles éléments finis représentatifs de ces différents comportements dynamiques.

Le chapitre 2 présente le développement d'un modèle par éléments finis et paramétrable de pied appliqué à la simulation dynamique de la marche saine et pathologique. Tout d'abord, nous exposerons les stratégies et hypothèses de modélisation choisies puis la validation du comportement dynamique de ce modèle en condition de marche. Partant de ce modèle générique, une analyse paramétrique basée sur des structures biomécaniques identifiées comme étant reliées à la fonction dynamique du pied plat ou creux sera réalisée. Une méthodologie par réduction de modèle sera ensuite appliquée à l'analyse du critère dynamique de trajectoire du centre de pression et un modèle prédictif temps réel du comportement du pied sera proposé et évalué. Enfin, l'influence temporelle de chacun des paramètres sur ce comportement dynamique du pied sera étudiée.

Le chapitre 3 présente la mise en place de l'outil d'aide à la conception et à l'évaluation temps réel de semelle 3D. Nous verrons tout d'abord une évaluation des propriétés mécaniques et fonctionnelles de la semelle 3D de la solution Scientifeet au travers d'essais de caractérisation et d'une étude clinique réalisée auprès de salariés travaillant debout et présentant des troubles musculo-squelettiques de l'appui plantaire. Les étapes de développement du modèle éléments finis de la semelle puis la stratégie de simulation dynamique seront ensuite présentées. La méthodologie par réduction de modèle développée au chapitre 2 sera appliquée à l'analyse des différents paramètres de la semelle et de leur influence sur le comportement dynamique du pied. Les premiers résultats nécessaires au développement de l'outil d'aide à l'analyse seront enfin présentés.

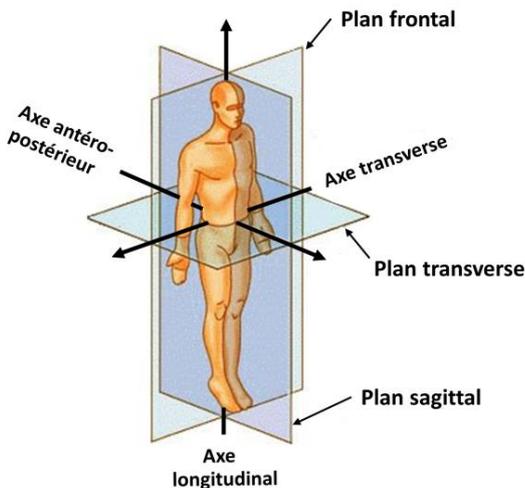
Et enfin dans le **chapitre 4** nous discuterons des résultats de ce travail, de son intérêt, ses limites, ainsi que des applications et futurs développements potentiellement envisageables des outils et méthodes développés.

1. Revue de la littérature

1.1. Anatomie du pied et de la cheville

1.1.1. Aspects généraux

La morphologie actuelle du pied est le résultat d'un long processus d'évolution (McNutt, Zipfel, and DeSilva 2018) qui le place désormais, avec 26 os (28 en comptant les os sésamoïdes), 107 ligaments, 20 muscles et 26 articulations parmi les régions anatomiques les plus complexes du corps. Il tient en effet un rôle majeur lors de la locomotion en permettant à la fois le maintien de l'équilibre, la propulsion vers l'avant, mais surtout en jouant un rôle d'amortisseur capable d'adapter le mouvement et le déplacement du corps aux différents types et irrégularités de terrain. Il est l'un des 3 segments composant le membre inférieur avec la cuisse, composée de l'os du fémur qui relie le tronc par l'articulation coxo-fémorale, et la jambe, composée des os du tibia et de la fibula, qui relie l'os du fémur par l'articulation du genou et le pied par l'articulation de la cheville.



La position et l'orientation de ces segments anatomiques dans l'espace sont décrites par un système de référence anatomique basé sur la position de Poirier (Figure 2). Ce système est composé du plan médian (et ses plans sagittaux ou longitudinaux parallèles) séparant de manière symétrique la moitié gauche et droite du corps, du plan transverse (ou axial ou horizontal) et du plan frontal (ou coronal). Les 3 axes, transverse (ou frontal ou médio-latéral), longitudinal (ou vertical), et antéro-postérieur (ou sagittal) sont respectivement perpendiculaires à ces 3 plans.

Figure 2 : Système de référence anatomique

Le pied est communément subdivisé en 3 grandes parties fonctionnelles décrites comme l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied (Figure 3). L'arrière-pied (*rearfoot* ou *hindfoot* dans la littérature scientifique en langue anglaise) regroupe les os tibia-fibula, le talus et le calcaneus. Il contient l'articulation talo-crurale (talus et tibia/fibula), plus connue sous le nom de l'articulation de la cheville, et celle de la sous-talienne (calcaneus et talus). La zone du médio-pied (*midfoot*) regroupe l'ensemble des os du tarse (naviculaire, cuboïde, cunéiforme médial, latéral et médian) et est reliée à l'arrière-pied par l'articulation médio-tarsienne (Chopart) qui relie le naviculaire au talus et le cuboïde au calcaneus. Enfin, l'avant-pied (*forefoot*) regroupe les os des métatarses et des

phalanges, identifiées respectivement par leur position (1^{er} à 5^{ème}) et leur placement (distal, moyen ou intermédiaire et proximal). Il est relié au médio-pied par les articulations tarso-métatarsiennes (complexe de Lisfranc) et regroupe les articulations métatarso-phalangiennes (métatarses et phalanges). L'ensemble composé du métatarso-phalangien et de ses phalanges forme un rayon qui s'identifie grâce à sa position dans le pied (1^{er} au 5^{ème} rayon) alors que l'ensemble composé seulement des phalanges forme les orteils. Les 2 phalanges proximale et distale rattachées au 1^{er} métatarsien constituent le gros orteil appelé aussi hallux.

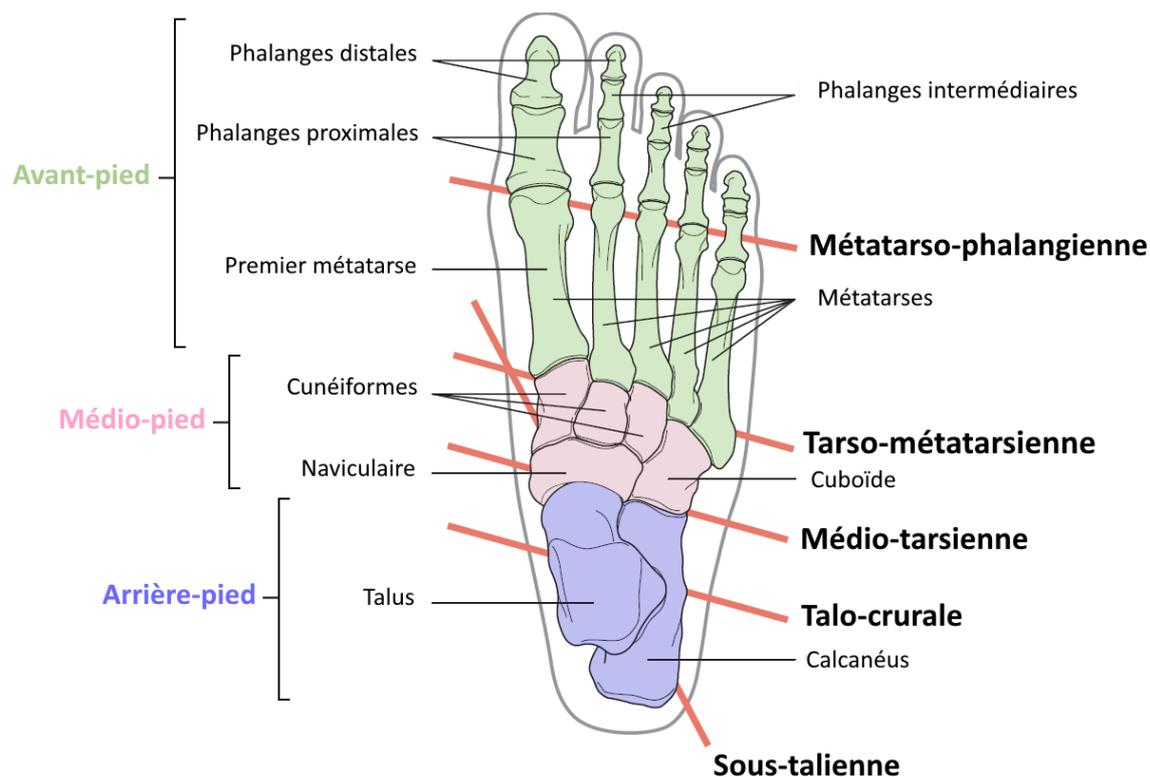


Figure 3 : Schéma descriptif des os et principales articulations du pied (adaptée de Kirtley (Kirtley 2006))

Les os du pied forment un ensemble articulaire fonctionnel caractérisé par une mobilité qui a lieu dans les 3 plans de l'espace. La position de référence du pied est établie lorsque le pied est décollé du sol (en décharge) et orienté de 90° avec l'axe de la jambe. Dans la suite de ce manuscrit, le terme de position neutre sera utilisé pour définir cette position de référence. A partir de cette position neutre, le pied peut donc décrire des mouvements d'inversion (combinaison de mouvements de flexion plantaire dans le plan sagittal, de supination dans le plan frontal et d'adduction dans le plan transverse), ou d'éversion (combinaison des mouvements de flexion dorsale, de pronation et d'abduction) (Figure 4). Les termes de varus et valgus sont aussi employés pour définir respectivement des mouvements combinés adduction-supination (en dehors) et d'abduction-pronation (en dedans). Les termes de rotation interne ou externe sont utilisés pour décrire respectivement les mouvements d'abduction et d'adduction du genou. L'utilisation de ces termes dans la littérature scientifique est contradictoire, les notions d'inversion-éversion et de pronation-supination étant très souvent interverties (Greiner 2007).

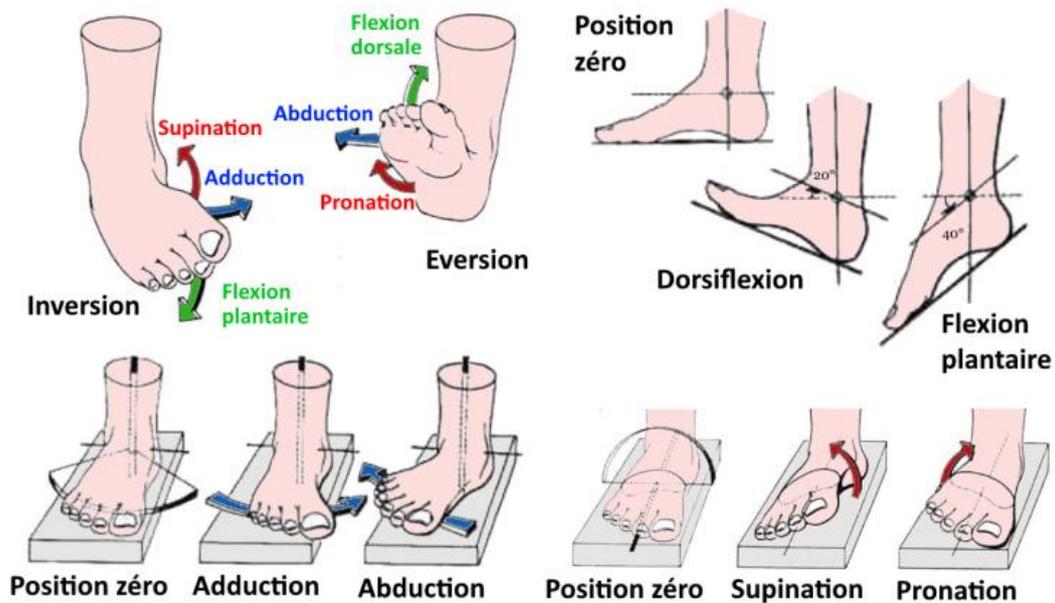


Figure 4 : Les mouvements physiologiques du pied dans l'espace (référentiel fixe de la jambe)

On considérera dans la suite de ce manuscrit, à partir de la position neutre et des plans de référence définis précédemment, les mouvements de flexion dorsale, d'adduction/rotation interne, de supination et d'inversion de manière positive et les mouvements de flexion plantaire, d'abduction/rotation externe, pronation et d'éversion de manière négative.

La mise en mouvement du pied est un processus complexe faisant intervenir l'activation synchronisée de muscles intrinsèques (dont l'insertion distale se situe au niveau du pied) et extrinsèques (dont l'insertion distale se situe au niveau du membre jambier). Ces muscles sont prolongés par un regroupement de fibres de collagènes très résistant appelé le tendon, qui, guidé et maintenu tout au long de son trajet jusqu'à son point d'insertion par le retinaculum, leur permet de s'ancrer fortement sur le complexe osseux et résister aux contraintes mécaniques. Les principaux muscles moteurs, leur fonction et leurs points d'insertion sont présentés dans le Tableau 1.

Commandés par le système nerveux central, ces muscles ont pour rôle de solliciter un ensemble d'articulations définies suivant des mobilités préférentielles. En permettant respectivement les mouvements de flexion dorsale-plantaire et d'éversion-inversion, les articulations de la cheville (talus/tibia-fibula) et de la sous-talienne (talus/calcanéus) sont principalement impliquées dans la mobilité du pied. Par ailleurs, le rôle de chaque muscle sur le mouvement du pied peut se définir suivant sa position relative aux axes de ces 2 articulations. On distingue ainsi 4 groupes musculaires permettant les mouvements de flexion plantaire, flexion dorsale, inversion et éversion (Figure 5).

Tableau 1 : Muscles, zones d'insertion et fonction

Muscles	Zones d'insertion		Passage	Fonction	
	proximale	distale			
Soléaire* (Sol)	Face postérieure tête fibula et bord médial du tibia	Tubérosité supérieure postérieure du calcaneus (tendon calcanéen ou Achilléen)	/	Fléchisseur plantaire (Sol et Gln => P)	Inversion (TP => P)
Gastrocnémiens latéral et médial* (Gln)	Face postérieure des condyles fémoraux		/		
Tibial postérieur (Tp)	Surface supéro-postérieure fibula,	Tubérosité naviculaire Cunéiforme médial et inter, Surface plantaire MT2-4	en arrière de la malléole médiale		
Long fléchisseur de l'hallux (lfH)	Face postérieure fibula	Base distale hallux			
Long fléchisseur commun des orteils (lfO)	Surface postérieure distale tibia	Base phalanges 2-5			
Long fibulaire (peroneus longus) (lF)	Tête fibula, surface latérale fibula	Aspect postéro-latéral cunéiforme médial, Base latérale 1 ^{er} MT	en arrière de la malléole latérale		Eversion
Court fibulaire (peroneus brevis) (cF)	Surface inféro-latérale fibula	Surface latérale styloïde base 5 ^{ème} MT			
Long extenseur des orteils (leO)	Condyle latéral fibula	Base dorsale des phalanges distales	En avant du talus	Fléchisseur dorsal (TA => P)	Inversion (TA => P)
Tibial antérieur (Ta)	Condyle latéral et face latérale du tibia	Base du 1 ^{er} métatarsien, base du cunéiforme médial			
Long extenseur de l'hallux (leH)	Surface antérieure fibula	Base dorsale 1 ^{ère} phalange distale			

*L'ensemble composé des muscles gastrocnémien latéral, gastrocnémien médial et soléaire forme le triceps sural qui s'insère sur le calcaneus par le tendon d'Achille (tendon calcanéen), MT : métatarses, P : rôle principal

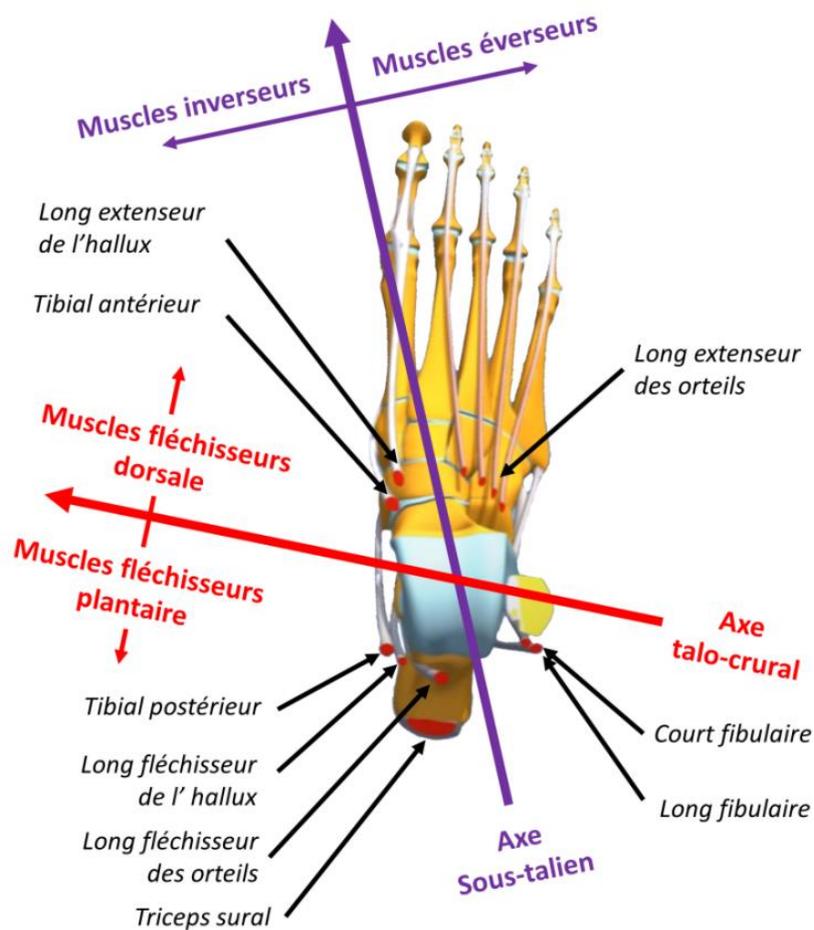


Figure 5 : Principaux muscles et rôle dans la mobilité du pied

1.1.2. Le système articulaire et ligamentaire du pied

Les muscles permettant la mise en mouvement du pied, ils assurent ainsi un rôle d'union articulaire actif. Néanmoins, le maintien de la position des os au sein des complexes articulaires est principalement assuré de manière passive par la structure ligamentaire (Annexe 1). Nous détaillerons dans la suite de cette partie chacun des complexes articulaires ainsi que leur mobilité préférentielle et le rôle des groupes ligamentaires.

1.1.2.1. Les articulations : définitions

Le terme d'articulation est employé en biomécanique pour désigner la jonction entre deux ou plusieurs os. Assimilées à des systèmes mécaniques, elles permettent ainsi le mouvement relatif des segments osseux entre eux. Le pied est principalement composé d'articulations à grande mobilité appelées synoviales. Elles sont caractérisées au niveau de leur zone de mobilité par une capsule articulaire rassemblant l'ensemble des tissus organiques entourant l'articulation synoviale, un cartilage hyalin recouvrant les extrémités des os en contact et un liquide synovial permettant de lubrifier les cartilages et ainsi limiter les frottements. Les contacts s'opèrent au niveau de surfaces osseuses planes appelées les facettes. Suivant le nombre de degrés de liberté principaux autorisés, plusieurs types d'articulations sont définis (Figure 6).

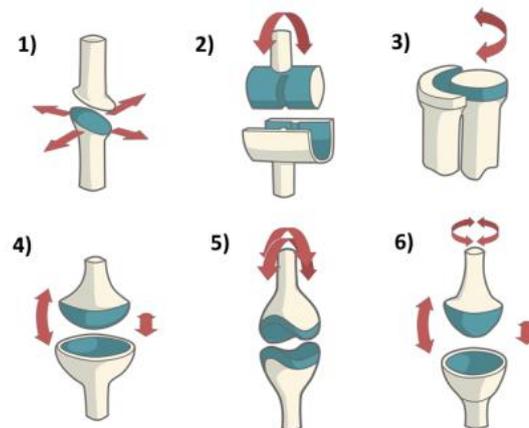


Figure 6 : Types d'articulations : arthrodie (1), trochléenne (ginglyme) (2), trochoïde (3), condylienne (4), en selle (ou toroïde) (5), énarthrose (6)

Un deuxième type d'articulation de très faible amplitude appelée fibreuse ou syndesmose, caractérisée par une liaison fibreuse entre les os pouvant s'ossifier avec l'âge (os du crâne), est aussi présente au niveau des articulations cuboïdo-naviculaire et tibio-fibulaire.

La mobilité articulaire est principalement guidée et limitée dans l'espace par la structure ligamentaire, la morphologie et la congruence des os, mais aussi par l'activité musculaire. Ainsi les articulations peuvent être représentées par un ou plusieurs axes de mobilité définis en termes de position et d'orientation ainsi que par une amplitude et une

raideur de mouvement. Suivant les conditions dans lesquelles cette mobilité est étudiée, plusieurs termes sont employés. Lorsque le mouvement n'est pas induit par l'activité musculaire, mais par une force extérieure, l'amplitude de mobilité, limitée par la tension des tissus mous et les contacts articulaires, est alors considérée comme **passive (PROM)**. Elle est dite **active** lorsque le mouvement est uniquement contrôlé par l'activité musculaire et limité par les propriétés élastiques des muscles. On parlera enfin d'**amplitude active fonctionnelle (FROM)** lorsque cette amplitude est mesurée lors d'une activité faisant intervenir le pied pour créer un mouvement ou une force (marche, course à pied, saut...). L'amplitude de mouvement est alors contrôlée et limitée par l'action musculaire nécessaire à un mouvement fonctionnel de l'articulation et sera donc plus faible que les amplitudes actives et passives. Cette fonction permet par ailleurs de protéger l'articulation d'une augmentation soudaine de l'amplitude fonctionnelle en limitant l'atteinte des ligaments (entorses, traumatismes).

Les articulations peuvent être définies en termes d'amplitude de mouvement, mais aussi en termes de raideur à l'allongement ou à la torsion. La raideur correspond à la capacité de résistance à la déformation élastique de l'articulation et se calcule comme le rapport entre la force nécessaire pour mobiliser l'articulation et le déplacement provoqué. Il est ainsi possible de définir tout comme pour les amplitudes de mouvement des raideurs articulaires passives ou actives. **Les raideurs passives** se mesurent lorsque le pied est en décharge et tous les muscles au repos. Ces raideurs sont obtenues au moyen de dispositifs permettant d'appliquer et de guider l'effort nécessaire au mouvement passif de l'articulation (dynamomètre manuel ou automatique) et d'en extraire la courbe force-déplacement.

Les raideurs actives se mesurent en condition dynamique alors que le pied est soumis à l'activité des muscles extrinsèques et aux efforts extérieurs de réactions. Elles se déterminent au moyen d'outils d'analyse du mouvement (plateforme de force et capture du mouvement) qui permettent la mesure des amplitudes actives fonctionnelles et, à partir des forces de réaction au sol, des efforts agissant dans chacune des articulations.

L'étude de ces deux paramètres permet ainsi d'identifier la courbe force-déplacement (Figure 7) et donc d'en déduire la raideur articulaire active souvent associée dans la littérature anglophone aux termes de *quasi-stiffness* ou *dynamic stiffness* (Latash and Zatsiorsky 1993; Rouse et al. 2013; Enrique Sanchis-Sales et al. 2016). Contrairement à la raideur passive, les valeurs de raideur active sont beaucoup plus importantes puisqu'elles intègrent les actions musculaires et les forces extérieures nécessaires à la création ou à la limitation du mouvement du pied.

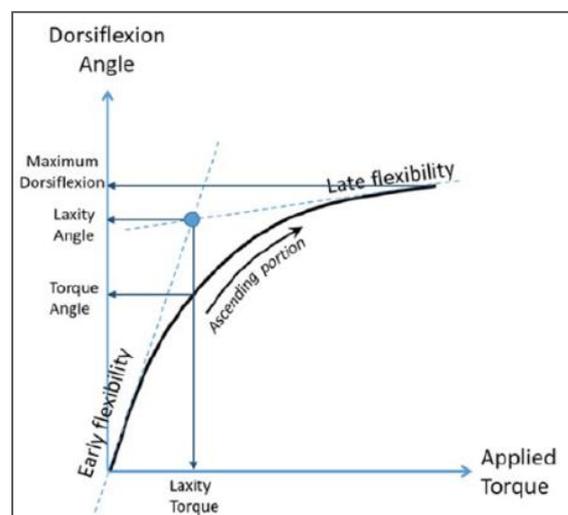


Figure 7 : Courbe de raideur articulaire passive typique de l'hallux (Cody et al. 2017)

1.1.2.2. Les articulations de l'arrière-pied

Le complexe de l'arrière pied se compose de l'articulation talo-crurale (talus et le tibia-fibula) et de l'articulation sous-talienne (talus et calcanéus) ayant chacune leur propre mouvement. Le terme d'articulation de la cheville est souvent employé dans la littérature pour désigner l'articulation talo-crurale, mais aussi de manière générale pour désigner l'ensemble du complexe de l'arrière pied. Dans la suite de ce manuscrit, ce terme sera employé pour parler de l'articulation talo-crurale.

L'articulation de la cheville

L'os du talus forme avec la syndesmose tibio-fibulaire l'articulation de la cheville ou talo-crurale. Cette articulation de type tenon-mortaise n'autorise qu'une unique rotation dans le plan sagittal avec un mouvement de flexion plantaire et dorsale du pied. L'axe principal de cette rotation passe par le centre des malléoles latérale et médiale et est incliné de 84° dans le plan transverse et de 80° dans le plan frontal du pied (Isman and Inman 1969; Sarrafian 2011) (Figure 8).

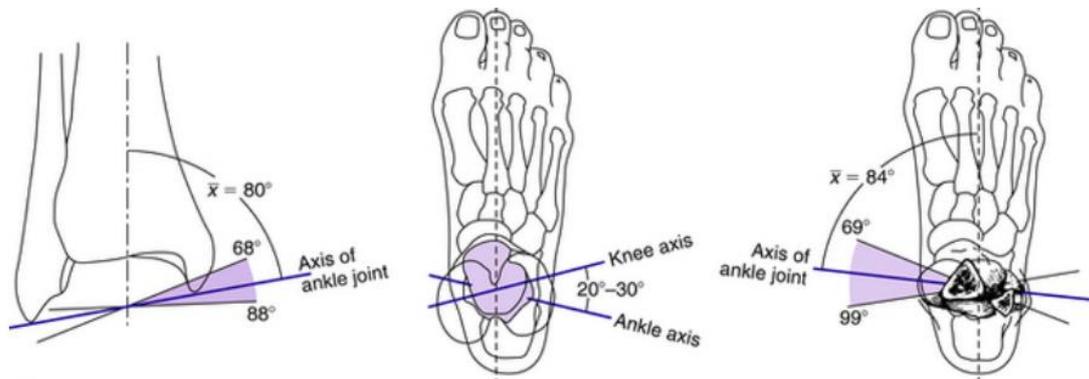


Figure 8 : Position de l'axe de l'articulation talo-crurale (Hsu, Michael, and Fisk 2008)

L'articulation de la cheville est maintenue à l'aide d'une structure ligamentaire composée de 3 groupes ligamentaires (Kleipool and Blankevoort 2010; Netter 2011) qui sont détaillés en Annexe 1. Le premier est le **ligament collatéral latéral (LCL)**, qui regroupe le ligament talo-fibulaire antérieur (ATFL) (faisceau antérieur), le ligament calcanéofibulaire (CFL) (faisceau moyen) et le ligament talo-fibulaire postérieur (PTFL) (faisceau postérieur), permet la flexion plantaire et la flexion dorsale en limitant la rotation externe en dorsiflexion. Le ligament talo-fibulaire antérieur (ATFL), qui est le plus faible des 3 ligaments, permet de contrôler le déplacement antérieur et la flexion plantaire du talus et est le plus impliqué dans les entorses latérales de la cheville (Kleipool and Blankevoort 2010) alors que le ligament CFL limite l'inversion et la flexion plantaire avec l'ATFL et la dorsiflexion avec le PTFL. Le second est le **ligament collatéral médial (MCL)** aussi appelé ligament deltoïde qui se compose d'une couche de fibres profonde et d'une couche superficielle et regroupe les ligaments tibio-talaire postérieur (PTTL) (faisceau postérieur), tibio-talaire antérieur (ATTL), tibio-calcaneen (TCL) et tibio-naviculaire. Enfin, le troisième comprend **les ligaments tibio-fibulaire** antérieur et

postérieur (syndesmoses de l'articulation tibio-fibulaire distale) qui permettent de limiter le mouvement entre le tibia et fibula.

Il existe une très grande variabilité interindividuelle concernant l'amplitude passive de mouvement dans ce plan. Considérant le pied en position neutre, elle se situe autour de 10-20° en flexion dorsale et de 35-60° en flexion plantaire (Doya et al. 2010; Sarrafian 2011; Brockett and Chapman 2016). Lors de la marche, l'amplitude fonctionnelle de cette articulation est réduite à environ 10-15° de flexion dorsale et 5-10° de flexion plantaire (Kleipool and Blankevoort 2010; Roach et al. 2016). Cette grande variabilité entre les auteurs peut être principalement attribuée à l'absence de procédures de mesures standardisées concernant notamment la définition de la position neutre de la cheville (Lewis, Kirby, and Piazza 2007). Par ailleurs, la syndesmose entre le tibia et le fibula autorise de très faibles mouvements d'éversion-inversion, mais ceux-ci sont difficilement quantifiables avec les protocoles utilisés sans prendre en compte l'articulation sous-talienne.

La morphologie des os, des surfaces articulaires et des ligaments de l'articulation de la cheville apparaissent très différents entre les sujets (Imhauser et al. 2008) ce qui pourrait expliquer les variabilités d'amplitudes de mouvements observées.

Articulation sous-talienne

L'articulation sous-talienne est composée des os du talus et du calcaneus. Ces deux os s'articulent au niveau d'une zone appelée sinus tarsi par la mise en contact des facettes postérieure, centrale et antérieure de la partie supérieure du calcaneus avec les 3 facettes de la partie inférieure du talus. La facette postérieure étant la plus large, elle dispose d'une capsule articulaire différente. Il existe une grande variété de forme et de tailles de facettes ainsi qu'au moins 3 typologies de calcaneus (plus ou moins ovoïde (42%), forme d'un haricot (22%), ou divisé en 2 (36%)) (Kleipool and Blankevoort 2010; Maceira and Monteagudo 2015). Le calcaneus est l'os le plus imposant du pied et correspond à la zone talonnière du pied.

L'articulation sous-talienne est composée d'une capsule articulaire supportée par les **3 ligaments talo-calcaneus** (médial, latéral et postérieur) et par les **2 ligaments interosseus** (faisceau postérieur et faisceau antérieur ou cervical) (voir Annexe 1). Enfin les 2 ligaments calcaneó-naviculaires plantaires regroupés dans un complexe ligamentaire appelé « **ligament ressort** » (*spring ligament*) (Davis et al. 1996; Deland 2001) interviennent aussi dans le maintien de cette articulation tout en possédant une force similaire au ligament de la cheville (Davis et al. 1996).

Cette articulation décrit un mouvement composé dans les 3 plans de l'espace par de l'éversion (combinaison de pronation d'abduction et de dorsiflexion) et de l'inversion (combinaison de supination, d'adduction et de flexion plantaire). Ce mouvement est généralement représenté dans la littérature par un axe unique de rotation, appelé aussi **axe de Henke**, orienté de 41° [20° ; 68°] (Isman and Inman 1969) dans le plan sagittal par rapport au plan horizontal du pied et de 23° [4° ; 47] dans le plan transverse par rapport au plan sagittal passant par le 2^{ème} métatarsien (Piazza 2005; Sheehan 2010; Jastifer and Gustafson 2014) (Figure 9). Le mouvement autour de cet axe est alors plus simplement défini par le terme de pronosupination autour de l'articulation sous-talienne.

Lorsque le pied est au contact du sol (en charge) l'éversion de cette articulation provoque un mouvement de pronation, d'adduction et de flexion plantaire du talus par rapport au calcanéus.

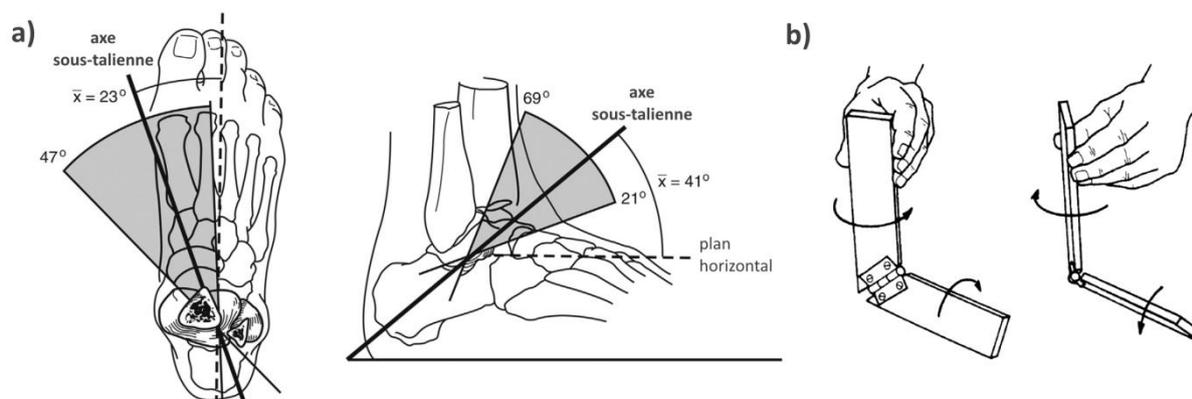


Figure 9 : Position (a) (Jastifer and Gustafson 2014) et mécanisme (b) (Piazza 2005) de l'articulation sous-talienne

L'amplitude moyenne passive de mouvement de l'articulation sous-talienne est comprise entre 5° et 10° en pronation et entre 10° et 20° en supination (Maceira and Monteagudo 2015). Il est considéré que la mobilité de l'articulation sous-talienne s'effectue pour les 2/3 en supination et pour 1/3 en pronation (Lundberg et al. 1989). Néanmoins, la littérature a relevé une très grande variabilité dans les amplitudes de mouvement allant de 5° à 65° (Stagni et al. 2003; Sheehan 2010) et pouvant vraisemblablement être lié aux diverses conventions utilisées pour représenter le fonctionnement de cette articulation (définition position neutre et axe principal), aux différents protocoles et outils de mesure (accessibilité des os pour les analyses 3D, charge/décharge, statique/dynamique, in vivo ou in vitro ou ex vivo) ainsi qu'aux types de pieds/morphologies (Kirby 2001).

1.1.2.3. Les articulations du médio-pied

Le médio-pied est un complexe osseux composé de 5 os (le cuboïde, le naviculaire et les 3 cunéiformes médial, central et latéral) qui relie respectivement les complexes de l'arrière-pied et de l'avant-pied par l'articulation médio-tarsienne (aussi appelée transverse du tarse ou l'interligne de Chopart) et par l'articulation tarso-métatarsienne (ou de Lisfranc).

Articulation médio-tarsienne (l'interligne de Chopart ou articulation transverse du tarse)

L'articulation médio-tarsienne est une unité fonctionnelle qui réunit les 2 articulations synoviales indépendantes que sont l'articulation calcanéocuboïdienne et talo-naviculaire. Le terme d'unité fonctionnelle est employé, car le ligament bifurqué (composé des ligaments calcanéonaviculaire et calcanéocuboïdien) qui relie et maintient les os du cuboïde et du naviculaire n'autorise qu'une très faible amplitude de

mouvement. Le maintien de cette unité est assuré par 4 autres ligaments (voir Annexe 1). La compréhension du comportement mécanique de cette articulation est complexe et est à l'origine de plusieurs concepts fonctionnels (Figure 10).

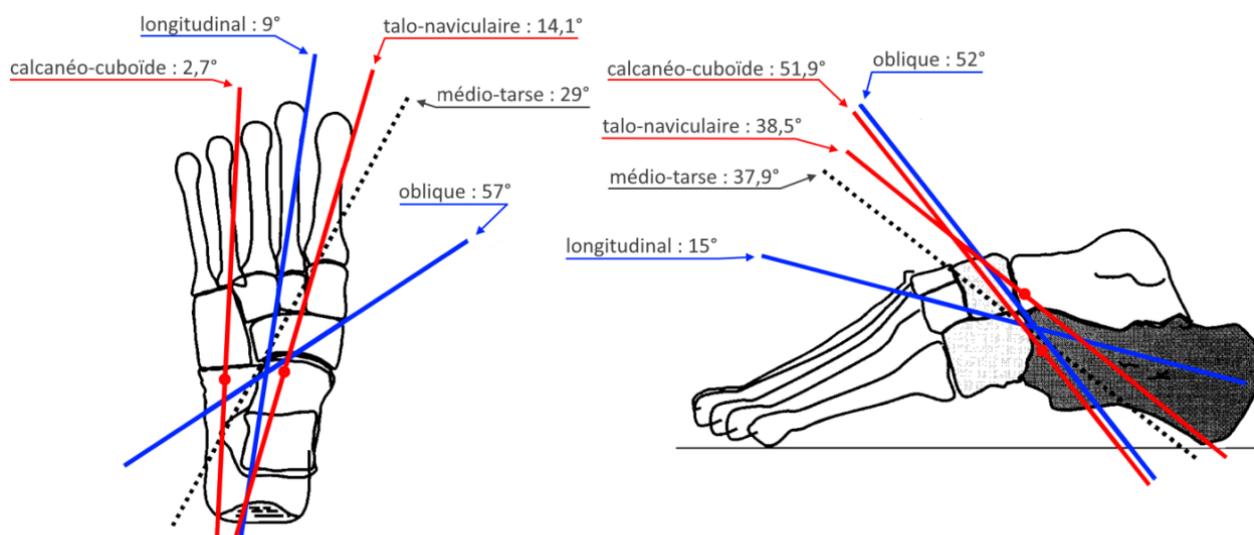


Figure 10 : Concepts fonctionnels de l'articulation de Chopart proposés par Manter (Manter 1941) (axes bleus), Huson (Huson 1991) (axes rouges) et Nester et al. (Nester, Findlow, and Bowker 2001) (axe pointillé noir)

Le premier concept, porté par Manter (Manter 1941), représente cette articulation comme une unité fonctionnelle composée d'un axe « oblique » orienté de 52° dans le plan sagittal et de 57° dans le plan transverse, et d'un axe longitudinal orienté de 15° dans le plan sagittal et de 9° dans le plan transverse permettant le mouvement d'inversion et d'éversion. Des études cadavériques ont permis de déterminer séparément l'amplitude mouvement autour de l'axe oblique à 22° et autour de l'axe longitudinal 8° (Hicks 1953).

Un deuxième concept proposé par Huson (Huson 1991) se base sur une dissociation des deux articulations calcanéocuboïdienne et talo-naviculaire avec pour chacune un axe de mobilité propre. Des essais cadavériques imposant une rotation de la jambe a permis de définir l'axe calcanéocuboïdien avec une inclinaison de 51,9° (43,3 à 72°) dans le plan sagittal et de 2,7° (-15,5° à 19,9°) dans le plan transverse pour une amplitude de mouvement de 15,8° (8,8° à 25,3°) et une translation 1,8mm (0,6 à 3,4mm). L'axe talo-naviculaire quant à lui a été trouvé incliné de 38,5° (27 à 47,4°) dans le plan sagittal et de 14,1° (3,8 à 21,4°) dans le plan transversal avec une amplitude de mouvement de 43,1° (29,9 à 50,7°) et une translation de 1,2mm (de 0,4 à 1,9mm) (Figure 10).

Nester et al (Nester, Findlow, and Bowker 2001) ont proposé un concept articulaire basé sur un axe unique de mobilité orienté de 37,9° dans le plan sagittal et de 29° dans le plan transverse et intégrant les deux axes de Huson (Figure 10). Néanmoins plusieurs travaux menés à l'aide d'inserts fixés dans les os ont montré que l'articulation naviculo-cuboïde n'est pas aussi rigide que supposée durant la marche, mais qu'elle

présenterait 9 degrés de liberté et non 1 seul (Nester et al. 2007; Lundgren et al. 2008; E. C. Whittaker, Aubin, and Ledoux 2011; Chen Wang et al. 2016).

Enfin, Elftman (Elftman 1960) est le premier à attribuer le phénomène de raidissement du pied observable lors de la phase d'appui à un verrouillage de l'articulation de Chopart. Il suggère que ce mécanisme de blocage **plus connu sous le concept de « locking mecanism »** serait la conséquence d'un changement d'orientation de l'axe oblique et longitudinal qui, lors de l'orientation de l'arrière pied, faciliterait la mobilité de l'articulation en se parallélisant ou inversement la limiterait en se perpendiculisant (Figure 11). Cette théorie est basée sur l'observation que la mobilité de l'avant-pied et du médio-pied, principalement dans le plan sagittal, est augmentée avec l'éversion de l'arrière-pied (Blackwood et al. 2005) et serait certainement influencée par la position des os et l'orientation de l'articulation sous-talienne.

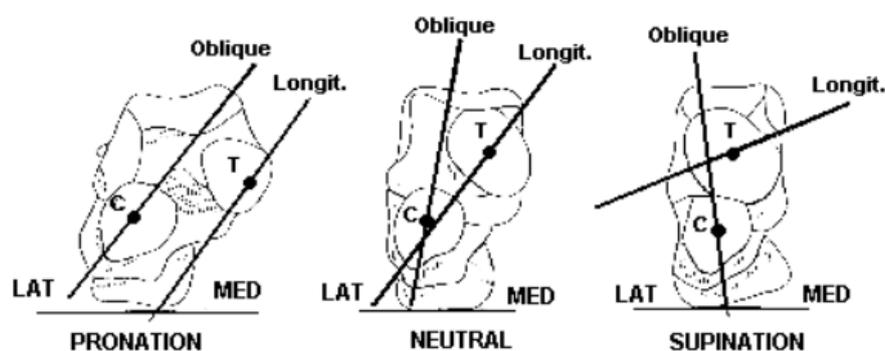


Figure 11 : Représentation du mécanisme de verrouillage (Elftman 1960)

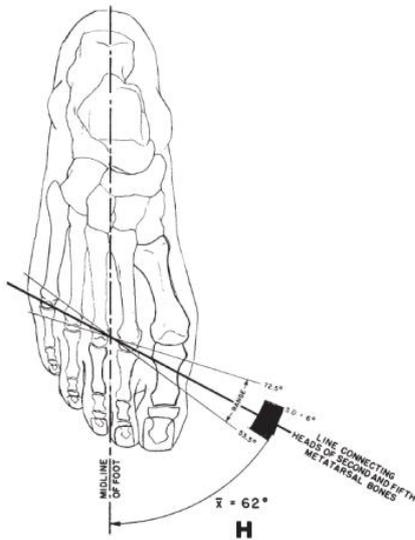
Bien que généralement admis et enseigné, ce concept a été remis en question notamment par le fait que la définition de ces axes (l'orientation et la position) ne semble pas cohérente avec les théories précédentes et n'explique pas entièrement la mobilité de l'articulation (Nester, Findlow, and Bowker 2001; Blackwood et al. 2005; Okita et al. 2014). Ce point a par ailleurs été évoqué par Nester en définissant que ce ne sont pas les axes qui déterminent la mobilité de l'articulation, mais plutôt la mobilité qui détermine la position des axes de mouvement » (Nester, Findlow, and Bowker 2001). Cela signifie que les axes de mobilités ne sont pas fixes, mais évoluent avec le mouvement.

Articulation tarso-métatarsienne (Lisfranc)

L'articulation tarso-métatarsienne est un complexe articulaire unissant les 3 premiers métatarsiens aux 3 cunéiformes et les métatarses 4 et 5 au cuboïde. Les os sont reliés par les ligaments interosseux, plantaires et dorsaux. La mobilité de cette articulation est faible et quasiment nulle pour le deuxième et troisième rayon. Le mouvement a principalement lieu dans le plan sagittal et transversal avec des amplitudes respectivement de 5° pour le 1^{er} rayon et pouvant aller jusqu'à 10° pour les 4 et 5^{ème} rayon (Ouzounian and Shereff 1989; Nester et al. 2007; E. C. Whittaker, Aubin, and Ledoux 2011).

1.1.2.4. Les articulations de l'avant-pied

Les articulations métatarso-phalangiennes



Les articulations entre les métatarses et les phalanges proximales sont appelées les articulations métatarso-phalangiennes (MTP). Leur mobilité est généralement représentée par un axe de rotation (*metatarsal break*) passant par la 2^{ème} à la 5^{ème} tête métatarsienne (TMT) et formant un angle moyen de 62° [54-73°] par rapport à l'axe médian du pied (Sarrafian 2011) (Figure 12).

Figure 12 : Axe de mobilité de l'articulation métatarso-phalangienne (Sarrafian 2011)

Les amplitudes de mouvement des ces articulations sont différentes selon que l'on se situe au niveau de l'hallux ou des orteils. Ainsi les amplitudes de mouvement en flexion plantaire et dorsale passive varient respectivement de 45° et 90° pour l'hallux et de 35° et 50° pour les autres articulations alors qu'en marche, ces amplitudes sont limitées à la flexion dorsale et atteignent entre 51° (Sarrafian 2011) et 65° (Hopson, McPoil, and Cornwall 1995) pour l'hallux et environ 12° pour les autres articulations.

La raideur passive de la 1^{ère} tête métatarsienne (hallux) suit un comportement non linéaire. Deux raideurs correspondant à la première et dernière partie de la courbe peuvent donc être calculées (Rao et al. 2011; Cody et al. 2017). La raideur active dans l'articulation mesurée par étude du mouvement notamment par Sanchis-salles et al. (Enrique Sanchis-Sales et al. 2016; Sanchis et al. 2017; E. Sanchis-Sales et al. 2018) révèle une valeur moyenne en phase de propulsion autour de 10000Nmm/rad.

Les articulations inter-phalangiennes

Les articulations inter-phalangiennes sont au nombre de 1 pour l'hallux et de 2 pour les autres orteils. Les seuls mouvements autorisés sont les mouvements de flexion plantaire et dorsale dans le plan sagittal. L'articulation inter-phalangienne de l'hallux dispose d'un mouvement passif de dorsiflexion quasiment nul (Munuera, Trujillo, and Güiza 2012) et de flexion plantaire proche de 90° . Les articulations inter-phalangiennes des orteils disposent de mouvements passifs de flexion dorsale de 30° (distales) et de 0° (proximales) et de mouvements passifs de flexion plantaire de 35° (proximales) et de 60° (distales).

1.1.3. Les arches plantaires

Le pied est la seule structure anatomique faisant l'interface entre le sol le reste du corps. Son agencement osseux et articulaire forme un système de 3 voûtes composé de l'arche longitudinale médiale (interne), longitudinale latérale (externe) et transversale qui, prenant appui au niveau des zones du talon et des métatarses, permet de supporter l'ensemble du poids du corps (Figure 13). Ces 3 arches, par leurs déformations respectives, assurent ainsi les fonctions d'amorti, de stabilisation et de propulsion du pied (H. B. Menz 1998).

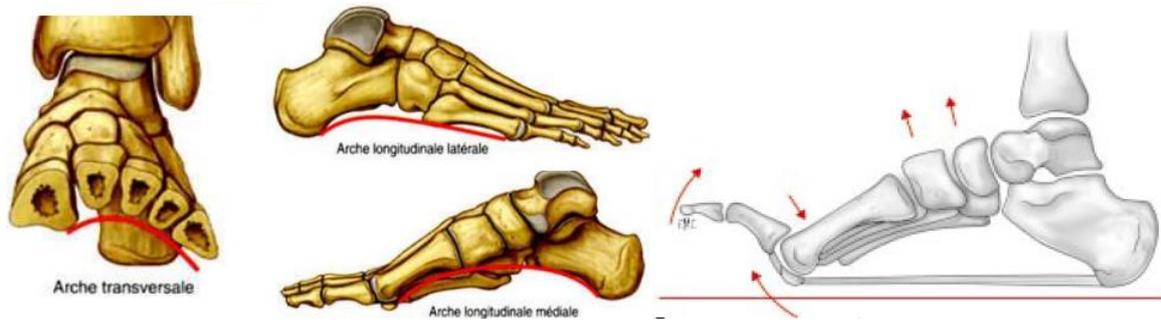


Figure 13 : Les 3 arches du pied (gauche) et la représentation du mécanisme de windlass (droite)

Le maintien passif et actif des articulations et donc de ces arches est réalisé par l'architecture ligamentaire, les muscles extrinsèques et intrinsèques (McKeon et al. 2015) et par le fascia plantaire appelé aussi aponévrose plantaire. Cette bande fibreuse élastique, constituée de 3 faisceaux central, médial et latéral reliant la tubérosité postéro-médiale du calcaneus aux 5 têtes métatarsiennes (TMT) et aux bases proximales des phalanges (Fuller 2000), a pour rôle de soutenir l'arche et faciliter la phase de propulsion (Fiolkowski et al. 2003; Bolgla and Malone 2004). En effet, lors de la flexion dorsale des orteils le fascia se tend ce qui provoque un creusement de l'arche médiale. Ce mécanisme, mis en avant par (Hicks 1954) sous le nom de mécanisme de windlass et qui s'évalue par le test de « Jack », permet ainsi de rigidifier l'arche plantaire ce qui participe à une plus grande efficacité lors de la phase de propulsion. La deuxième particularité de cette structure est son rôle d'amorti. Lors de la sollicitation de la voûte plantaire, à l'instar d'un arc que l'on bande, l'étirement du fascia permet d'emmagasiner une partie de l'énergie d'impact au sol qui pourra ensuite être restituée lors de la phase de propulsion (Richie 2007; Angin, Mickle, and Nester 2018).

1.1.4. Synthèse

Cette première partie nous a permis d'aborder les aspects anatomiques et articulaires du pied au travers d'une description des différents concepts articulaires et musculaires intervenant dans la mise en mouvement du pied. La présence de nombreuses variabilités quant aux propriétés et la définition des articulations a également été soulignée. Le pied ayant un rôle actif notamment dans la mise en mouvement et le maintien de l'équilibre, son fonctionnement lors de la marche sera ainsi étudié dans la prochaine partie.

1.2. Le mouvement de marche sain

1.2.1. Le cycle de marche

La marche est un processus automatique et cyclique qui est le résultat d'une activation coordonnée de l'ensemble des muscles de la jambe et de la cuisse pour permettre le déplacement du corps vers l'avant. Ce mouvement est caractérisé par une alternance entre une phase d'appui (*stance phase*) où le pied est en contact avec le sol et une phase de balancement (*swing phase*) durant laquelle le pied est décollé du sol puis avancé pour une nouvelle phase d'appui. La succession de ces deux phases forme un cycle de marche qui est composé en condition normale à 60% par l'appui plantaire et à 40% par le balancement (Figure 14).

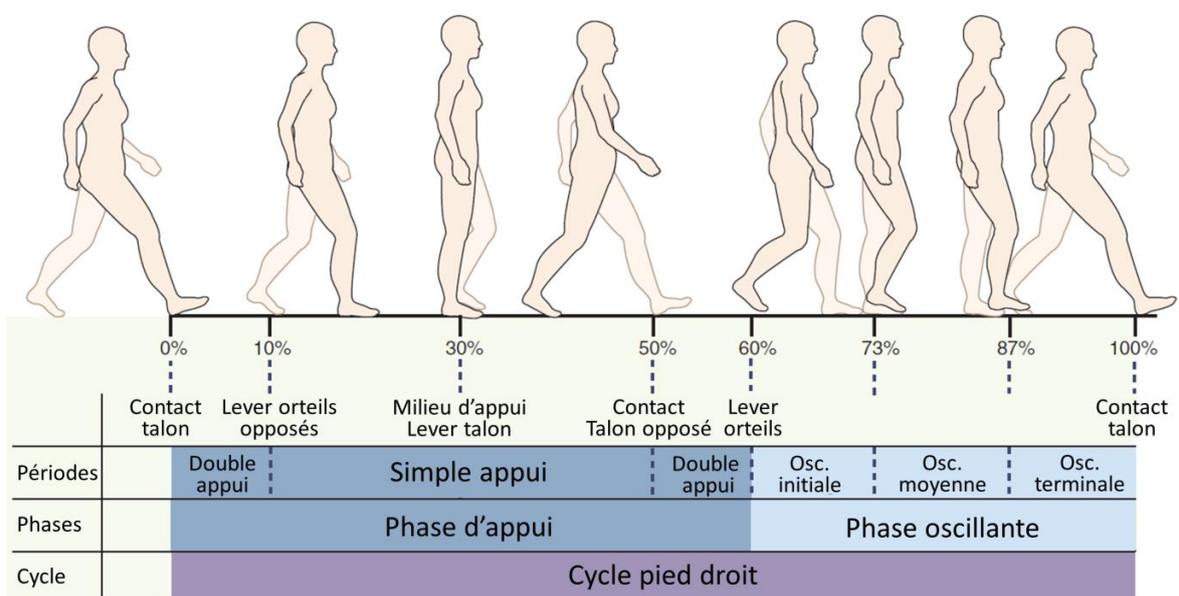


Figure 14 : Cycle de marche complet (adaptée de Neumann (Neumann 2010))

Plus précisément, cette phase d'appui se divise elle-même en 3 étapes. La première est la **phase de mise en charge ou de réception**, elle débute lorsque le talon entre en contact avec le sol puis se poursuit jusqu'à ce que le pied soit totalement en appui. Elle concerne environ les 10 premiers pourcents du cycle de marche (20 premiers pourcents de la phase d'appui) et correspond à une phase de double appui. La deuxième étape est la **phase de stabilisation en simple appui** qui s'étale jusqu'à la moitié du cycle de marche et durant laquelle le poids du corps va être transféré du talon vers les têtes métatarsiennes. Elle se décompose elle-même en 2 sous-phases différenciées par la levée du talon qui intervient à 30% du cycle environ. Enfin la **phase de propulsion** intervient vers 50% du cycle et se termine lorsque les orteils sont entièrement décollés du sol. Elle se caractérise par un double appui dit de propulsion vers l'avant durant lequel le poids du corps va être transféré sur le pied opposé.

Nous nous focaliserons dans la suite de ce manuscrit sur l'étude du pied durant la phase d'appui.

Le cycle de marche est caractérisé par un certain nombre de paramètres spatio-temporels et de termes qui méritent d'être clarifiés (Figure 15). Le premier terme est le pas qui correspond à la progression du pied oscillant par rapport au pied d'appui. Sa longueur se mesure lors de la phase de double appui comme la distance entre les deux talons. Il y a alors un pas droit et un pas gauche qui additionnés forment une enjambée et donc un cycle de marche. La cadence représente le nombre de pas effectués par minute.

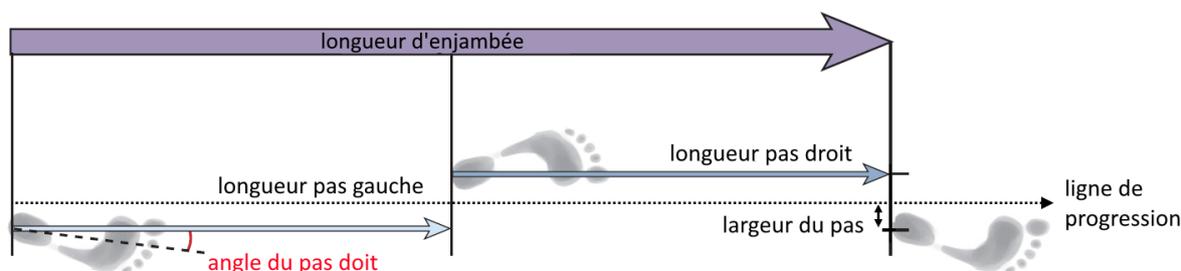


Figure 15 : Caractéristiques spatio-temporelles de la marche (adaptée de Neumann (Neumann 2010))

Lors de la phase de marche, le corps se déplace suivant une trajectoire rectiligne, appelée ligne de progression, à une vitesse moyenne comprise entre 3.6 et 4.5 km/h (Chan and Rudins 1994) équivalant environ à 1 cycle par seconde (ou 60 cycles par minute). Le calcul de cette vitesse peut être réalisé à partir de la relation présentée par l'équation (1).

$$(1) \text{ Vitesse de marche (m/s)} = \frac{\text{cadence} \times \text{longueur d'enjambée(m)}}{120}$$

Enfin, le pied n'est jamais parfaitement aligné avec la ligne de progression lors de la phase d'appui, mais forme un **angle d'ouverture** appelé aussi angle du pas (*foot progression angle* (FPA)) généralement compris entre 5° et 13° (Cibulka et al. 2016). Mesuré à partir de l'axe médian du pied, cet angle est dit d'ouverture (*toe-out*) s'il est supérieur aux valeurs de références ou de fermeture (*toe-in*) s'il est inférieur.

1.2.2. L'activité musculaire

Comme précédemment évoqué, le pied est composé d'un nombre important de muscles intrinsèques et extrinsèques qui, du fait de leur position par rapport aux principaux axes articulaires, entraînent des mouvements combinés de supination/pronation, abduction/adduction ou de flexion dorsale/plantaire (d'inversion, éversion) (Tableau 1 et Figure 5). Lors de la marche, la synchronisation de l'activité de ces muscles permet de garantir la stabilité et le contrôle du mouvement durant les différentes phases de contact, de simple appui et de propulsion Figure 16.

. Un déséquilibre dans l'action de ces forces aurait alors pour effet de déstabiliser l'ensemble de la fonction structurelle du pied par amplification ou atténuation des moments articulaires.

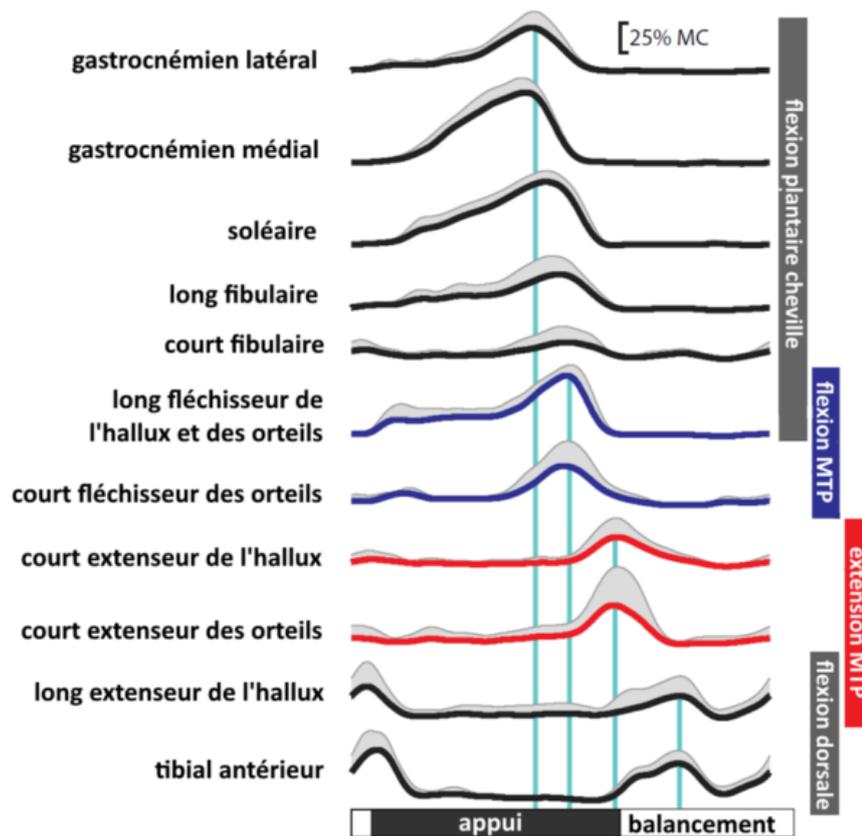


Figure 16 : Activité et synchronisation temporelle des muscles du pied durant un cycle de marche complet (adaptée de Zelik et al. (Zelik et al. 2015)) (MC : contraction maximale, MTP : articulation métatarso-phalangienne)

L'activité musculaire s'étudie par électromyographie (EMG). Cette technique consiste à enregistrer l'activité électrique émise par les muscles lors de leur contraction à l'aide d'électrodes superficielles ou percutanées (Finni, Komi, and Lukkariniemi 1998). D'autres méthodes basées sur des techniques d'analyse du mouvement (par exemple à l'aide du logiciel Opensim®) permettent aussi d'identifier et quantifier l'activité musculaire. Cette méthodologie nécessite de récupérer expérimentalement les données de cinématique et de forces de réaction au sol qui, couplées à un modèle musculo-squelettique générique, permettront par analyse inverse de déterminer les forces musculaires nécessaires au mouvement.

Parmi les muscles qui jouent un rôle majeur dans le mouvement du pied lors de la phase d'appui, le triceps sural, regroupant les muscles gastrocnémiens et soléaire, est celui qui, au travers de son rôle de fléchisseur de la cheville lors de la phase de propulsion, est le plus sollicité. Son action via le tendon d'Achille a été évaluée expérimentalement notamment à l'aide d'électrodes percutanées (Finni, Komi, and Lukkariniemi 1998), par analyse inverse (Gheidi et al. 2018) ou à l'aide d'un tensiomètre à onde de cisaillement (Keuler et al. 2019). Lors de la marche, la force transmise par le tendon a été mesurée entre $1430 \pm 500\text{N}$ (Finni, Komi, and Lukkariniemi 1998) et 2700N (Gheidi et al. 2018; Keuler et al. 2019) pour une vitesse de marche d'environ 1.5m/s . Le tibial postérieur dispose lui du bras d'inversion du pied le plus puissant de tous les

muscles de la jambe et du bras de flexion plantaire de la cheville le plus faible (Richie 2007). Il apparaît donc comme un des principaux stabilisateurs dynamiques de l'arche médiale.

Par ailleurs, l'étude par EMG est souvent couplée à des méthodes d'analyse du mouvement afin de déterminer l'influence de l'activité musculaire sur le mouvement ou sur les paramètres de raideur articulaire.

1.2.3. La cinématique

Appliquée au corps humain la cinématique renvoie à l'étude de la position, de la vitesse et de l'accélération d'un segment anatomique au cours du temps. L'étude de la cinématique du membre inférieur sain ou pathologique durant différentes activités (marche, course à pied, saut...) est réalisée à l'aide d'outils d'analyse quantifiée du mouvement. Différentes techniques sont à ce jour utilisées, basées sur de l'imagerie (imagerie par résonance magnétique, *computed tomography* (CTcan), stéréophotogrammétrie Roentgen (Lundberg et al. 1989)) ou sur des systèmes de capture optique du mouvement. Ces dernières méthodes ont pour principe le suivi dans les 3 plans de l'espace, par des caméras synchronisées positionnées autour du sujet, de marqueurs rétro-réfléchissants passifs ou actifs positionnés sur la surface de la peau ou plus rarement insérés dans les os. Leurs positionnements sur des zones anatomiques référencées permettent de représenter un os ou un groupement articulaire en segments rigides, qui regroupés forment alors ce que l'on appelle un modèle multi-segmentaire. Le but d'un tel modèle consiste à représenter de manière simplifiée le mouvement du corps humain par une chaîne de segments rigides reliés entre eux par des articulations virtuelles et définis par leur centre de masse et leur matrice inertielle. Ainsi le nombre et la position des marqueurs impactent directement la représentation des segments rigides et des articulations. Ces marqueurs sont principalement positionnés sur des zones moins propices aux déplacements des tissus mous qui peuvent introduire des artefacts et donc des imprécisions dans la mesure.

L'étude de la cinématique du pied sain et pathologique utilisant ces outils et modèles a fait l'objet de nombreuses attentions. Néanmoins, la complexité anatomique du pied et ses interactions avec le sol ou le chaussant rendent sa définition cinématique à l'aide de marqueurs externes difficile. C'est pourquoi plus d'une vingtaine de modèles par segments rigides sont présents dans la littérature et ont fait l'objet de revues (Rankine et al. 2008; Deschamps et al. 2011; Alberto Leardini et al. 2019). Ces modèles se différencient par les hypothèses et simplifications concernant à la fois le fonctionnement articulaire (nombre de segments rigides et donc d'articulations, définition des centres de mobilités articulaire), la représentation des systèmes de référence ou par les conventions de calcul utilisées (angles d'Euler, méthode de Grood and Suntay, méthode de projection des angles). Ainsi, les modèles les plus simplifiés sont composés de 2 segments, alors que les plus complexes peuvent en contenir jusqu'à 26 (Oosterwaal et al. 2016).

Quelques exemples de modèles cinématiques sont présentés en Figure 17.

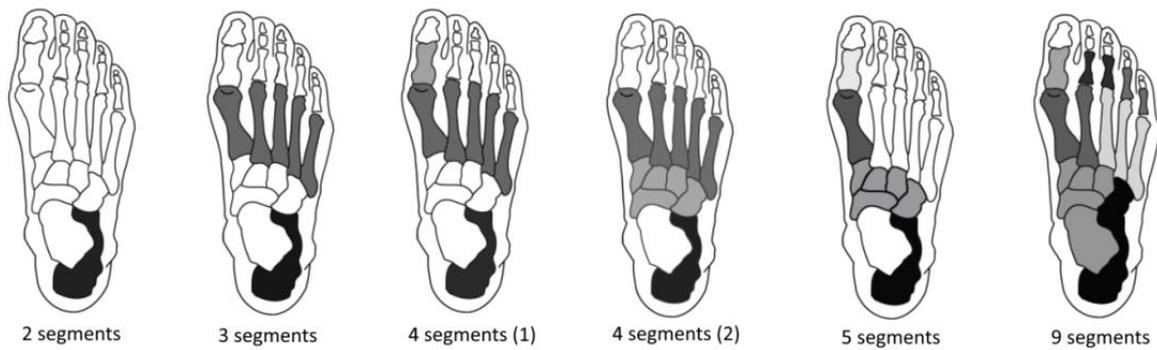


Figure 17 : Modèles cinématiques du pied (adaptée de Rankine et al. (Rankine et al. 2008))

Parmi les modèles les plus utilisés, on retrouve le *Plug-in-Gait*, Modèle de Bruening (Bruening, Cooney, and Buczek 2012) et le *Oxford Foot Model* (OFM) (Stebbins et al. 2006). Néanmoins, la précision de ces modèles est limitée et des différences cinématiques significatives ont été reportées en comparant l'utilisation des modèles *Oxford Foot Model* (4 segments) et *Plug-in-Gait* (2 segments) (Pothrat et al. 2015). Pour pallier à ces limites et notamment au choix du modèle multi-segmentaire, des méthodes invasives consistant à visser les marqueurs directement dans les os ont été proposées dans des études cadavériques (Ouzounian and Shereff 1989; Nester et al. 2007; E. C. Whittaker, Aubin, and Ledoux 2011) ou sur sujets volontaires (Arndt et al. 2007; Lundgren et al. 2008). Ces études permettent de mesurer précisément la cinématique entre chaque articulation sans avoir à définir d'articulations théoriques (Annexe 2).

Malgré leurs limites, ces différents outils et modèles d'analyse du mouvement ont cependant permis d'identifier certaines caractéristiques du comportement cinématique d'un pied asymptotique durant la phase de marche (Tableau 2).

Tableau 2 : Consensus sur la cinématique du pied sain durant la marche (Rankine et al. 2008)

	Plan sagittal	Plan frontal/coronal	Plan transverse
Arrière-pied	Contact : flexion plantaire Simple appui : flexion dorsale graduelle. Propulsion : flexion plantaire ROM : 18.5° [9° - 20°]	Contact : PI inversée + moment d'éversion Simple appui : éversion Propulsion : inversion jusqu'à une position inversée ROM : 10.5° [5° - 22°]	Consensus limité : Contact : PI rotation externe Simple appui : rotation interne Propulsion : / ROM : 7.4° [1° - 15°]
Médio-pied	Contact : flexion plantaire Simple appui : flexion dorsale Propulsion : flexion plantaire ROM=8.7° [5°-15°]	Contact : PI inversée + moment d'éversion Simple appui : mouvement éversion Propulsion : inversion ROM : 6.3° [1°-11°]	Pas de consensus
Avant-pied (métatarses)	Contact : flexion plantaire Simple appui : flexion dorsale Propulsion : flexion plantaire ROM : 13.7° [6° - 19°]	Consensus limité : Contact : PI inversée + moment d'éversion Simple appui : éversion Propulsion : inversion ROM : 8.8° [2° -25°]	Consensus limité : Contact : abduction Simple appui : neutre Propulsion : adduction
Hallux	Contact : PI en flexion dorsale +mouvement de flexion plantaire Simple appui : neutre Propulsion : flexion dorsale ROM : 26.7° [6°- 50°]	Pas de consensus	Pas de consensus

PI : position initiale lors du contact

Ainsi, lors de la **phase de contact**, le talon entre en contact avec le sol avec un angle d'inversion de 2 à 3°. Sous l'effet du poids, un mouvement rapide et combiné de flexion plantaire de la cheville (10-20°) et d'éversion de l'arrière-pied (+4 à + 5° => angle d'éversion de 2°) s'opère.

Durant la **phase de stabilité unipodal**, alors que la cheville passe d'une position de flexion plantaire à une position de flexion dorsale (*ankle rocker*) avec l'avancée du centre de gravité (Brockett and Chapman 2016), l'éversion de l'arrière pied atteint alors un pic de 4 à 6°. Ce mouvement permet à l'arche médiale de se déformer et d'absorber une partie de la force de réaction au sol (Bolgia and Malone 2004). Durant cette phase, l'arrière-pied est relativement statique dans le plan frontal puis l'action progressive du triceps sural provoque la levée du talon et un mouvement de supination de l'arrière-pied (angle maximum de 6° d'inversion). Le pied se transforme alors en un levier rigide nécessaire à sa stabilité et à la transmission des forces pour la phase de propulsion. Cette augmentation de la raideur du pied est attribuée à plusieurs mécanismes. Le premier est le mécanisme de verrouillage de l'articulation médio-tarsienne (*locking mechanism*) lié à l'inversion de l'articulation sous-talienne et à l'activation des muscles inverseurs. Le second est le mécanisme de windlass qui avec l'augmentation de la flexion dorsale des phalanges produit une tension du fascia plantaire permettant de rigidifier la voûte plantaire et limiter son affaissement lors de la phase de propulsion (Stolwijk et al. 2014). Tout au long de la montée du talon, l'activation du tibia postérieur permet la supination du pied au niveau du complexe du pied arrière (Richie 2007).

Enfin, **durant la phase de propulsion** (*toe-off / forefoot rocker*), alors que le pied monte en équilibre sur les têtes métatarsiennes et les phalanges (Brockett and Chapman 2016) sous l'action du triceps sural, ce dernier induit un mouvement d'inversion et de flexion plantaire de l'arrière pied. Cette phase se termine lorsque les orteils décollent du sol.

Le pied faisant partie de la chaîne articulaire du membre inférieur, les mouvements du pied sont donc interdépendants de ceux de la jambe. Ainsi, durant les 20 premiers pourcents de la phase d'appui, l'éversion de l'arrière-pied entraîne un mouvement de rotation interne du tibia (+4 à +8°). Avec l'inversion de l'arrière-pied jusqu'au début la phase de propulsion, le tibia va ensuite retrouver sa position neutre par un mouvement progressivement de rotation externe qui sera encore amplifié durant la phase de propulsion jusqu'au décollement des orteils (2-6° de rotation externe).

1.2.4. La cinétique

La cinétique s'intéresse aux efforts qui agissent sur le pied lors du mouvement de marche. Lors de chaque phase appui, l'impact du pied génère une force réaction sur le sol (3ème loi de Newton) qui se traduit par 3 composantes dans l'espace : un effort normal au sol, un effort de cisaillement antéro-postérieur et un effort de cisaillement médio-latéral. Un profil type de ces forces de réaction au sol en condition de marche est présenté en Figure 18. Au total, trois zones représentant respectivement l'impact du talon pour le 1^{er} pic d'effort, la mise à plat du pied pour la baisse des efforts et la phase de propulsion pour le 2^{ème} pic, sont alors facilement identifiables.

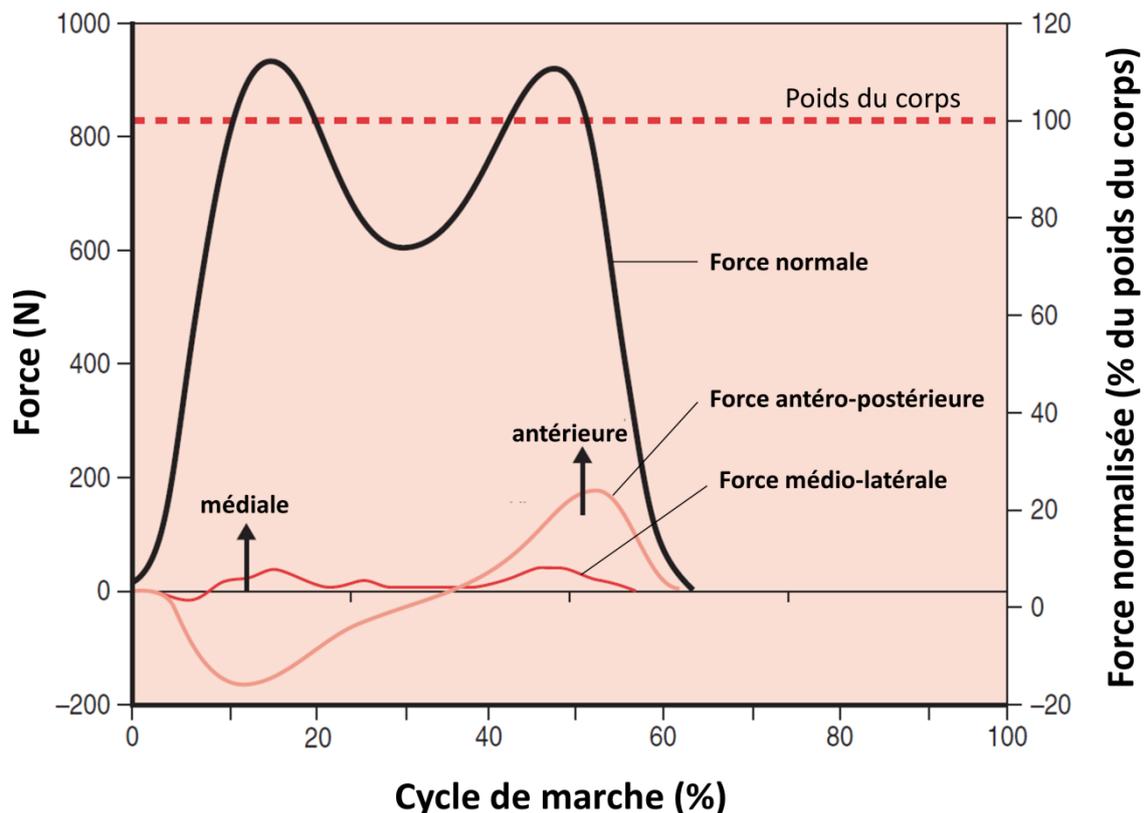


Figure 18 : Composantes des forces de réaction au sol lors de la marche (adaptée de Kirtley (Kirtley 2006))

L'allure de la force de réaction au sol étant dépendante du poids du patient, mais aussi de la vitesse de déplacement (J. Nilsson and Thorstensson 1989), une normalisation de courbe d'effort par le poids a été proposée par Kirtley (Kirtley 2006). Ces efforts se mesurent à l'aide d'une plateforme de force. Cette dernière intègre des capteurs de force triaxes qui activés lors de la marche permettent à la fois de calculer par pondération les forces et moments de réaction, mais aussi de déterminer la position et le déplacement spatial du centre de pression (CdP).

1.2.5. Autres paramètres de la marche

Les analyses quantifiées de la marche sont souvent réalisées dans un souci de précision et de représentation des mécanismes articulaires, en condition pied nu. Or, on peut légitimement se poser la question de l'influence de certains paramètres tels que l'insertion d'un chaussant ou tout autre types de semelles intercalées à l'interface entre le pied et le sol, la vitesse de marche ou l'angle d'ouverture du pied sur la biomécanique du pied et plus généralement sur le mouvement de la marche.

Franklin et al. (Franklin et al. 2015) se sont intéressés dans leur revue de littérature à comparer la cinétique, la cinématique et l'activation musculaire durant une marche pied nu et une marche avec chaussures. Des changements anatomiques et fonctionnels associés au port à long terme de chaussures ont été relevés, notamment une réduction de la largeur et de l'écrasement de l'avant-pied en charge (causé par un maintien de la chaussure), un allongement de la longueur de la foulée et une plus grande flexion dorsale lors du contact au sol. Des chaussures plus légères et flexibles semblent aussi réduire les différences dans la cinématique du pied par rapport à la marche pied nu.

Karatsidis et al. (Karatsidis et al. 2016) ont mis en évidence l'influence de l'angle d'ouverture du pas sur la force de réaction au sol suivant l'axe médio-latéral avec une augmentation du 1^{er} pic de force et une diminution du 2^{ème} pic pour un angle d'ouverture plus important, et inversement pour un angle plus faible. Ce paramètre influence aussi le degré d'adduction du genou (Andrews et al. 1996) et apparaît comme ayant un impact direct sur la distribution de pression plantaire chez des enfants (Lai et al. 2014). En effet, cette dernière publication montre qu'un angle vers l'intérieur (*toe-in*) déplace les pressions vers l'avant et la partie médiale alors qu'un angle vers l'extérieur transfère la charge latéralement et vers l'arrière du pied sans affecter l'impulsion du talon.

Enfin, la vitesse de marche est un paramètre important qui impacte directement l'ensemble des paramètres de la marche. En effet, concernant les paramètres spatio-temporels, une augmentation de la vitesse de déplacement a pour conséquence de réduire la phase d'appui et de double appui (qui tend à disparaître en courant) et d'augmenter la longueur de pas et la cadence (Kirtley 2006; Fukuchi, Fukuchi, and Duarte 2019). Par ailleurs plusieurs études mettent en avant une relation linéaire entre la vitesse de déplacement et l'augmentation de l'activité EMG de l'ensemble des muscles (den Otter et al. 2004; Warren, Maher, and Higbie 2004; van Hedel, Tomatis, and Müller 2006; George S. Murley, Menz, and Landorf 2014), l'augmentation des pressions et des forces au niveau du talon lors de l'impact et/ou de l'avant-pied lors de la propulsion (Segal et al. 2004; Stolwijk et al. 2014) et de l'augmentation des mouvements principalement dans le plan sagittal (D. Sun et al. 2018; Fukuchi, Fukuchi, and Duarte 2019).

Bien que ces paramètres semblent avoir une certaine influence sur les paramètres de la marche saine, ils ne sont, à l'exception du chaussant, pas imposés ni contrôlés lors des essais expérimentaux afin de ne pas contraindre le fonctionnement physiologique du pied et ainsi induire des réactions compensatrices.

1.2.6. Paradigmes de la fonction du pied sain et pathologique

Il est important de comprendre que l'ensemble du membre inférieur est considéré comme une chaîne articulaire fermée, c'est-à-dire que contrairement à la main dont la position ne dépend que du bras, le pied est à la fois influencé par les forces de réaction du sol, mais aussi par la position et les mouvements des segments supérieurs. Une modification du pied a alors un impact direct sur l'ensemble de la chaîne articulaire et peut donc être à l'origine de certains dysfonctionnements mécaniques et pathologies (genou, hanche, bassin, dos) (Figure 19).

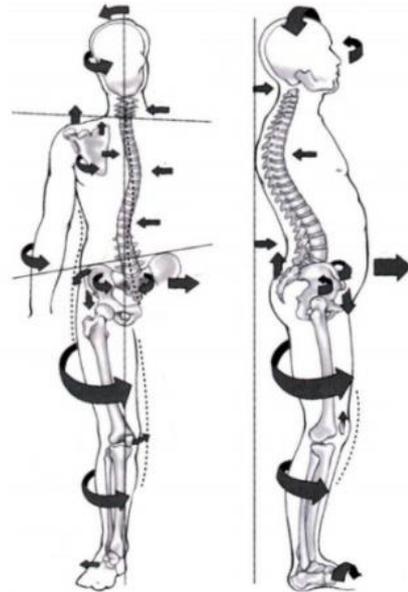


Figure 19 : Chaîne posturale et mouvements articulaires résultants (Bensussan and Nicolas 1983)

L'analyse du mouvement de marche ainsi que l'étude des troubles associés nécessitent une connaissance approfondie des mécanismes musculo-tendino-articulaires en jeu dans le mouvement du pied et de la cheville. Ainsi une bonne compréhension de ces mécanismes permet d'adapter les outils de mesures, les protocoles expérimentaux, mais aussi de proposer des traitements personnalisés et efficaces.

Afin de tenter de comprendre les mécanismes fonctionnels impliqués dans la marche et dans l'apparition de pathologies, plusieurs approches conceptuelles du pied ont été proposées au fil des années à la fois basées sur la statique, la cinétique et la cinématique. Ces paradigmes, en plus de proposer certaines corrélations entre structure anatomique/articulaire et fonction dynamique, ont aussi et surtout servi de référence au développement de nouvelles solutions thérapeutiques.

Le premier concept a été apporté par Root dans les années 50 sous le nom de **théorie de la position neutre de l'articulation sous-talienne** (Root, Orien, and Weed 1977; Kirby 2000, 2001; Woodburn, Helliwell, and Barker 2003)). Cette approche, basée sur le principe d'alignement des membres, considère qu'un fonctionnement dynamique « anormal » du pied est influencé par la position statique des articulations et notamment par la déviation de l'articulation sous-talienne de sa position dite « neutre ». Un examen biomécanique du pied en décharge et en charge permettrait alors de prédire, à partir de 8 critères de normalités (structure idéale du pied et membre inférieur), le comportement dynamique du pied durant la marche. Les conséquences de cette approche sont l'identification de 5 types de pathologies du pied (avant-pied varus ou valgus, arrière-pied varus ou valgus et pied équin), le développement de technique d'identification de la position neutre de l'articulation sous-talienne et le développement de méthodologies de conception de semelles orthopédiques basées sur un maintien rigide de l'articulation

sous-talienne dans sa position neutre. Bien que cette approche soit l'une des plus présentes dans la podologie anglo-saxonne et ait été à l'origine des concepts de la podologie actuelle, son principe a été remis en question du fait de (1) son caractère restrictif dans l'analyse de la posture du pied, (2) des nombreuses variabilités (Chuter, Payne, and Miller 2003) notamment liées aux praticiens et à leur interprétation de la position neutre (Thierry L. Chevalier and Chockalingam 2012), (3) de la diversité des pathologies, (4) de la non prise en compte de la déformation de l'avant-pied et enfin (5) de l'absence de consensus de la prédiction de la dynamique du pied basée uniquement sur la position statique de l'articulation sous-talienne (Jarvis et al. 2017).

Un second concept développé par (Dananberg 2000) et appelé **théorie de la facilitation du plan sagittal** (*Sagittal Plane Facilitation theory*) considère que le mouvement normal de l'ensemble du membre inférieur est principalement réalisé dans le plan sagittal (hanche, genou, cheville, métatarses). Ceci est basé sur le fait que, lors de la marche et grâce à l'action musculaire intrinsèque ou extrinsèque, les principaux mouvements du pied ont lieu dans le plan sagittal au niveau des pivots du talon sur le sol lors de la phase de contact, de l'articulation talo-crurale lors de la phase d'appui et de l'articulation métatarso-phalangienne lors de la propulsion. Il suffit alors d'une seule restriction de ces mouvements pour que les autres soient affectés. Pour cela un fonctionnement anormal du pied peut être corrigé en facilitant son mouvement dans le plan sagittal et donc en limitant les autres mouvements.

Le concept de **contrainte des tissus** (*tissue stress theory*) (T. G. McPoil and Hunt 1995) s'intéresse lui plus spécifiquement aux efforts et contraintes agissant sur les tissus. Contrairement à l'approche de Root focalisée sur la position neutre des articulations, cette approche se base sur le fait que la plupart des pathologies du pied et plus généralement du membre inférieur ont pour origine des surcontraintes mécaniques des tissus (os, ligaments, tendon). Le principe est de comprendre la nature de la douleur en localisant et identifiant la structure et la fonction impactée afin de limiter les niveaux de contraintes agissant dans le tissu.

Enfin, basée sur les concepts précédents, la théorie développée sous le nom d'**équilibre de l'articulation sous-talienne** (*Subtalar Joint Axis and Rotational Equilibrium (SALRE) theory*) par Kirby (Kirby 2001, 2010) considère l'articulation sous-talienne (position et orientation de l'axe) comme une zone d'équilibre dynamique entre les forces de réaction du sol et les forces musculaires d'éversion ou d'inversion du pied. L'articulation sous-talienne permettant la pronation ou la supination de l'arrière pied grâce à un axe articulaire orienté dans les 3 plans de l'espace, les pieds seraient alors définis en fonction de la position de cet axe et catégorisés en tant que pied plat (axe médialement dévié) ou pied creux (axe latéralement dévié) (Figure 20). Ce déséquilibre des forces autour de l'axe sous-talien, causé par une dysfonction musculaire ou une déviation de la position de l'articulation sous-talienne, entraînerait alors une augmentation des moments de force nécessaire au maintien de cet équilibre et donc une

augmentation des sollicitations des tissus mous (ligaments, muscles) génératrice de pathologies.

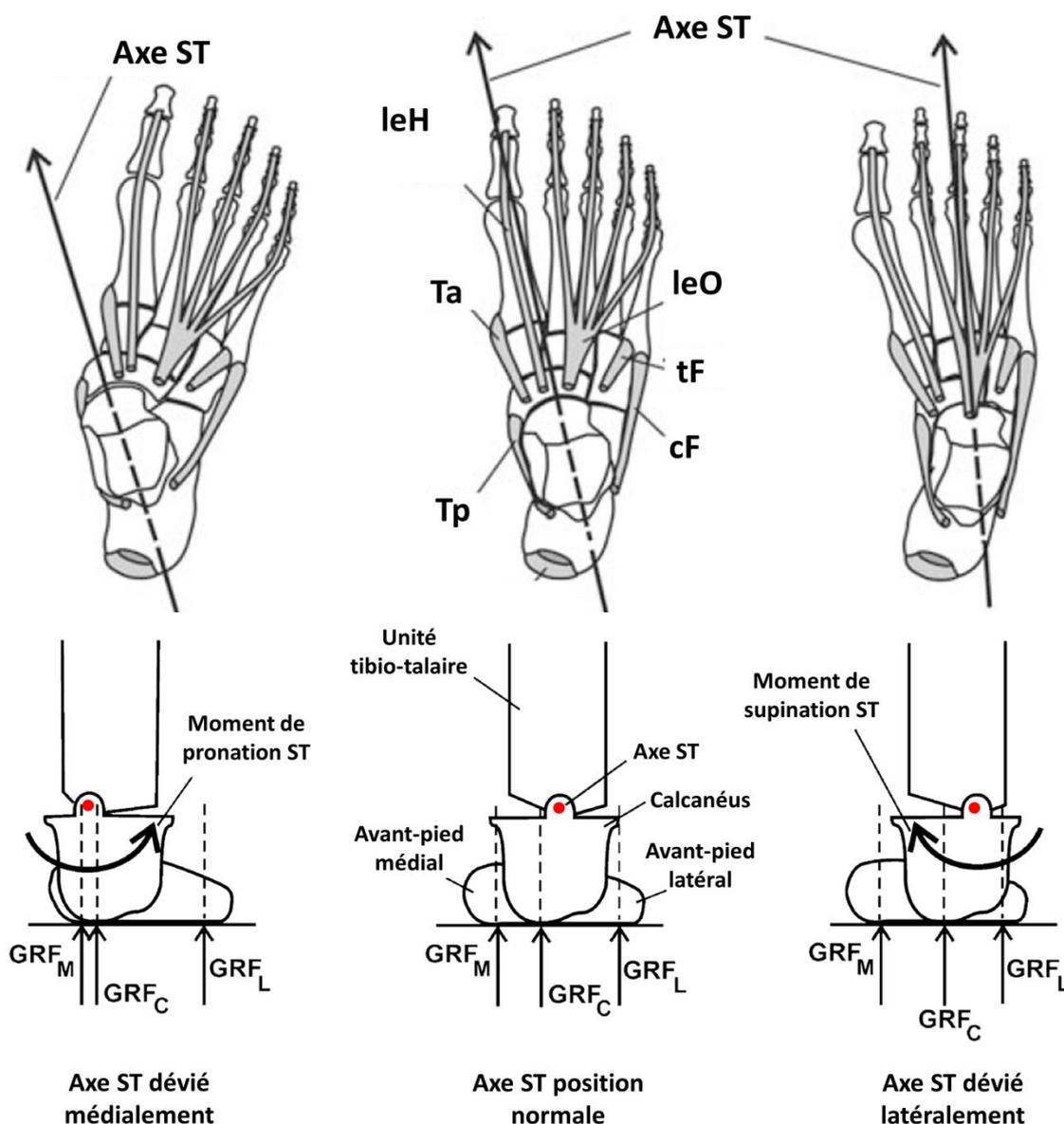


Figure 20 : Variation de la position de l'axe de l'articulation sous-talienne en fonction de la posture statique du pied a) et influence sur le mouvement de pronation/supination de l'arrière-pied b) (adaptée de Kirby (Kirby 2010)) (ST : articulation Sous-Talienne, leH : long extenseur de l'Hallux, Ta : Tibial antérieur, Tp : Tibial postérieur, cF : court Fibulaire, tF : troisième Fibulaire, leO : long extenseur des Orteils, GRF : force normale de réaction au sol)

Ces approches théoriques amènent certains questionnements quant aux mécanismes de fonctionnement sain ou pathologique du pied, à l'identification et la classification des types de pieds à partir de leur déformation statique et à la capacité de prédiction de la fonction dynamique du pied à partir d'observations statiques. Ces thématiques seront abordées dans le prochain chapitre.

1.3. Les différents morphotypes de pieds : comportement statique et dynamique

Bien que basés sur le postulat, de nos jours controversé, que la position statique du pied est un indicateur de sa fonction dynamique, les paradigmes précédemment ont néanmoins permis, par l'identification de différences structurelles statiques, l'émergence d'un concept clinique de classification de la déformation du pied. Visant à simplifier la complexité anatomique et fonctionnelle du pied, ces approches proposent un regroupement par types de déformation selon 3 grandes catégories définies comme les pieds neutres/normaux (*rectus/neutral*) (alignement de l'arrière pied et de l'avant-pied), les pieds plats ou à tendance pronatrice et les pieds creux ou à tendance supinatrice. Ces termes sont encore largement utilisés et, comme nous le verrons dans la suite de ce manuscrit, regroupent une grande variété de déformations et de pathologies, mais restent toutefois restreints à une approche statique.

Deux termes relatifs au comportement statique et dynamique du pied sont principalement utilisés lorsqu'il est question d'étudier les morphotypes de pieds. Le premier, la posture (*foot posture*), se réfère à la déformation statique du pied lié uniquement au poids du corps de la personne debout. Le second, la fonction (*foot function*), se réfère au comportement dynamique du pied lors de la marche.

Nous détaillerons dans la suite de ce travail les spécificités liées à ces grandes catégories, leur implication structurelle lors de la marche ainsi que les outils statiques et dynamiques qui ont été développés pour les étudier et aider à leur classification et à leur diagnostic. En effet, une bonne compréhension des mécanismes fonctionnels impliqués dans les différents types de pied chez l'adulte est primordiale à la mise en place de stratégies de développement d'un modèle numérique de pied paramétrable et à son évaluation lors de la marche.

1.3.1. Les différentes formes de posture du pied

1.3.1.1. Le pied plat

Le pied plat ou pied plat valgus est défini dans la littérature internationale par de nombreux termes (*flatfoot*, *valgus foot*, *pes planus*, *planovalgus*, *flat arch*, *planus feet*, *low arch*, *pes planus*, *flat foot*) qui démontrent encore la difficulté de consensus quant à la définition de cette catégorie de pied. Ce type de pied est visuellement reconnaissable en charge statique par une perte de hauteur de l'arche longitudinale médiale souvent associée à une éversion (valgus) de l'arrière pied, un déplacement médial de la tête du talus et une abduction de l'avant-pied (Figure 21). En décharge un avant-pied varus peut aussi être présent. Cet affaissement de la voûte a pour conséquence un aplatissement général du pied avec un allongement de sa longueur et un élargissement au niveau des têtes métatarsiennes (Teyhen et al. 2009).

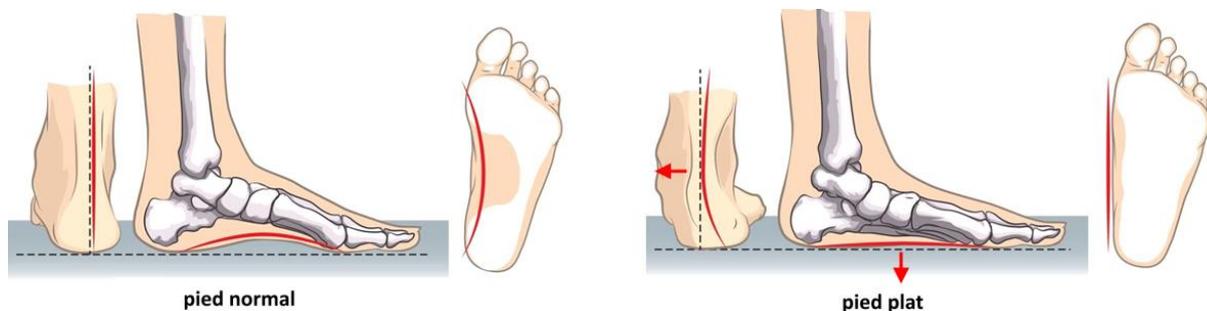


Figure 21 : Comparaison de la déformation du pied plat (droite) par rapport au pied normal (gauche)

La prévalence du pied plat varie de 0.6-77.9% (Halabchi et al. 2013) chez l'enfant alors qu'elle est autour de 15-25% dans la population générale (Pita-Fernandez et al. 2017; Kodithuwakku Arachchige, Chander, and Knight 2019). Cette posture semble néanmoins plus présente chez les femmes et les personnes avec un indice de masse corporelle (IMC) important et semble diminuer avec l'âge (Kodithuwakku Arachchige, Chander, and Knight 2019). Les pieds plats sont dans la majorité des cas asymptomatiques, mais souvent associés à une augmentation des risques de blessures (fracture de fatigue (Neal et al. 2014)) mais aussi au développement de déformations (hallux valgus) ou à l'apparition de douleurs plantaires (fasciite plantaire (Bolglia and Malone 2004; Irving, Cook, and Menz 2006)), de dos, (Kendall, Bird, and Azari 2014; Hylton B. Menz et al. 2013a, 2013b) mais aussi de genou (syndrome fémoro-patellaire (Neal et al. 2014)).

Les types de pieds plats sont nombreux et peuvent être classifiés selon leur souplesse (souple ou rigide) et leur origine (congénitale ou acquise avec le temps). Ainsi, un pied plat est dit **souple et réductible** s'il se déforme en charge et retrouve sa forme initiale en décharge et **rigide et irréductible** si sa déformation est fixée, c'est-à-dire autant présente en charge qu'en décharge. L'apparition de cette déformation peut être liée à de nombreux facteurs parmi lesquels un traumatisme (fracture, lésion

ligamentaire...), une dysfonction musculaire, un problème neurologique (Z. Wang et al. 2014), l'obésité ou une hyper laxité articulaire (Richie 2007; Z. Wang et al. 2014).

Chez l'adulte, l'apparition d'un pied plat est le plus souvent liée à un phénomène dégénératif dont l'une des principales causes est une dysfonction du muscle tibial postérieur (*Posterior Tibial Tendon Dysfunction* (PTTD)) (Richie 2007; Shibuya et al. 2010; Z. Wang et al. 2014; Toullec 2015; Smyth et al. 2017), aussi appelée pied plat acquis de l'adulte (*Adult Acquired Flatfoot Deformity* (AAFD)). Lors du fonctionnement physiologique du pied, le tendon tibial postérieur, par sa position par rapport à l'articulation sous-talienne, exerce le moment d'inversion du pied le plus important. Dans le cas du pied plat acquis de l'adulte, une dysfonction de ce muscle (tendinose, traumatismes) a pour conséquence de créer un déséquilibre des moments de forces conduisant à un affaiblissement du support de l'arche et donc à une augmentation progressive de la tension dans les tissus secondaires passifs impliqués dans le maintien des articulations (Smith, Adelaar, and Wayne 2017; Deland et al. 2005). Il a été montré que les structures les plus impactées par cette dysfonction sont les ligaments **ressort** (Deland 2001; Deland et al. 2005; Richie 2007), **talo-calcaneén interosseux** (Deland et al. 2005) et deltoïde antérieur (Gazdag and Cracchiolo 1997; Deland et al. 2005) (Deland et al. 2005). Le rôle du ligament ressort dans l'abduction et la flexion plantaire a aussi été mis en avant lors d'études cadavériques (MacDonald et al. 2018) et il serait lié à la laxité de l'articulation médio-tarsienne (Franco 1987; Van Boerum and Sangeorzan 2003; Toullec 2015). Par ailleurs, le rôle du fascia plantaire n'est pas encore clairement défini puisque bien qu'il ne semble pas être la structure la plus impactée chez des personnes présentant des pieds plats (Deland 2001; Deland et al. 2005), la surreprésentation de pathologies telle que la fasciite plantaire ou aponévrosite plantaire, liée à une sur-sollicitation du fascia plantaire (Bolgia and Malone 2004), ou l'observation de la défaillance du mécanisme de windlass (Richie 2007; Toullec 2015) dans lequel il est impliqué, démontrent néanmoins que cette structure est le siège de nombreuses sollicitations mécaniques (Wearing et al. 2006).

Une classification en 4 étapes représentatives de la progressivité de la déformation a été proposée par Johnson et al. (Johnson and Strom 1989) et Myerson (Myerson 1997), les phases 1 et 2 correspondant à une déformation mineure encore réductible et la 4^{ème} à une déformation majeure irréductible. Cette notion de réductibilité est identifiée lors de l'examen clinique par une analyse de la mobilité articulaire (test de Jack) et de la fonction musculaire. Pour cela des mesures radiographiques, anthropométriques ou cinématiques peuvent aussi être réalisées en complément d'une approche uniquement visuelle pour faciliter le diagnostic.

Le pied plat acquis de l'adulte soulève néanmoins encore certaines interrogations qui portent principalement sur l'origine primaire de cette déficience. En effet la dysfonction du tibial postérieur pourrait être comme nous l'avons dit la cause de l'effondrement de l'arche et de la sur-sollicitation des ligaments de l'arrière-pied tout comme la conséquence d'un déséquilibre des forces agissant sur l'arrière-pied et qu'il ne serait en capacité de compenser (George S. Murley, Menz, and Landorf 2009b).

1.3.1.2. Le pied creux

Le pied creux ou pied varus est présenté dans la littérature par de nombreuses dénominations (*high arch, pes cavus, cavus feet, cavovarus, varus foot, supinated, underpronating, nonpronating*) et se caractérise visuellement par une accentuation de la hauteur de l'arche médiale du pied (Franco 1987). Cet aspect morphologique est facilement identifiable à partir de l'analyse de l'empreinte podoscopique qui révèle alors une surface de contact réduite voir inexistante au niveau du médio-pied et de la bande d'appui latérale (Figure 22).



Figure 22 : Les différents degrés de déformation du pied creux (1er, 2ème, 3ème, 3ème + orteils griffe) observable par empreinte podoscopique (G Curvale and A Rochwerger 2002)

Le pied creux est présent chez 10-25% de la population (Sachithanandam and Joseph 1995; Ledoux et al. 2003). Si cette accentuation de la hauteur de l'arche visible en décharge est toujours présente en charge, on parle alors de pied creux rigide, sinon de pied creux flexible (ou faux pied plat). Suivant leurs caractéristiques morpho-anatomiques, les pieds creux sont définis comme direct, antéro-interne (antéro-médial, varus, avant-pied valgus, *forefoot valgus*) ou valgus.

Le pied creux direct se caractérise par un creusement des 2 arches médiales et latérales (1 et 5^{ème} rayon) alors que le talon est en position neutre ou en valgus physiologique et qu'il n'y a ni pronation ni supination de l'avant-pied. La déformation de la voûte est alors uniquement longitudinale. Il existe 3 types de pieds creux directs selon que la hauteur de l'arche est induite par une verticalisation des métatarses avec cassure au niveau du médio-pied (direct antérieur), une verticalisation du calcaneus (direct postérieur) ou une verticalisation combinée des métatarses et du calcaneus (direct mixte) (Figure 23).

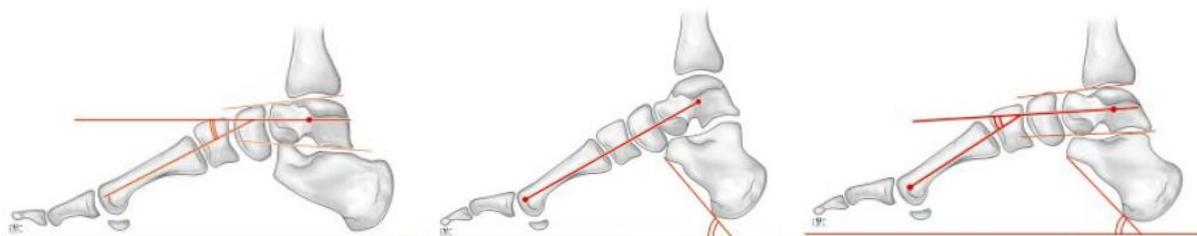


Figure 23 : les différents types de pieds creux directs respectivement de gauche à droite : antérieur, postérieur et direct mixte (G Curvale and A Rochwerger 2002)

Le pied creux antéro-interne (varus de l'avant-pied) se caractérise en décharge par une pronation excessive de l'avant-pied par rapport à l'arrière pied avec une verticalisation croissante des métatarses du 5^{ème} au 1^{er} rayon et un valgus physiologique de l'arrière pied. Lors de sa mise en charge, le pied trouve sa stabilisation par le contact entre et le talon et les têtes métatarsiennes. Or dans le cas d'une pronation excessive et rigide de l'avant-pied, l'horizontalité des têtes métatarsiennes avec le sol n'étant plus conservée, un mouvement compensatoire de supination de l'arrière pied est alors nécessaire pour garantir un appui équilibré (Figure 24). Le varus de l'arrière-pied est initialement réductible, mais devient de plus en plus raide pour devenir irréductible.



Figure 24 : Représentation d'un pied neutre en charge (gauche), d'un pied creux varus de l'avant-pied en décharge (centre) et ce même pied creux en charge mixte (G Curvale and A Rochwerger 2002)

Enfin, le pied creux valgus se caractérise par une pronation de l'arrière pied (valgus calcanéen) et une élévation de l'arche externe. En décharge, il présente une forme proche de celle du pied plat. Cette valgisation de l'arrière-pied est alors compensée par une supination de l'avant-pied (dysfonction des muscles inverseurs) ce qui entraîne une abduction de l'avant par rapport à l'arrière pied.

Les pieds creux ont une origine principalement neurologique (myopathies, neuropathies périphériques héréditaires, infirmités motrices cérébrales, maladie de Charcot-Marie-Tooth...), mais peuvent aussi être liés à des pathologies ostéo-articulaires (fractures, insuffisance de rééducation, immobilisation prolongée). Étant par définition rigides, ils présentent donc une mobilité articulaire générale réduite. Cette raideur a pour conséquence d'empêcher la voûte plantaire de se déformer et de réaliser son rôle d'absorption des forces (Bolgia and Malone 2004) ce qui rend donc ces types de pieds plus propices aux pathologies liées aux chocs (H. B. Menz 1998; Williams et al. 2001; Barnes, Wheat, and Milner 2008). Ainsi les pieds creux sont associés à certaines pathologies comme la fasciite plantaire, les fractures de fatigue, un risque d'entorse plus élevé et des douleurs liées à la concentration des appuis sur le talon (talalgie) et les métatarses (métatarsalgie) (Tong and Kong 2013). Les pieds creux sont néanmoins assez communs et plutôt bien tolérés. Une prise en charge thérapeutique peut toutefois se justifier afin de décharger les zones d'hyper appui, réduire la tension du fascia en soutenant l'ensemble du pied, limiter le conflit avec le chaussant ou limiter une déformation qui pourrait avoir des répercussions sur l'ensemble de la chaîne musculo-squelettique et donc sur la marche.

1.3.1.3. Synthèse

Comme vu précédemment, les différents types de pieds qu'ils soient de tendance pronatrice (pied plat) ou supinatrice (pied creux) se démarquent principalement par une différence de hauteur d'arche et une déformation articulaire en charge pouvant entraîner l'apparition de pathologies plus ou moins douloureuses et handicapantes. Lorsque la douleur est présente, la déformation est dite symptomatique, un examen clinique permettra alors d'en déterminer la cause et une approche thérapeutique pouvant faire intervenir le port d'une semelle orthopédique pourra être proposée. Dans les cas les plus graves, une chirurgie sera conseillée.

L'identification claire du type et de la sévérité de la déformation du pied est donc un enjeu important pour le clinicien dans la définition de son diagnostic et la mise en place de son traitement thérapeutique, mais aussi pour le chercheur pour qui le développement de protocoles expérimentaux robustes est nécessaire à une meilleure compréhension et évaluation des mécanismes fonctionnels et lésionnels.

Malgré la difficulté de classification des morphotypes de pieds liés notamment à une importante variabilité morphologique et pathologique, un grand nombre d'approches initialement fondées sur des critères d'évaluations statiques, mais de plus en plus tournées vers la compréhension de la fonction dynamique, sont proposées dans la littérature scientifique pour aider à la quantification et la compréhension de ses déformations (Razeghi and Batt 2002). Nous passerons en revue dans les parties suivantes les différentes méthodes d'évaluation de la posture développées à partir d'approches statiques, mais aussi dynamiques permettant d'identifier les types de pieds et de comprendre leur fonction.

1.3.2. Évaluation statique

1.3.2.1. Par des méthodes directes

Mesures anthropométriques

L'une des premières méthodes pour identifier les niveaux de déformation du pied en charge ou en décharge est la mesure de paramètres anthropométriques. En effet cette approche ne nécessite que des outils de mesures simples (règle, pied à coulisse, goniomètres) qui peuvent être facilement appliqués en routine clinique. Quelques-uns des principaux critères sont détaillés ci-après (Figure 25) et des valeurs utilisées pour la classification des types de pieds sont reportées dans le Tableau 3 en synthèse de cette partie.

- **La hauteur d'arche** (*Arch Height index (AHI)* ou *dorsal arch ratio*). Cet indice mesure la hauteur du pied prise à 50% de sa longueur (*dorsal arch*) puis la divise par la longueur du pied moins les orteils (pour exclure des pathologies qui peuvent influencer l'indice) (Williams and McClay 2000; Butler et al. 2008).

- **La hauteur naviculaire** (*Navicular height* (NH)). La hauteur naviculaire mesure la distance, dans le plan sagittal, entre la face inférieure du naviculaire et le sol. Elle peut être **normalisée** par la longueur du pied (*normalized navicular height* (NNH)) ou par la longueur du pied sans les orteils (*normalized navicular height truncated* (NNHt)).
- **L'angle de l'arche longitudinale** (*longitudinal arch angle* (LAA)) correspond à l'angle entre la ligne reliant le naviculaire à la malléole interne avec la ligne reliant le naviculaire à la première tête métatarsienne (Thomas G. McPoil and Cornwall 2005).
- **L'angle de l'avant-pied** (*forefoot to rearfoot relationship* (FF-FR)) est un indicateur qui permet de mesurer, en décharge, l'angle formé par la ligne bissectrice du calcaneus avec le plan des têtes métatarsiennes. Mesuré à l'aide d'un goniomètre, ce critère permet de relever un varus ou valgus d'avant-pied. Il peut aussi être associé à la mesure de **l'angle calcanéen en charge** pour classifier le type de pied (Root, Orien, and Weed 1977; Hillstrom et al. 2013).

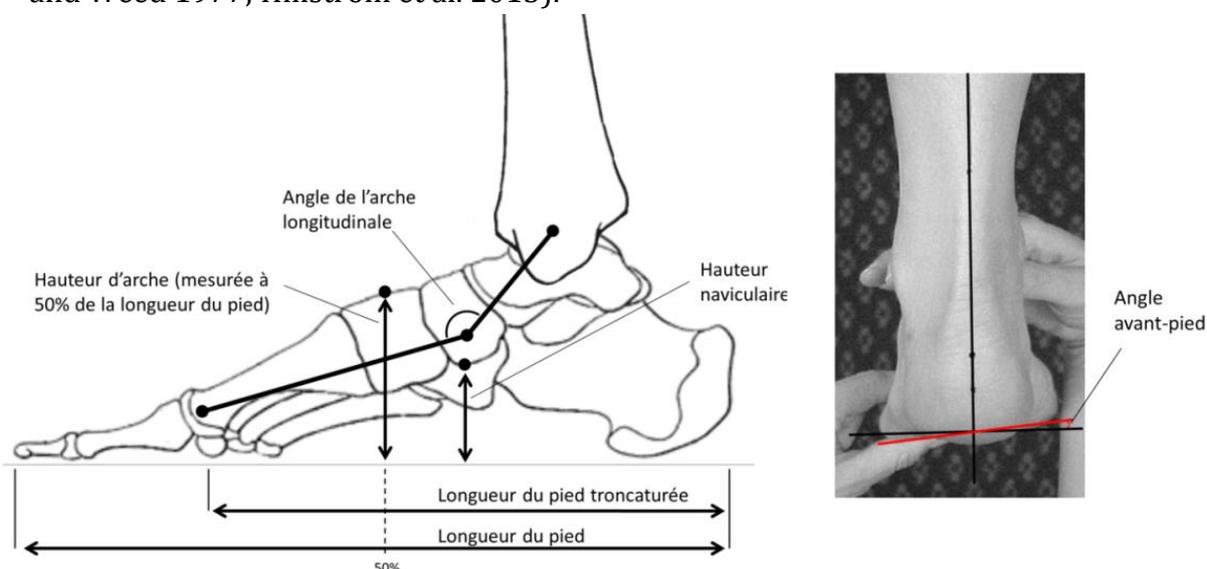


Figure 25 : Principaux critères anthropométriques de caractérisation de la posture du pied

Clichés radiographiques

L'étude des clichés radiographiques en charge, qu'ils soient dans le plan sagittal, frontal ou coronal, permet de renseigner le clinicien sur la présence de certaines pathologies ou blessures, mais aussi sur l'organisation spatiale des os du pied. À partir de ces images, des critères d'évaluation du degré de la déformation articulaire en charge ont été développés (Figure 26). Il existe ainsi plus d'une trentaine de critères basés sur des mesures d'angles ou de distances qui permettent ainsi de quantifier ce degré de déformation (Lamm et al. 2016) dont les principaux sont présentés ci-après :

- **La pente calcanéenne (vue sagittale)** : Angle d'inclinaison du calcaneus formé par la tangente à la face plantaire du calcaneus avec le sol.
- **L'angle de Djian-Annonier (vue sagittale)**: Angle formé par 2 droites reliant le point inférieur de l'os sésamoïde médial de l'hallux et le point le plus bas de l'articulation talo-naviculaire avec une 2ème droite reliant ce dernier point avec le point inférieur du calcaneus.

- **L'angle de Méary-Toméro (vue sagittale)** : Angle formé par l'axe du talus avec celui du 1^{er} métatarsien.
- **L'angle de divergence talo-calcanéenne (vue sagittal et transverse)** : Angle formé par l'axe longitudinal du talus avec celui du calcaneus. Dans le plan transverse, cet angle est appelé angle de Kite.
- **L'angle calcanéoméatarsien (ou de Hibbs) (vue sagittale)** : Angle formé par l'axe du 1^{er} métatarse avec l'axe du calcaneus ou la pente calcanéenne s'ils sont être considérés parallèles.

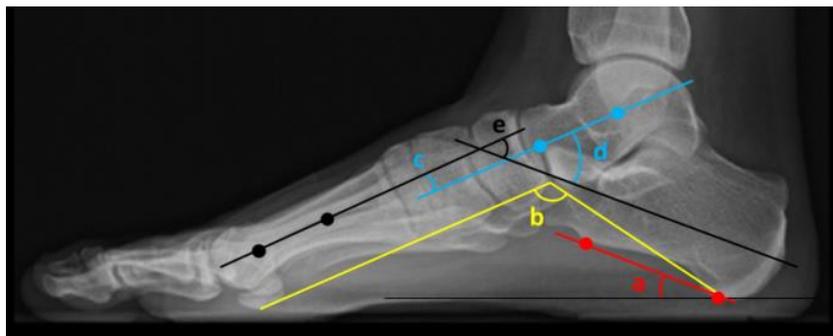


Figure 26 : Représentation des principales mesures radiographiques dans le plan sagittal, a : inclinaison du calcaneus, b : angle de Djian-Annonier, c : angle de Méary-Toméro, d : divergence talo-calcanéenne, e : angle calcanéoméatarsien

L'utilisation de clichés radiographiques apporte des précisions supplémentaires sur la position et l'organisation des os en charge statique. Les critères développés permettent en effet de distinguer des différences significatives entre les différents types de pieds (Figure 27) tout en fournissant des seuils de références quant au degré de la déformation (Tableau 3). Les pieds plats présentent en effet une augmentation du déplacement osseux notamment au niveau de l'arrière-pied et de l'articulation sous-talienne (Ledoux et al. 2006; Ferri et al. 2008) avec une augmentation de l'inclinaison du calcaneus et une éversion du talus.



Figure 27 : Identification par radiographie d'un pied creux (gauche) et d'un pied plat (droite) (medicalforum.ch)

1.3.2.2. Par des méthodes indirectes

Empreintes podobaroscopiques

Un des premiers indicateurs du morphotype du pied est l'empreinte formée par la déformation du pied en charge statique sur une surface plane. En effet, de par sa souplesse, un pied plat présentera un affaissement de sa voûte médiale et donc, au niveau du médio-pied, une surface de contact au sol plus importante. Pour différencier ces types de pieds, plusieurs méthodes basées sur l'analyse de l'empreinte ont été développées et présentées dans la littérature (Razeghi and Batt 2002). Nous présenterons ici les principales (Figure 28) :

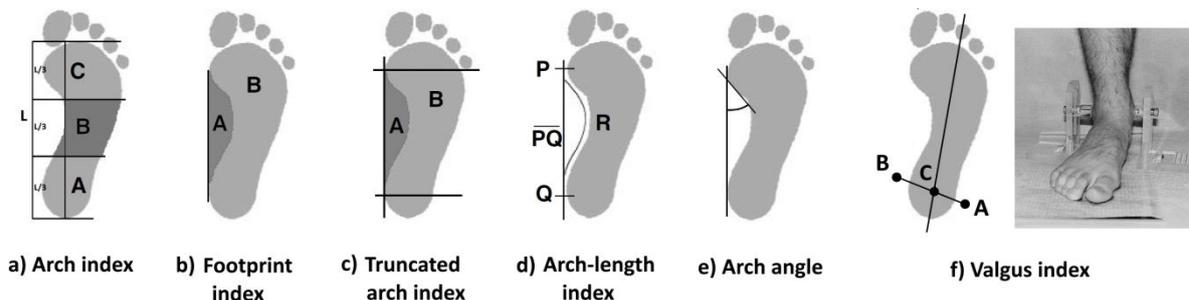


Figure 28 : Les différents critères d'évaluation de la posture du pied par l'analyse des empreintes (adaptée de Menz (H. B. Menz 1998) et Razeghi et al. (Razeghi and Batt 2002)).

- **L'Arch index (AI)** est un indicateur développé par Cavanagh et al. (Cavanagh and Rodgers 1987) basé sur l'analyse de l'aire de contact formée par l'empreinte du pied. Cet indice est calculé à partir de la division verticale en 3 longueurs égales de l'empreinte du pied sans les orteils. L'indice correspond alors au ratio de l'aire de la zone du médio-pied par l'aire totale de l'empreinte : $AI = \frac{B}{A+B+C}$ ((A), (B) et (C) les aires respectives des zones de l'arrière, du médio et de l'avant-pied) (Figure 28 a). Adapté de l'*arch index* par Chu et al. (Chu et al. 1995), le **Modified Arch index (MAI)** se calcule en remplaçant l'aire utilisée par l'AI par la somme des pressions reportée dans chacune des 3 zones : $MAI = \frac{I_B}{I_A+I_B+I_C}$ (I_i : somme des pressions dans chacune des zones).
- **Le Footprint index (FI)** (Irwin 1937) est le ratio entre l'aire de non-contact définie entre le bord médial de l'empreinte (A) et l'aire totale de contact (B) (Figure 28 b)). Dérivé de cet indice, le **Truncated arch index** (Figure 28 c) correspond lui au ratio entre l'aire de non-contact définie entre le bord médial de l'empreinte (A) et l'aire de l'empreinte comprise entre 2 lignes horizontales formées par les points les plus médiaux au niveau du talon et de la première tête métatarsienne (Hawes et al. 1992)
- **L'Arch length index (ALI)** développé par Hawes et al. (Hawes et al. 1992) est le ratio de la distance entre les points les plus médians du talon et du premier métatarsien avec la longueur du bord intérieur de l'empreinte reliant ces deux points (Figure 28 d)).

- **L'Arch angle (AA) ou foot angle (FA)** (Clarke 1933) correspond à la mesure de l'angle entre le bord médial de l'empreinte et la ligne passant par le point le plus médial de la région des métatarses et tangente au premier métatarse (Figure 28 e).
- Enfin, le **Valgus index (VI)** et le **maleolar valgus index (MVI)** (Song et al. 1996) sont des indices qui permettent de mesurer le déplacement latéral de la cheville par rapport au centre du talon. Le VI se calcule à partir de la distance inter malléolaire (AB) et l'intersection (C) entre cette ligne AB et la droite reliant le centre du talon avec le 3^{ème} orteil, par la formule : $VI = \frac{1}{2} \cdot AB - \frac{AC \cdot 100}{AB}$ (AC : distance entre la malléole externe avec le centre inter malléolaire) (Figure 28 f)). Le MVI, diffère du VI par la détermination du point C' défini comme intersection de la ligne inter malléolaire avec la bissectrice du pied et se calcule :

$MVI = -\frac{\frac{1}{2}AB - AC'}{AB} \times 100$. Il apparaît toutefois que le MVI ne permettrait pas de discriminer le pied normal du pied creux (Hillstrom et al. 2013).

Approche visuelle : le *Foot posture index*

Une approche centrée sur une classification visuelle du pied a été proposée par Redmond et al. (Redmond, Crosbie, and Ouvrier 2006) sous le nom du *foot posture index* (FPI). Cet outil est basé sur une évaluation par le clinicien de 6 critères morphologiques prédéfinis sur une personne statique debout (Annexe 3). Chacun des critères se verra ainsi attribuer une note comprise entre -2 pour une extrême pronation et +2 pour une extrême supination (0 étant la valeur neutre) ce qui permettra de déterminer par un score global compris entre -12 et +12 le degré de déformation du pied. Un pied est considéré normal/neutre avec un score global compris entre 0 et +5, puis pronateur (plat) avec un score supérieur à 6 et supinateur (creux) avec un score inférieur à 0. Cette méthodologie ne nécessite aucun matériel, à l'avantage d'être facilement et rapidement applicable en contexte clinique et présente un très bon niveau de fiabilité (ICC : [0.61-0.91]) (Redmond, Crane, and Menz 2008).

1.3.2.3. Synthèse

Depuis l'énoncé des premiers paradigmes dans les années 50, l'étude de la posture statique du pied a fait l'objet de nombreuses études visant à clarifier les mécanismes fonctionnels potentiellement impliqués dans le développement de pathologies. Le point de départ de ces études est le postulat que des anomalies posturales statiques auront un impact notable sur le comportement dynamique du pied. C'est particulièrement en s'appuyant sur cette notion « d'anormalité de la fonction », généralement acceptée dans la communauté, que les 3 grandes catégories que sont les pieds normaux, les pieds plats et les pieds creux ont été définies et que des critères de classification ont été développés. Afin d'évaluer les niveaux de déformation de la posture statique et donc l'anormalité de la fonction dynamique, des valeurs de références sont proposées pour aider les cliniciens et les chercheurs dans leur pratique (Tableau 3).

Tableau 3 : Critères de mesures et valeur de références utilisées pour classifier les types de pieds

Critères		Pied creux (voûte élevée)	Pied neutre/ normal	Pied plat (voûte basse)	Références
Visuels	Foot Posture Index	≤ -1 ≤ 0 ≤ +1	[0 ; +5] [+1 ; +7] adulte [+2 ; +9] (<18)	≥ +6 ≥ +8 ≥ 10	(Redmond, Crosbie, and Ouvrier 2006) (Redmond, Crane, and Menz 2008) (Redmond, Crane, and Menz 2008)
Anthropométriques	Arch height index (AHI)	>0.356		<0.275	(Williams et al. 2001)
	Hauteur naviculaire (NH)	>56	[55 ; 36]	<35	(M. K. Nilsson et al. 2012)
	Hauteur naviculaire normalisée (NNH)	≤0.11	[0.11 ; 0.25]	≥0.25	(Buldt, Levinger, et al. 2015)
	Hauteur naviculaire normalisée tronquée (NNHt)	>0.31	[0.31 ; 0.22]	<0.22	(Buldt, Forghany, et al. 2018)
	Longitudinal arch angle (LAA)	>150	[150 ; 130]	<130	(Thomas G. McPoil and Cornwall 2005) (M. K. Nilsson et al. 2012)
	Angle avant-pied (FF-RF angle)	≥ 1° valgus	[0 ; 4° varus]	≥ 5° varus	(Root, Orien, and Weed 1977)
Empreintes	Arch Index (AI)	≤0.22 ≤0.21 ≤0.217 ≤0.21	0.22 ; 0.31 [0.21 ; 0.26] [0.217 ; 0.261] [0.21 ; 0.28]	≥0.31 ≥0.26 ≥0.261 ≥0.28	(Buldt, Levinger, et al. 2015) (Cavanagh and Rodgers 1987) (Xiong et al. 2010) (Hylton B Menz et al. 2012)
	Modified arch index (MAI)	<0.093 <0.047 <0.03	/ / [0.03 ; 1.16]	>0.178 >0.158 >0.16	(Chu et al., 1995) (Xiong et al. 2010) (Riskowski et al. 2013)
	Malleolar Valgus index (MVI)	<11% (tendance varus arrière-pied)	[11 ; 14]	>14% (tendance valgus arrière pied)	http://innofoot.ibv.org/index.php/en/biomechanical-assessment-procedures/550-valgus-index
Radiographiques	Divergence talo-calcanéenne (sagittal)	<35	[25 ; 45]	>45	(Gentili et al. 1996)
	Divergence talo-calcanéenne (transversal)	<15	[15 ; 25]	>25	(G Curvale and A Rochwerger 2002) (Rosenbaum et al. 2014)
	Angle de Djian-Annonier	<120	[120 ; 130]	> 130	(G Curvale and A Rochwerger 2002)
	Inclinaison du calcaneus	>25	[25 ; 15]	< 15	(G Curvale and A Rochwerger 2002) (Aminian and Sangeorzan 2008) (Gentili et al. 1996) (Lamm et al. 2016)
	Angle de Méary-Toméro	Modéré [5 ; 15] Sévère [15 ; 30]	[5 ; -5] proche de 0	Modéré [-5 ; -15] Sévère [-15 ; -30]	(Rosenbaum et al. 2014)
	Angle calcanéoméatarsien	<130	[130 ; 160]	> 160	Hibbs
	Hauteur naviculaire (NH)	>50	[50 ; 30]	<30	(Lamm et al. 2016)

Toutefois, bien que ces critères ne présentent pas tous les mêmes niveaux de fiabilité (Annexe 4), liés aux incertitudes des méthodes et outils utilisés, leur corrélation entre eux n'apparaît pas (Annexe 5). Alors que les critères anthropométriques sont ceux qui présentent la plus grande variabilité interindividuelle, les clichés radiographiques apparaissent comme les mesures les plus fiables en termes de mesure intra et inter-individus. Les mesures radiographiques et anthropométriques de la hauteur naviculaire apparaissent fortement corrélées entre elles ($0.72 < r < 0.99$). Ces mesures radiographiques

ont toutefois une corrélation faible avec l'angle d'inclinaison calcanéen ($0.44 < r < 0.6$) et limitée avec l'angle entre le 1^{er} métatarsien et le calcanéus ($-0.53 < r < -0.77$). Le FPI est aussi le critère qui montre une forte corrélation avec les mesures directes de la hauteur naviculaire ($r=0.73$) bien qu'elle soit plus faible avec les mesures radiographiques ($r=0.36-0.59$) (Hylton B. Menz and Munteanu 2005). Par ailleurs, de très faibles corrélations ont été trouvées entre L'AH, le MVI et l'AHl avec les critères d'empreintes ($0.1 < r < 0.45$) et l'ALI et l'Arch angle avec les critères anthropométriques ($0.1 < r < 0.45$), ce qui peut interroger sur leur fiabilité et/ou leur utilisation pour discriminer un niveau de déformation. De même, concernant les critères d'empreintes entre eux, des niveaux de corrélation différents entre les études ont été reportés pouvant aller de 0 à 0.93 pour l'ALI a des valeurs de 0.5 à 0.9 pour les autres critères ce qui interroge sur la fiabilité réelle de ces outils, sur les degrés de déformation des personnes incluses ou sur le caractère représentatif du critère utilisé. Enfin, concernant les critères d'*arch index* (AI, TAI, MAI), ceux-ci présentent de fortes corrélations entre eux ($0.76 < r < 0.94$) alors que l'*arch index* (AI) démontre une bonne corrélation avec l'ensemble des mesure radiographiques ($0.51 < r < 0.71$) et avec les mesures de la hauteur naviculaires ($0.47 < r < 0.73$).

L'ensemble de ces critères montre qu'il n'y a pas encore de consensus quant à une définition normalisée de la posture statique. En effet cette classification des types de pieds est historiquement source de débat puisqu'elle se base sur un concept de « pied neutre/normal » qui ne fait pas consensus puisque difficilement définissable, ce qui rend par ailleurs la comparaison des études entre elles compliquée. Il apparaît néanmoins que les déformations les plus importantes apparaissent comme les plus facilement discriminantes et donc les plus fiables en termes de classification, peu importe le critère utilisé.

Basés sur l'étude des précédents indices statiques, certains auteurs ont proposé des protocoles de classifications intégrant plusieurs de ces critères. Une des premières approches qui a été proposée par Root et al. (Root, Orien, and Weed 1977) est basée sur 8 critères de normalité (structure idéale du pied et membre inférieur) définis par un examen biomécanique du pied en décharge et en charge (Tableau 4). Cette approche, bien que critiquée pour être trop restrictive (Kirby 2000), a été l'une des premières à être utilisée puis adaptée (Hillstrom et al. 2013). Plus récemment, des méthodes de classification basées à la fois sur des mesures cliniques et radiographiques ont aussi été proposées (George S. Murley, Menz, and Landorf 2009a).

Tableau 4 : Classification des types de pieds par Root (Root, Orien, and Weed 1977).

Examen clinique	Plat	Neutre	Creux
Position du calcanéus en charge (<i>resting calcaneal stance position</i> : RSCP)	$\geq 4^\circ$ valgus	[2° varus ; 2° valgus]	$\geq 0^\circ$ varus
Position de l'articulation sous-talienne en décharge (<i>subtalar joint neutral position</i>)	/	[2° varus ; 2° valgus]	$\geq 4^\circ$ varus
Rapport entre l'avant et arrière-pied en décharge (<i>forefoot to rearfoot alignement</i> : FF-RF)	$\geq 4^\circ$ varus	[2° varus ; 2° valgus]	$\geq 4^\circ$ valgus

Bien que de nombreux critères aient été développés pour aider à l'identification et à la classification des types de pieds, ceux-ci ne considèrent qu'une condition statique analysée généralement en 2D et ne prennent pas en compte les notions de mouvements articulaires et d'action musculaire. En effet, durant les activités dynamiques (marche, course à pied, saut), le pied est majoritairement dans une phase d'appui unipodal qui concentre le plus important taux de chargement et de sollicitation musculo-tendineuse. L'influence de l'augmentation de la charge et donc le rôle de certains mécanismes dynamiques pouvant impacter sur la fonction du pied (saine ou pathologique) (Balsdon et al. 2016) ne sont donc pas pris en compte. Nous développerons dans la suite de cette partie l'utilisation des différentes approches dynamiques pour mieux comprendre l'influence de la posture statique du pied sur sa fonction dynamique lors de la marche et ainsi identifier au travers de critères dynamiques les caractéristiques des différents types de pieds.

1.3.3. Évaluation dynamique

1.3.3.1. L'activité musculaire

L'étude de l'activité musculaire permet d'identifier le rôle des différents muscles moteurs du pied dans le maintien ou la dysfonction de sa posture. Une revue de littérature menée par Murley et al. (George S. Murley et al. 2009) a relevé certaines évidences concernant les pieds pronateurs, notamment une plus **grande activité des muscles inverseurs** impliqués dans le soutien de la voûte et une diminution de l'activité des muscles éverseurs. Ceci a été confirmé pour le pied plat par Murley et al. (George S. Murley, Menz, and Landorf 2009b) avec une augmentation de l'activité musculaire pour le tibial antérieur (phase de contact), le tibial postérieur (phase d'appui intermédiaire et de propulsion), alors qu'une diminution a été relevée pour le long fibulaire. Il apparaît ainsi que les muscles gastrocnémiens ne semblent pas impactés par la posture du pied en dynamique (George S. Murley, Menz, and Landorf 2009b; George S. Murley et al. 2009). Cette évolution dans l'activité musculaire peut, d'après les auteurs, refléter une compensation neuromusculaire permettant de réduire la surcharge de l'arche longitudinale médiale chez les personnes ayant les pieds plats. Néanmoins certaines limites liées aux méthodologies de classification statique de la posture non normalisées ou aux méthodes de mesures de l'activité musculaire ont été soulevées et questionnent sur la fiabilité des résultats.

Outre l'activité musculaire, des études se sont intéressées à l'étude de la structure musculaire dont le volume (nombre de fibres) est dépendant du niveau de sollicitation. Il apparaît que la raideur des muscles intrinsèques (fascia plantaire, court fléchisseur de l'hallux et des orteils) n'affecte pas la posture du pied (Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018). Par ailleurs, chez des personnes présentant un pied plat, des épaisseurs significativement plus grandes ont été relevées pour le **long fléchisseur de l'hallux** et des **orteils** (Angin et al. 2014; X. Zhang, Aeles, and Vanwanseele 2017; Angin, Mickle, and Nester 2018) ainsi que pour le **court fléchisseur des orteils** (X. Zhang, Aeles, and Vanwanseele 2017;

Angin, Mickle, and Nester 2018) et le **tibial antérieur** (G. S. Murley et al. 2014). Au contraire, le **tendon d'Achille** (G. S. Murley et al. 2014), l'**abducteur du petit orteil** (X. Zhang, Aeles, and Vanwanseele 2017), le **fascia plantaire** (Angin et al. 2014; Angin, Mickle, and Nester 2018) et le **court fléchisseur de l'hallux** (Angin et al. 2014; Angin, Mickle, and Nester 2018) semblent moins épais alors que pour ces deux derniers il n'a été rapporté aucune différence (Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018). Enfin des résultats contradictoires ont été trouvés concernant l'**abducteur hallux** et les **long et court fibulaires** qui présenteraient soit une épaisseur plus faible (Angin et al. 2014; Angin, Mickle, and Nester 2018) soit plus grande (G. S. Murley et al. 2014; X. Zhang, Aeles, and Vanwanseele 2017; Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018). Il apparaît ainsi que les structures plantaires médiales du pied et le fascia sont directement associées à la posture statique du pied (Angin, Mickle, and Nester 2018).

1.3.3.2. La cinématique des membres inférieurs

Comme abordés précédemment concernant la marche saine, les outils de capture du mouvement et les modèles multi-segmentaires ont aussi été appliqués à l'étude cinématique de nombreuses pathologies du pied. Plusieurs auteurs se sont principalement intéressés à identifier l'influence des différents morphotypes de pieds sur la cinématique de la marche (Rankine et al. 2008; Levinger et al. 2010; Buldt et al. 2013; Saraswat et al. 2014; E. Sanchis-Sales et al. 2018; Kruger et al. 2019). L'analyse de ces études a permis d'identifier une association limitée entre la posture du pied et sa cinématique (Annexe 6).

Néanmoins, concernant le **pied plat**, un consensus a été trouvé quant à une augmentation du pic d'éversion et une diminution de la flexion dorsale (et amplitude de mouvement) de l'arrière-pied. De manière plus limitée, une diminution du pic de flexion dorsale de l'arrière pied et de l'hallux ainsi qu'une augmentation de l'abduction de l'avant-pied ont aussi été relevées. Cette amplification du mouvement d'éversion de l'arrière pied tout au long de la phase d'appui chez les personnes présentant un pied plat est principalement attribuée à une augmentation de la mobilité de l'articulation sous-talienne. En effet, les axes de mobilité étant guidés par les mouvements articulaires (Nester, Findlow, and Bowker 2001), l'effondrement de l'arche, lié à une dysfonction ligamentaire ou musculaire amplifiée par l'augmentation de la charge dynamique, entraîne un déplacement et une orientation médiale de cet axe. Ce changement, tout en libérant l'articulation médio-tarsienne (*locking mechanism*), modifie aussi l'équilibre des moments de forces musculaires agissant autour de l'articulation sous-talienne (Kirby 2001; Smyth et al. 2017). De même, l'excessive éversion de l'arrière pied et la chute de l'arche plantaire en début de cycle sont souvent associés à une déficience du mécanisme de windlass qui, avec l'allongement du fascia, ne permet plus de garantir la stabilité de l'avant-pied lors de la phase de propulsion (Bolgia and Malone 2004) ce qui en accentue son mouvement d'abduction et en limite sa flexion dorsale.

Peu d'études se sont intéressées à la cinématique du **pied creux** . Comparativement au pied normal, peu de différences ont été observées et ces différences ne font pas l'objet d'un consensus. Parmi celles-ci on relève néanmoins une diminution de l'amplitude de mouvement au niveau du médio-pied et une plus grande adduction de l'avant-pied.

La principale observation reste toutefois, pour des comportements cinématiques assez proches, la présence quasi systématique d'un décalage angulaire entre les courbes alors que la majorité des différences significatives (temporalité et amplitude) sont trouvées après le décolllement du talon du sol (Buldt et al. 2013). Par ailleurs considérant le pied et la jambe comme une chaîne fermée, la rotation interne du tibia est généralement associée à une augmentation de l'éversion de l'arrière pied (Nester, Hutchins, and Bowker 2000). Néanmoins cette association ne semble pas faire consensus (Eslami et al. 2007; Pohl, Messenger, and Buckley 2007; Buldt et al. 2013). La difficulté de consensus et les différences observées parmi les études peuvent s'expliquer par la variabilité des outils de classification de la posture, les différents degrés et types de déformations, les modèles cinématiques qui ne sont pas composés du même nombre de segments rigides, mais aussi par la méthode de définition de la position de référence du pied (pied en position neutre ou en charge statique). En effet, ce dernier point permet la prise en compte ou non de la déformation initiale du pied (sa flexibilité) et donc de la position articulaire dans le calcul de la cinématique qui impactera directement les positions initiales des courbes cinématiques en début de cycle (Houck, Tome, and Nawoczenski 2008; Buldt, Levinger, et al. 2015; Buldt, Murley, et al. 2015).

Enfin certains critères anthropométriques statiques comme la hauteur naviculaire et l'angle de l'arche longitudinale (LAA) peuvent aussi être mesurés dynamiquement et donnent des indications supplémentaires sur le degré d'affaissement de l'arche (Rathleff et al. 2010).

1.3.3.3. La cinétique

La relation entre le type de pied et la force de réaction au sol durant la marche révèle peu de différences significatives. En effet, aucune différence significative n'a été relevée concernant la force normale de réaction au sol entre un pied plat et creux (Fan et al. 2011), mais un effort localement plus important au niveau du talon pour le pied creux et au niveau du médio-pied pour le pied plat. Cette observation a aussi été rapportée par (Hannah et al. 2016) lors de la première partie de la phase d'appui (0-17% de la phase d'appui) pour la comparaison de pieds normaux et plats alors qu'aucune différence significative n'a été rapportée entre les pieds normaux et creux. Contrairement à Hannah et al. (Hannah et al. 2016), dans leur étude portant sur 15 sujets avec des pieds neutres et 13 sujets pieds plats, Prachgosin et al. (Prachgosin et al. 2015) ont relevé des différences significatives durant la deuxième moitié de la phase d'appui pour la force normale de réaction au sol et durant la première moitié de la phase d'appui pour la force de réaction médio-latérale. Enfin, Ledoux et al. (Ledoux and Hillstrom 2002) ont étudié la cinétique

durant la marche chez 8 sujets avec pieds plats et 11 sujets asymptomatiques (catégorisé par le RCSP, FF-RF) avec une différence relevée au niveau de la pulpe du gros orteil.

Pour conclure, la posture du pied n'apparaît pas comme étant significativement liée à la force générale de réaction au sol bien que cette force semble apparaître localement plus importante sur le bord latéral pour le pied creux et sur le bord médial pour le pied plat.

1.3.3.4. Les pressions plantaires

La baropodométrie, ou l'étude des pressions plantaires, est utilisée depuis de nombreuses années en recherche, mais aussi en pratique clinique chez les praticiens équipés afin d'apporter de nouvelles informations quantifiables sur le comportement dynamique du pied. Ces mesures sont réalisées au moyen de matrices de capteurs résistifs ou capacitifs pouvant être intégrés à une plateforme sur laquelle le patient va être amené à se placer voire se déplacer, ou plus rarement dans des semelles qui seront directement placées dans le chaussant (Orlin and McPoil 2000; Razak et al. 2012). Activées sous l'effet du poids, une cartographie spatiale 2D instantanée des pics de pression, dont la précision dépendra de la résolution spatiale et temporelle des capteurs, pourra ainsi être établie et analysée. Par ailleurs, ces capteurs ne permettant de mesurer que des efforts normaux, les efforts de cisaillement qui jouent un rôle important dans l'apparition d'ulcères chez les patients diabétiques (Patry et al. 2013) ne sont pas mesurés.

Comme avec l'utilisation du podobaroscope en statique, l'analyse de la cartographie dynamique des pics de pression plantaire permet une identification visuelle rapide des zones d'hyper-appui. Par ailleurs, basés sur l'analyse de ces données, de nombreux paramètres et critères d'évaluations ont été utilisés afin d'aider à la compréhension des mécanismes de stabilisation, d'appui et de propulsion. Parmi ceux-ci, on retrouve les **maximums de pics de force** (PF en N) ou **de pression** (PP en KPa) relevés sous l'ensemble du pied ou dans certaines régions d'intérêts (talon, têtes métatarsiennes) (Figure 29 a). Ils peuvent être normalisés par le poids et la vitesse ($NPP = \left(\frac{PP}{W.v}\right) \cdot 100$ avec PP le pic de pression (KPa), W le poids (N) et v la vitesse (mm/ms)), ou en fonction du temps de contact au sol ($PCR = \frac{t}{T} \cdot \left(\frac{PP}{W.v}\right) \cdot 100$ avec t le temps de contact au sol (ms) et T le temps total de contact du pied (ms)). La surface de contact au sol (A en mm²) et la moyenne des pressions (P en KPa) peuvent aussi en être déduites. Enfin une mesure de la force cumulée au cours du temps dans chaque région d'intérêt, aussi définie comme l'impulsion, peut être déterminée par le calcul de l'intégrale de la pression/force en fonction du temps ($FTI = \int F \cdot \Delta t$ en N.s/cm² et $PTI = \int P \cdot \Delta t$ en KPa.s/cm²).

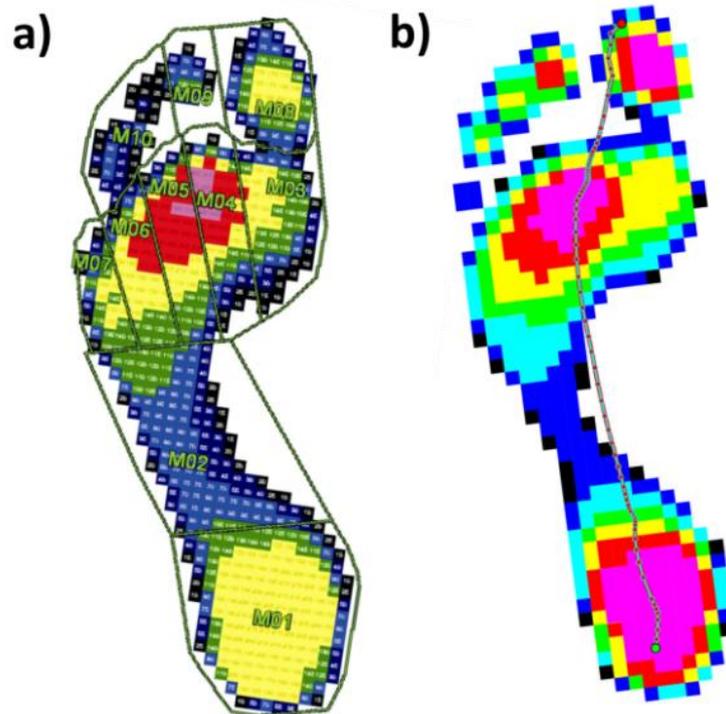


Figure 29 : Représentation des principales zones d'intérêt (Putti et al. 2008) (a) et de la trajectoire du centre de pression (Buldt, Forghany, et al. 2018) (b) sur les cartographies spatiales des pics de pression plantaire lors de la marche (les couleurs chaudes correspondent à des pics de pression plus importants)

Le suivi de la position spatiale des barycentres des forces/pression à chaque instant de la phase d'appui permet la construction d'une ligne appelée ligne de charge ou trajectoire du centre de pression (CdP) (Figure 29 b). Ces positions se calculent à chaque instant en pondérant la valeur de pression de chaque capteur avec sa position spatiale :

$$XCdP_i = \frac{\sum_i (x_i p_i)}{\sum_i (x_i)}$$

Cette trajectoire permet de représenter de manière simplifiée l'évolution dynamique et spatiale des pressions. Dérivés de cette trajectoire, plusieurs critères ont été développés afin d'étudier la relation entre cette trajectoire et différentes pathologies ou morphotypes.

L'indice d'excursion du centre de pression (Center of pressure excursion index (CPEI)) (Song et al. 1996) est un critère calculant la déviation du centre de pression au niveau des têtes métatarsiennes (CPE) à partir d'une ligne de référence reliant la première et dernière position du CdP (Hagedorn, Dufour, Golightly, et al. 2013; Buldt, Forghany, et al. 2018). Cet indice se calcule suivant la formule (2) (Figure 30 a)). Un CPEI faible indique un pied plat dynamique (CdP dévié médialement), un CPEI fort indique un pied creux dynamique (CdP dévié latéralement). Ce critère permet une discrimination d'un pied plat par rapport à un pied normal ou creux (Song et al. 1996; Hillstrom et al. 2013), mais pas entre le pied creux et normal (Hillstrom et al. 2013; Buldt, Forghany, et al. 2018). Cette dernière affirmation peut s'expliquer par le fait que, comme précédemment observé (Aminian and Sangeorzan 2008; G Curvale and A Rochwerger 2002), les pieds creux valgus sont caractérisés par une zone d'hyper-appui au niveau de

la 1^{ère} tête métatarsienne et une perte d'appui sur la bande latérale du médio-pied qui conduit à une trajectoire de CdP pouvant se confondre avec celle d'un pied neutre ou plat. Ce critère a une grande fiabilité inter et intra testeur mais serait sensible à certaines déformations (hyperkératose, hallux valgus, rigidus) (Song et al. 1996). De plus il serait significativement différent selon le sexe et selon l'âge et le chaussant pour les femmes (Hagedorn, Dufour, Riskowski, et al. 2013).

$$(2) \quad \text{CPEI} = \left(\frac{\text{CPE}}{\text{largeur pied}} \right) \cdot 100$$

Avec CPE la distance entre la ligne de référence (CPRL) et la ligne de charge mesurée au niveau de l'avant-pied

Les aires médiales et latérales d'excursion (*medial excursion area, lateral excursion area*) correspondent aux aires calculées entre la ligne bissectrice du pied et le CdP (Figure 30 b)). Il ainsi été démontré que les pieds creux présentaient une aire d'excursion latérale et une aire d'excursion totale (médiale et latérale) significativement plus grande que les pieds plats (L. Wong et al. 2008).

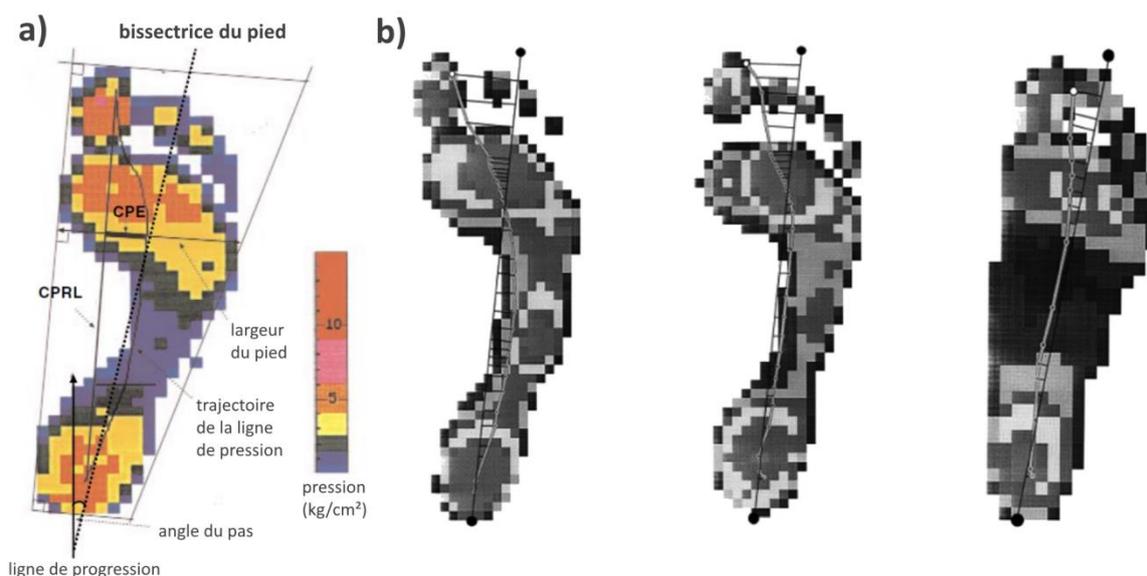


Figure 30 : Représentation du calcul des indices CPE (a) (adaptée de Song et al. (Song et al. 1996)) et d'aire d'excursion (b) (adaptée de Wong et al. (L. Wong et al. 2008))

Les indices d'aire et de force latérale-médiale (*lateral medial area index (LMA) et lateral-medial force index (LMFI)*) (Mark W. Cornwall and McPoil 2003; Buldt, Forghany, et al. 2018) permettent de déterminer un score correspondant aux ratios entre les forces et aires mesurées de part et d'autre de la ligne de charge (formules (3) et (4)). Bien que ces indices présentent une bonne fiabilité entre les essais, aucune relation n'a été trouvée avec l'amplitude d'éversion de l'arrière pied dans le plan frontal durant la phase de marche (Mark W. Cornwall and McPoil 2003).

$$(3) \quad \text{LMFI} = \left(F_m + \left(\frac{F_l - F_m}{F_l} \right) \right) \cdot 100$$

Avec F_m et F_l respectivement la force médiale et latérale de la ligne du CdP

$$(4) \quad \text{LMAI} = \left(A_m + \left(\frac{A_l - A_m}{A_l} \right) \right) \cdot 100$$

Avec A_m et A_l respectivement l'aire médiale et latérale de la ligne du CdP

La Vitesse de déplacement du CdP (M. W. Cornwall and McPoil 2000; Buldt, Forghany, et al. 2018). L'étude de la ligne de charge peut aussi s'effectuer temporellement en étudiant son comportement dynamique durant la phase d'appui (Chiu et al. 2013; Li, Xiang, and Zhang 2020) ou sa vitesse de déplacement (Buldt, Forghany, et al. 2018; Li, Xiang, and Zhang 2020). Il a été montré que le CdP était respectivement présent 7.0%, 4.8%, 48.8% et 39.4% du temps durant les phases d'impact du talon, de double appui, d'appui unipodal et de propulsion (Chiu et al. 2013).

Une revue de littérature menée par Buldt et al. (Buldt, Allan, et al. 2018) et portant sur 16 articles de la littérature a permis d'identifier avec un indice méthodologique modéré certaines constantes entre les paramètres de pression dynamique et le type de pied plat ou creux (Figure 31).

Les pieds plats montrent des pics de pression, une intégrale pression-force/temps, une force maximale et une aire de contact plus importants au niveau des zones de l'arche médiale, de l'avant-pied central et de l'hallux, alors que ces critères sont plus faibles dans les zones de l'avant-pied latéral et médial. A l'inverse, **les pieds creux** présentent des pics de pression et une intégrale pression/temps plus élevée dans le talon et l'avant-pied latéral, tandis que les valeurs de l'intégrale pression-force/temps, de la force maximale et de l'aire de contact sont plus faibles pour le médio-pied et l'hallux. Il apparaît enfin que la ligne de charge est déviée plus médialement pour les pieds plats et latéralement pour les pieds creux.

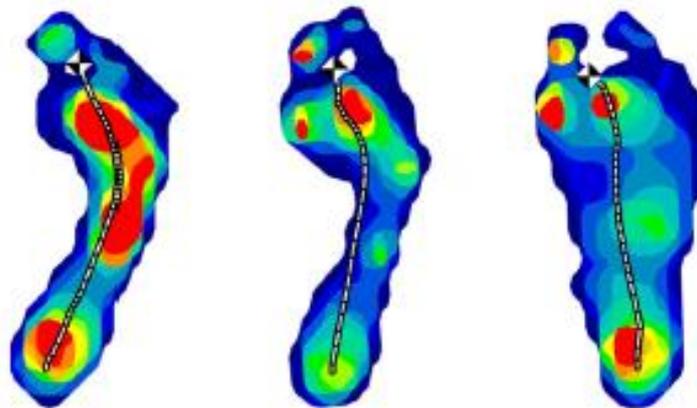


Figure 31 : Cartographie dynamique des pressions et de la ligne de charge pour un pied creux (gauche), normal (centre) et plat (droite) (Hylton B. Menz et al. 2013b)

Il a aussi été montré que les modèles de régressions ne pouvaient expliquer qu'une faible partie de la variance de la pression plantaire, ceci pouvant s'expliquer par les limites liées aux méthodes de classification et d'évaluations utilisées. Par ailleurs, ces

variations de pressions sont directement associées à une altération des moments articulaires (Saraswat et al. 2014) et donc des contraintes appliquées sur les tissus. Ces recherches montrent que la réduction de la surface de contact du pied au sol (dans le cas de pied creux) est associée à une plus grande charge par unité de surface sur l'avant-pied et sur le talon et donc à une prévalence de blessures liées à des surcharges des membres inférieurs. Certaines études ont en effet montré une association entre des patrons de pression et des pathologies articulaires (arthrose du médio-pied) ou musculaires (dysfonction du tendon du tibial postérieur).

1.3.3.5. Les paramètres spatio-temporels

Bien qu'une étude portant sur le pied plat de stade II ait démontré des différences dans les paramètres spatio-temporels entre les différents types de pieds (Ness et al. 2008), cette relation ne semble pourtant pas claire au vu de l'absence de différences significatives pour l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche relevée dans certaines études (Levinger et al. 2010; Fan et al. 2011; Hillstrom et al. 2013).

1.3.4. Discussion

Cette revue a permis d'identifier une relation entre le type de déformation statique et certains paramètres relatifs au comportement dynamique du pied durant la marche (répartition des pics de pression, trajectoire de la ligne de charge, cinématique de l'arrière pied) alors que d'autres paramètres ne semblent pas être impactés (cinétique, paramètres spatio-temporels). Il est par ailleurs important de noter que les patients de ces études ont été inclus à partir de critères d'évaluation statiques présentant eux-mêmes des niveaux de fiabilité et de corrélation variables.

Pour aider à une meilleure classification et identification de cette relation, des études se sont intéressées à regrouper au sein de modèles prédictifs plusieurs de ces critères dynamiques (Teyhen et al. 2009; Hillstrom et al. 2013; Mootanah et al. 2013; Shultz et al. 2017). Ces approches ont pour intérêt de mettre en relation un grand nombre de mesures afin d'étudier leurs potentielles corrélations comparativement à l'examen d'un seul critère. Ainsi, Shultz et al. (Shultz et al. 2017) ont démontré qu'un modèle n'incluant que 5 variables (MVI, AHI assis, laxité 1^{ère} MTP, intégrale pression-temps et aire maximale de contact de l'arche médiale), était capable de prédire chez 61 patients asymptomatiques, 80.7% des types de pieds. Établi sur une base de 1000 personnes Teyhen et al. (Teyhen et al. 2009) ont proposé un modèle permettant de prédire 60% de la variabilité de la hauteur d'arche ($r=0.6$) à partir de paramètres de pression dynamique sélectionnés parmi 246 variables. Sur les 39 variables d'intérêt recueillies, dix sont directement reliées à la région latérale de l'avant-pied parmi lesquels on retrouve les pics de pression, l'intégrale force-temps et l'excursion de la ligne de charge. Les auteurs de l'étude proposent d'utiliser le modèle pour développer des semelles orthopédiques qui prennent en compte la forme du pied, mais aussi son comportement dynamique. Dans le même objectif, les modèles de régressions multivariés basés sur des critères statiques

proposés par Mootanah et al. (Mootanah et al. 2013) ont permis de prédire 35 à 47% de la variance des pressions plantaires (CPEI et pics de pression arche médiale et latérale).

Ces études montrent que la relation entre la posture statique et le comportement dynamique du pied n'est pas triviale bien que l'association de plusieurs critères dynamiques semble être plus fiable pour discriminer les différents types de posture.

1.4. Conclusion partie I

Le pied est un segment anatomique complexe et présentant de nombreuses variabilités à la fois anatomiques et fonctionnelles. Bien que de nombreuses théories aient été proposées quant à ses mécanismes fonctionnels, pathologiques et lésionnels, il apparaît que les déformations structurelles des types pieds plats et pieds creux, définissables sous de nombreuses formes et sévérités, sont associées à des comportements statiques et dynamiques favorisant l'apparition d'un nombre important de pathologies. Nous avons par ailleurs relevé que ces comportements pouvaient être identifiés et définis au travers de critères d'évaluation statique et dynamique plus ou moins fiables et souvent corrélés les uns aux autres.

La suite de ce travail va consister à développer et valider un modèle éléments finis de pied paramétrable capable de simuler dynamiquement la phase d'appui plantaire, en tenant compte de la complexité anatomique et fonctionnelle discutée dans la littérature. Basée sur les mécanismes lésionnels et les critères d'évaluations présentés dans cette partie, une méthodologie par réduction de modèle sera proposée, avec pour objectif de disposer « rapidement » de modèles comportementaux de pieds sains et pathologiques. On entend par « rapidement » des délais compatibles avec la pratique clinique. Ces modèles intégreront par la suite une base de données à partir de laquelle l'influence de semelles orthopédiques 3D, quelle que soit *a priori* leur structure et fonction mécanique propre, pourra être étudiée dans différents contextes pathologique.

2. Simulation de la marche saine et pathologique

2.1. Introduction

Afin de représenter et étudier le fonctionnement biomécanique du pied et son interaction avec des solutions thérapeutiques, de nombreux modèles numériques par éléments finis ont été développés et sont présentés dans plusieurs revues de littératures (Morales-Orcajo, Bayod, and Casas 2016; Y. Wang, Wong, and Zhang 2016; Behforootan et al. 2017). Présentant des niveaux de précision variables, ces modèles ont été conçus pour de nombreuses applications tels que de la compréhension des mécanismes fonctionnels et structurels, l'évaluation de propriétés matériaux, le développement de stratégies orthopédiques (stratégies chirurgicales, évaluation d'implants) ou pour l'évaluation de dispositifs externes (influence d'appareillages externes, effets de matériaux amortissants).

L'objectif de ce projet étant de disposer d'un outil d'aide à la conception et à l'analyse temps réel de l'influence de semelles orthopédiques. Il est ainsi nécessaire de disposer de modèles numériques capables de représenter la diversité des comportements dynamiques du pied et des choix de conception de semelles pouvant être rencontrés par les podologues tout en permettant une simulation rapide de l'ensemble de la phase d'appui.

Malheureusement, en raison de la grande diversité des pathologies, des morphologies de pied et de leur comportement dynamique (lié à des prédispositions musculaire, articulaire, osseuse, ligamentaire), ainsi que de la complexité du processus de modélisation par éléments finis (Y. Wang, Wong, and Zhang 2016), le temps nécessaire pour développer et valider un modèle de pied personnalisé est considérable. Des simplifications géométriques ou de chargement sont alors généralement admises à condition qu'elles garantissent la fiabilité des prédictions par rapport aux mesures expérimentales. Néanmoins la déformation du pied, son mouvement lors de la marche et l'aspect viscoélastique des tissus sollicités lors de l'impact sont peu étudiés. De plus, le choix de certaines stratégies de conception et de pilotage dynamique du modèle peut s'avérer complexe à mettre en place du fait de la nécessité de disposer de moyens expérimentaux, mais aussi à cause de temps de calcul, de post-traitements et d'analyse importants. En effet, pour répondre à une question de recherche spécifique, le choix de la stratégie de modélisation est déterminant et doit satisfaire au meilleur compromis entre

la précision des résultats et le temps nécessaire au calcul, et dépend donc fortement de l'application finale.

Ainsi, plusieurs besoins ont été exprimés afin de modéliser le comportement dynamique du pied et répondre à ces problématiques :

- Simuler rapidement et de manière continue l'ensemble de la phase d'appui plantaire afin de pouvoir intégrer des critères d'évaluation dynamique
- Représenter une grande variété de comportements dynamiques du pied (pied plat, normal ou creux) et ainsi disposer de modèles spécifiques par degré de déformation
- Rendre le modèle facilement adaptable à n'importe quelle condition de déplacement et caractéristiques du patient: vitesse de marche, poids de la personne...
- Pouvoir intégrer et analyser au niveau de l'interface sol/pied n'importe quels dispositifs (appareil d'orthopédie, semelles, mousses, chaussure...) sans que cela n'impacte la mise en place des conditions de chargement

Afin de répondre à ces besoins une revue de la littérature des modèles par éléments finis de pieds utilisés pour l'analyse de la marche a été réalisée.

2.2. Revue de la littérature

Une synthèse des principaux modèles de pieds utilisés pour étudier la dynamique de la marche, les mécanismes fonctionnels du pied ainsi que pour évaluer les propriétés des tissus est présentée en Annexe 7. Le détail des propriétés matériaux est aussi présenté.

2.2.1. Analyse dynamique

Parmi l'utilisation faite des modèles par éléments finis du pied dans la littérature, les analyses dans des contextes dynamiques ont été abordées soit de manière quasi-statique, en analysant un instant donné de la phase de marche, soit de manière continue, en étudiant l'évolution du comportement du pied durant un intervalle de temps donné. Le choix de l'approche qui sera utilisée conditionnera alors la stratégie de modélisation.

Parmi ces approches, des études de la phase de propulsion en quasi-statique ont ainsi été réalisées par Chen et al. pour étudier l'influence de la traction du triceps sural (W.-M. Chen et al. 2012) et l'épaisseur d'une semelle et du placement d'un élément de podologie (W.-M. Chen, Lee, and Lee 2015) sur la pression et les contraintes des tissus de l'avant-pied (Figure 32 a)). Dans ces études le sol et le tibia sont considérés fixes et l'action musculaire est pilotée pour obtenir la force de réaction mesurée lors de la phase de propulsion et donc les contraintes dans le pied.

Un des groupes de recherche les plus actifs actuellement sur le thème de la modélisation du pied est celui mené par Ming Zhang avec l'utilisation d'une approche quasi-statique pour étudier l'influence de la tendinopathie du tibial postérieur (D. W.-C. Wong et al. 2018), d'une dysfonction musculaire (Cheung and Zhang 2006) ou pour évaluer différentes approches chirurgicales d'arthroplastie (Y. Wang et al. 2018) et d'arthrodèse (Y. Wang et al. 2015) de la cheville (Figure 32 b)). Par ailleurs, deux études équivalentes ont aussi été menées afin d'étudier l'influence des structures ligamentaires et musculaires sur la déformation du pied (Morales-Orcajo et al. 2017; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019). Alors que le pied est fixé, les données relatives à la position du sol par rapport au tibia, à la force de réaction au sol et à l'activité musculaire, mesurées expérimentalement, sont alors imposées au modèle pour chaque instant de la phase d'appui souhaitant être analysé.

Une approche identique a été utilisée par Akrami et al. et Scarton et al. (Akrami et al. 2017; Scarton et al. 2017) avec cette fois-ci des valeurs de forces musculaires provenant d'une méthode de prédiction par analyse inverse via un logiciel d'optimisation (OpenSim®) (Figure 32 c)). Ces dernières données sont ensuite intégrées, en plus de la force de réaction au sol, comme condition de chargement dans le modèle élément finis.

Enfin, il n'existe à notre connaissance dans la littérature que peu d'études qui se sont intéressées à simuler de manière continue et par élément finis le mouvement du pied lors de la marche (Qian et al. 2013; Fontanella et al. 2015; T. L.-W. Chen et al. 2019). Qian et al. proposent un modèle 2D du 1er rayon très simplifié simulant la phase d'appui pour étudier les contraintes dans les tissus mous. Alors que le sol est fixé, les os du pied, considérés comme un seul segment rigide, sont mis en mouvement au niveau de la cheville par les forces et moments provenant d'une analyse inverse. L'étude de Chen et al. (T. L.-W. Chen et al. 2019) a pour objectif l'étude de l'influence du type d'attaque en course à pied (avant-pied ou arrière-pied) sur le comportement du fascia plantaire. Pour cette simulation, la stratégie choisie a été de fixer le sol et de piloter le mouvement du pied à l'aide des forces musculaires, prédites à partir d'une étude expérimentale par la méthode employée par Akrami et al. (Akrami et al. 2017), et des forces de réactions dans l'articulation talo-crurale prédite dans les 3 dimensions de l'espace (Figure 32 d). Enfin pour initier le mouvement, le pied est repositionné à partir des données cinématiques récoltées avant l'impact et une vitesse initiale de transition a été appliquée. Enfin, en fixant le tibia et en mettant en mouvement le sol à partir de données expérimentales, une stratégie identique est proposée par Fontanella et al. (Fontanella et al. 2015) avec une unique rotation du sol dans le plan sagittal au niveau du talon.

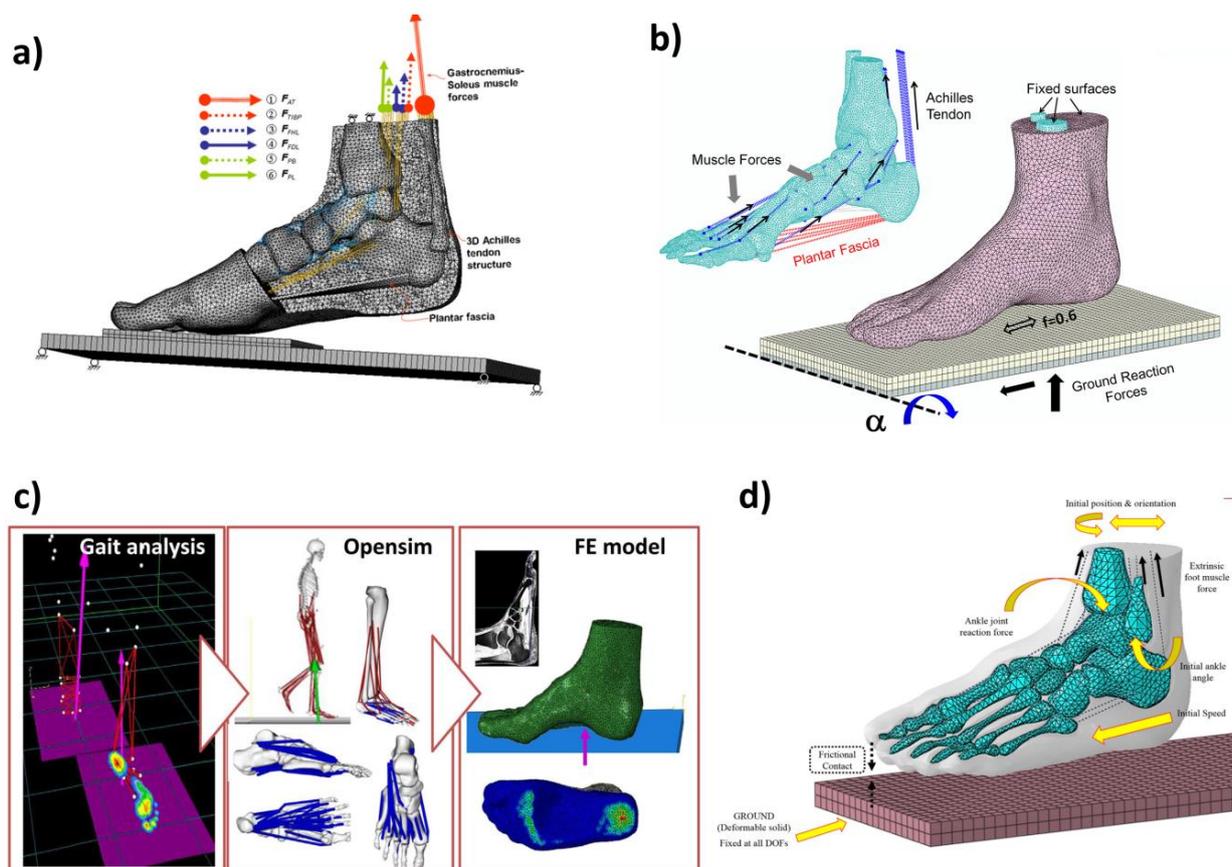


Figure 32 : Stratégies de modélisation des conditions de chargement : a) analyse quasi-statique, sol et pied fixés, activation musculaire (W.-M. Chen et al. 2012), b) analyse quasi-statique, pied fixé, mise en position du sol et action musculaire (Y. Wang et al. 2015), c) analyse quasi-statique, pied fixé, mise en position du sol et action musculaire provenant d'une analyse inverse de la marche (Scarton et al. 2017), d) Analyse dynamique continue, sol fixé, mise en mouvement du pied à l'aide de forces articulaires et de l'activation musculaire provenant d'une analyse inverse de la course à pied (T. L.-W. Chen et al. 2019)

2.2.2. Modélisation des types de pieds

Plusieurs stratégies de modélisation des pieds plats sont présentées dans la littérature. La première est le développement d'un modèle de pied plat à partir d'un patient pathologique pour directement étudier l'influence de différentes approches chirurgicales (Z. Wang et al. 2014, 2018). La seconde est une méthodologie de modification de la taille du maillage par un facteur d'échelle qui a été utilisée pour obtenir des modèles statiques de pied plat et creux validés par la mesure de l'AHF (P.-C. Sun et al. 2012). Enfin, utilisée dans la plupart des études, la troisième consiste à développer un modèle de pied neutre pour ensuite modifier les propriétés des structures ligamentaires et musculaires et étudier leurs conséquences en termes de déformation ou de contraintes dans les tissus (Cheung and Zhang 2006; Wu 2007; Tao et al. 2010; Morales-Orcajo et al. 2017; D. W.-C. Wong et al. 2018; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019).

2.2.3. Synthèse

Comme nous venons de l'évoquer, la plupart des analyses éléments finis du pied lors de la marche sont réalisées à partir d'une approche quasi-statique basée sur l'étude d'un instant précis de la phase de marche (Tableau 5).

Cette approche, comparativement à l'approche continue, permet de limiter le temps de calcul tout en simplifiant la mise en données des conditions de chargement (nécessite des valeurs uniques prises à l'instant étudié et non des fonctions temporelles). Parmi ces données, les pressions plantaires, la force de réaction au sol, l'activité musculaire et la position du pied par rapport au sol sont principalement prises en compte. Néanmoins, cette stratégie ne permet pas d'analyser l'ensemble de la dynamique du mouvement de marche ce qui restreint la quantité d'information recueillie et questionne sur la pertinence des instants étudiés.

Par ailleurs, alors que la prédiction du comportement dynamique du pied à l'aide de mesures statiques apparaît encore peu claire, seulement quatre études numériques se sont intéressées aux mécanismes comportementaux du pied plat lors de la marche (Cheung and Zhang 2006; Morales-Orcajo et al. 2017; D. W.-C. Wong et al. 2018; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019) et aucune n'a, à notre connaissance, été réalisée spécifiquement sur le pied creux ou à partir d'une analyse continue.

Tableau 5 : Synthèse des études de la marche par éléments finis en fonction des stratégies de chargement (conditions aux limites) et d'analyse (analyse quasi-statique à un instant donné du cycle de marche ou analyse continue de l'ensemble du cycle de marche)

	Conditions de chargement			
	-Sol et pied fixés -Activité musculaire	-Sol fixé -Activité musculaire -Moment et force cheville	-Sol fixé -Moment et force cheville	-Pied fixé -Activité musculaire -Force réaction du sol -Orientation sol
Approche quasi-statique	- (W.-M. Chen, Lee, and Lee 2015) - (W.-M. Chen et al. 2012)	/	/	- (Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019)* - (Y. Wang et al. 2018) - (D. W.-C. Wong et al. 2018)* - (Akrami et al. 2017) - (Scarton et al. 2017) - (Y. Wang et al. 2015) - (Cheung and Zhang 2006)* - (Morales-Orcajo et al. 2017)*
Approche dynamique	/	- (T. L.-W. Chen et al. 2019)**	- (Qian et al. 2013)***	- (Fontanella et al. 2015)****

* analyse des mécanismes du pied plat

** analyse de la course à pied

*** analyse 2D

**** analyse de la première moitié de la phase d'appui (activité musculaire et force de réaction au sol non imposées)

D'après cette revue, les modèles par éléments finis de pied existant ne répondent donc pas au besoin de cette étude qui est de simuler de manière rapide et continue, pour différents comportements dynamiques de pied, l'ensemble de la phase d'appui plantaire.

Ainsi, afin de préparer la base d'apprentissage nécessaire à l'outil de prédiction de l'influence de semelles orthopédiques, nous avons opté, parmi les différentes stratégies présentées dans la littérature, pour le développement d'un modèle de pied générique dont les conditions de chargement et les propriétés structurelles puissent être paramétrables. Cette approche, bien que permettant une automatisation rapide de la création des modèles, nécessite toutefois l'identification des paramètres sensibles du modèle et le contrôle des conditions de chargement dynamique.

Nous présenterons donc dans la suite de ce chapitre les étapes de modélisation et de validation d'un modèle générique par éléments finis de pied permettant de simuler de manière continue la marche ainsi que la méthodologie par réduction de modèle qui a été employée pour élaborer et analyser un modèle prédictif en temps réel de la fonction dynamique du pied.

2.3. Modélisation de l'appui plantaire

2.3.1. Construction du modèle de pied

Le modèle de pied utilisé dans cette étude dérive d'un modèle disponible au laboratoire et référencé sous le nom de Lower Limb Model for Safety (LLMS). Comme son nom l'indique, c'est un modèle de membre inférieur d'une personne du 50ème percentile développé pour des applications de crash automobile. Pour les besoins de ce travail de recherche, le modèle a été modifié avec la suite de logiciels HyperWorks 2017 d'ALTAIR (mailleur : HYPERMESH /HYPERCRASH, solveur : RADIOSS, post-traitement : HYPERVIEW). Le pied, mesurant 257mm (pointure : 40) se compose de 28 os dont le tibia et la fibula, de la peau, du tissu mou à l'interface entre les os et la peau, du fascia plantaire, d'articulations supposées idéales et de l'action du tendon d'Achille (Figure 33). Nous détaillerons dans la suite de cette partie les stratégies et choix de conception adoptés.

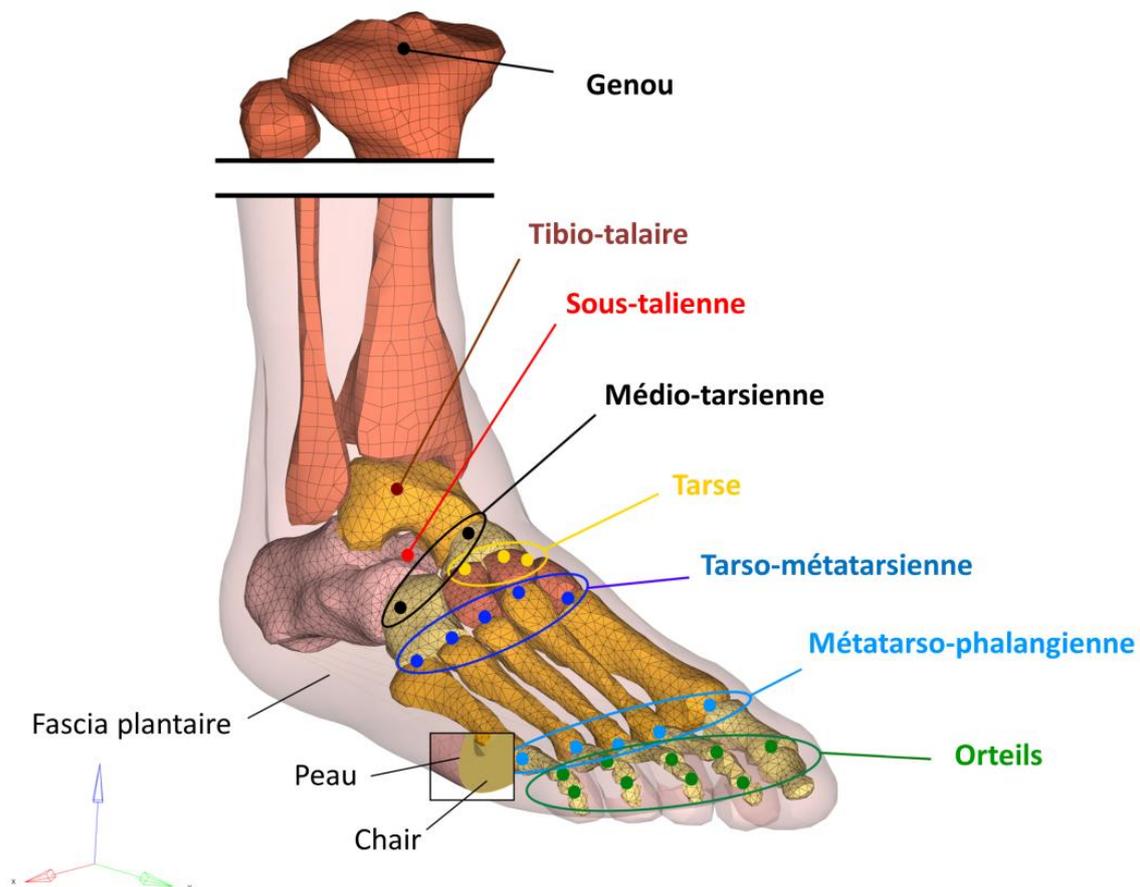


Figure 33 : Modèle de pied et représentation des articulations

2.3.1.1. Les tissus

Tissus mous

Le terme de tissus mous est employé ici pour désigner l'ensemble des tissus autres que les os qui composent le corps, tel que les tissus adipeux, les muscles, les tendons, les ligaments et la peau. Le rôle principal de ces tissus dans le pied est de maintenir la stabilité des articulations, atténuer l'impact au sol, redistribuer les pressions plantaires et protéger les structures internes (Jahss et al. 1992).

Les propriétés mécaniques de ces tissus sont obtenues en analysant leurs comportements à la déformation lors d'essais de traction ou compression quasi-statique *in vivo* (Erdemir et al. 2006; Gu et al. 2010; Ahanchian et al. 2017; Suzuki et al. 2017), *in vitro* (corps donnés à la science) (Natali, Fontanella, and Carniel 2010; Pai and Ledoux 2010; Natali et al. 2011; Grigoriadis et al. 2017) ou par des techniques d'élastographie par ondes de cisaillement (Mo et al. 2019) ou d'analyse d'image IRM (Petre et al. 2013). Des méthodes d'analyse inverse permettent ensuite par un processus d'optimisation de remonter aux paramètres de la loi de comportement. Ces essais sont principalement réalisés au niveau des zones les plus sollicitées lors de la marche que sont le talon (Erdemir et al. 2006; Gu et al. 2010; Natali et al. 2011; Isvilanonda et al. 2016; Grigoriadis et al. 2017; Ahanchian et al. 2017) et les têtes métatarsiennes (Petre et al. 2013; W.-M. Chen, Lee, and Lee 2014). En fonction des méthodes de caractérisation utilisées et du degré de précision souhaité, les lois de comportement de l'ensemble de la structure ou différenciées par structure anatomique (peau, chair, muscle, graisse) peuvent être obtenues.

Pour la zone du talon, la structure générale suit un comportement mécanique isotrope qui a été représenté dans la littérature par des modèles linéaires élastiques, mais aussi par des modèles hyperélastiques quasi incompressibles du 1er ou 2ème ordre de type Mooney-Rivlin ou d'Ogden (voir Annexe 8) (Erdemir et al. 2006; W.-M. Chen et al. 2011; Petre et al. 2013; Guiotto et al. 2014; Isvilanonda et al. 2016). En raison de leurs différences structurelles, la peau, la chair et les muscles composant les tissus plantaires ont été caractérisés de manière indépendante (Spears et al. 2007; Sopher et al. 2011; Petre et al. 2013). En effet, les tissus adipeux (grasseux) du talon forment une structure souple en nid d'abeille composée de globules de graisse enfermés dans des septa fibreux, alors que la peau est formée d'élastine et de collagène qui lui confèrent une raideur plus importante (Miller-Young, Duncan, and Baroud 2002). Les comportements mécaniques de ces deux tissus sont aussi représentés par des modèles hyperélastiques du 1er ou 2ème ordre. Néanmoins, ces propriétés mécaniques apparaissent très variables entre les sujets, les valeurs pouvant varier pour la formulation d'Ogden de 0.0196Mpa à 0.0775Mpa pour le paramètre μ et de 5.2361 à 9.3992 pour le paramètre α (α). Ces différences peuvent être liées à des processus d'épaississement de la peau (hyperkératose), mais aussi aux méthodes de mesure, notamment pour les valeurs de raideur des tissus situés sous les têtes métatarsiennes qui dépendent directement de la position angulaire des orteils (W.-M. Chen, Lee, and Lee 2014).

La « chair », regroupant ici les tissus adipeux et les muscles, et la peau ont été respectivement modélisées par des éléments tétraédriques et des éléments coques triangulaires d'épaisseur 1mm coïncidant avec la face extérieure des éléments volumiques. Concernant la jambe, un maillage hexaédrique et des éléments coques quadratique d'épaisseur 1mm ont été utilisés pour représenter respectivement la chair et la peau. Un comportement hyperélastique incompressible suivant le modèle du 1^{er} ordre d'Ogden (W.-M. Chen et al. 2012) a été initialement imposé. Afin d'étudier l'influence de ce paramètre sur les pics de pression, une étude de sensibilité a été réalisée à partir d'autres propriétés hyper-élastiques de la littérature en condition statique. Toutefois, les propriétés viscoélastiques des tissus mous apparaissent nécessaires pour l'analyse de la dynamique (W.-M. Chen and Lee 2015). Cette cinétique de relaxation des contraintes est généralement décrite par l'ajout des termes de la série Prony à la loi de comportement initiale du matériau (W.-M. Chen and Lee 2015; Ahanchian et al. 2017; Grigoriadis et al. 2017). N'ayant réalisé nous-mêmes des essais de caractérisations et travaillant sur un modèle générique, les termes provenant de la littérature ont été ajoutés (Grigoriadis et al. 2017).

Le fascia plantaire

Du fait de son rôle dans le support de l'arche plantaire, le fascia plantaire est généralement représenté dans les modèles FEA par des éléments 1D ou 3D, reliant la base inférieure du calcanéum avec les bases distales des métatarsiens, et défini en termes de raideur. Issues d'essais de tractions uniaxiaux de tissus cadavériques, des valeurs de raideur moyenne de 350MPa et de 204.5 N.mm⁻¹ ont été respectivement reportées par Wright et al. (Wright and Rennels 1964) et Kitaoka et al. (Kitaoka et al. 1994). Plus récemment, une évaluation dynamique par rayon X entre la phase de contact du pied et la phase de propulsion a été réalisée par Gefen (Gefen 2003) et une raideur moyenne de 170±45 N/mm [112±7 et 225±9 N/mm) a été relevée pour une élongation continue du fascia de 9 à 12%. Le fascia a été représenté dans notre modèle par 5 éléments de types poutre reliant la base du calcanéus aux 5 têtes métatarsiennes, avec une raideur correspondante de 210N.mm⁻¹ (Kitaoka et al. 1994).

Les muscles

Les muscles intrinsèques n'ont pas été modélisés par des structures individualisées : leur contribution est prise en compte en l'ajoutant aux propriétés articulaire et tissulaire passives. Lors de la marche, la force musculaire la plus importante est fournie, comparativement aux autres muscles extrinsèques, par l'action du triceps sural sur le calcanéus dans le plan sagittal. Cette action permet le décollement du talon et la phase de propulsion. Ce muscle est le seul représenté dans notre modèle de manière individuelle, l'action des autres muscles étant décrite au niveau des fonctions articulaires. L'action du triceps sural a été modélisée par l'application d'une force au niveau de la zone d'insertion du tendon d'Achille sur 4 nœuds du calcanéus et orientée verticalement en direction de la zone d'insertion (tête de la fibula).

Les os

De par leur très faible taux de déformation par rapport aux autres tissus mous et pour réduire le temps d'analyse, les os ont été considérés comme des solides indéformables.

Le sol

Le sol a été représenté par deux couches d'éléments hexaédriques de 5mm. La couche inférieure a été considérée comme rigide pour permettre le pilotage dynamique. Son comportement a été représenté par une loi linéaire élastique (Plastique Johnson) et les propriétés équivalente à un matériau très dur comme de l'aluminium ($E=70000\text{MPa}$).

Les informations générales concernant le maillage du modèle sont présentées dans le Tableau 6.

Tableau 6 : Informations générales du maillage du modèle de pied

Type éléments		Taille moyenne (mm)	Nombre éléments
2D	Quadrilatères	6	3244
	Triangles	5	13435
3D	Hexaèdres	6	4416
	Tétraèdres	5	28384

2.3.1.2. Les articulations

Nous avons précédemment vu que les mouvements articulaires du pied sont influencés par les forces externes dérivées du poids et de la force de réaction au sol, mais aussi par les forces internes liées à l'activité musculaire, aux contraintes capsulo-ligamentaires et à la géométrie des surfaces articulaires.

Afin de pouvoir représenter les différents comportements dynamiques du pied plat ou creux (suivants différents degrés de criticité) à partir d'un modèle généraliste qui puisse rapidement et facilement être adapté, nous avons donc fait le choix d'une modélisation simplifiée ne représentant que les fonctions théoriques articulaires et non l'ensemble de la structure ligamentaire et musculaire. Il existe en effet de très nombreuses variabilités dans la position et les morphologies osseuses et dans les propriétés des structures de soutien qui semblent avoir un impact significatif sur le comportement du pied (Imhauser et al. 2008).

Les articulations ont ainsi été modélisées de manière idéale à l'aide de liaisons mathématiques à 6 degrés de liberté définis selon les principes détaillés dans la partie 1 par :

- Un centre instantané de rotation fixe et déterminé à partir des surfaces de contact.
- Un système de référence anatomique orienté spatialement suivant les axes théoriques de mobilité de l'articulation.

- Une amplitude et une raideur de mouvement passives ou fonctionnelles, selon que l'on souhaite simuler également les activations musculaires ou non. Ces propriétés sont synthétisées dans le Tableau 7.

Tableau 7 : Définition des articulations du modèle

Articulations		Types et axes de mobilité	Amplitude de mouvement (°)	répartition	Raideur articulaire
Genou		Pivot : axe tibia	FROM : 20	50%	/
Cheville	Talo-crurale (TN)	Pivot : axe TC ^a	PROM (fonction) ^h		
Sous-talienne	Talo-calcaneus (ST)	Pivot : axe ST ^a	FROM : 8 ^g	100%	/
Chopart, médio-tarsienne (MdT)	Talo-naviculaire (TN) (longi.)	Pivot : axe TN ^b	FROM : 10.5 ^c	100%	/
	Calcaneó-cuboidienne (CC) (obli.)	Pivot : axe CC ^b	FROM : 10.5 ^c		
Tarse	Naviculo-cunéiforme médiale	Rotule : axes pied	FROM : 8 ^c	100%DF	/
	Naviculo-cunéiforme médiane				
	Naviculo-cunéiforme latérale				
Lisfranc	Cunéo-métatarsienne 1 ^{er} MT	Pivot : axes pied	FROM : 5.5 ^c	100%DF	/
	Cunéo-métatarsienne 2 ^{ème} MT				
	Cunéo-métatarsienne 3 ^{ème} MT		FROM : 11 ^c		
	Cuboïdo-métatarsienne 4 ^{ème} MT				
	Cuboïdo-métatarsienne 5 ^{ème} MT				
Métatarso-phalangienne	1 ^{er} (hallux)	Pivot axe MTP break ^d	PROM: 35 ^e	100%DF	Active ^f
	2 ^{ème} – 5 ^{ème}		PROM: 35 ^e		

FROM : amplitude de mouvement fonctionnelle ou active, PROM : amplitude passive de mouvement, DF : flexion dorsale, ^a (Isman and Inman 1969), ^b (Manter 1941), ^c (Nester et al. 2007; E. C. Whittaker, Aubin, and Ledoux 2011), ^d (Sarrafian 2011), ^e (Doya et al. 2010), ^f (E. Sanchis-Sales et al. 2018), ^g (Wright, Desai, and Henderson 1964), ^h (Trevino et al. 2004).

Nous prenons comme principe que ces articulations intègrent les propriétés structurelles associées aux comportements passifs des muscles intrinsèques, des ligaments et de certains muscles extrinsèques de soutien. Pour cela et pour la suite du développement, il sera considéré que les articulations dont l'amplitude de mouvement est définie comme passive disposent d'une raideur fonctionnelle et que les articulations disposant d'une amplitude fonctionnelle ont une raideur passive ou nulle (voir 1.1.2.1).

Puisque le mouvement de l'articulation talo-crurale est dépendante de l'action du triceps sural durant la marche, une fonction de raideur passive issue de la littérature (Trevino et al. 2004) lui a été attribuée afin de ne pas contraindre l'action de ce muscle.

Les raideurs fonctionnelles (moments articulaires) de chacune des articulations n'étant pas toutes disponibles dans la littérature, seules les articulations métatarso-phalangiennes ont été paramétrées avec une raideur fonctionnelle (E. Sanchis-Sales et al. 2018) et une limite de mouvement définie par une amplitude passive. Il apparaît notamment que cette raideur articulaire est modifiée avec la vitesse de marche (Sanchis et al. 2017; E. Sanchis-Sales et al. 2018). Pour l'ensemble des autres articulations nous avons fait le choix de ne pas les contraindre en raideur mais de les laisser libre sur l'ensemble de leur plage d'amplitude de mouvement fonctionnelle (Tableau 7). Par ailleurs, l'articulation du genou a été laissée libre suivant l'axe du tibia pour permettre la rotation interne/externe du modèle.

2.3.1.3. Les interfaces de contact

Deux types d'interfaces ont été utilisés pour modéliser les contacts au sein du modèle. La première est une interface adhésive qui permet de représenter la liaison entre la « chair » et les os (type 2). Ce contact est une condition cinématique, représentée par une connexion rigide deux-à-deux entre les nœuds d'un premier composant et leur plus proche correspondant sur les surfaces d'un deuxième composant, la distance minimale entre les nœuds étant définie par un intervalle de recherche (Figure 34 a)).

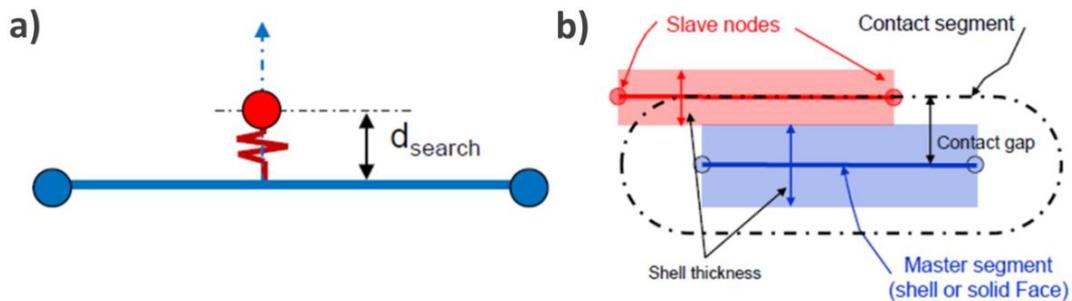


Figure 34 : Interfaces de contact de type collé (type 2) (a) et de type généraliste (type 7) (b)

La seconde est une interface généraliste modélisant le contact entre une surface maître et un groupe de nœuds esclaves (Figure 34 b)), là encore avec des paramètres tels que les conditions de frottement et la raideur de l'interface qui permettent d'en ajuster les propriétés. Ce type d'interface a été utilisé pour représenter le contact entre le pied et le sol et entre les orteils, tout en prenant en compte le comportement mécanique et physique de ces éléments et un coefficient de raideur (K_n) défini par la formule (5).

$$(5) K_n = \text{Stfac} \cdot \frac{K_m + K_s}{2}$$

Avec K_m raideur composant maître, K_s raideur du composant esclave et Stfac un coefficient de calibration.

Un coefficient de frottement entre le pied et le sol de 0.6 (M. Zhang and Mak 1999) a également été appliqué.

2.3.2. Étude statique

La position statique du pied a été simulée dans le référentiel du pied plutôt que du sol, en fixant le membre inférieur au niveau du genou et en déplaçant verticalement le sol vers le haut, avec une force normale de 350N, correspondant à la moitié du poids d'une personne debout statique de 70kg (Cheung, Zhang, and An 2006). La force exercée par le tendon d'Achille ayant été estimée en position debout statique dans un intervalle de 50% à 75% du poids du corps appliqué par pied (Cheung, Zhang, and An 2006), une force de 210N (60%) a été simulée comme discuté plus haut (voir Figure 35). Afin d'initialiser le contact, le sol a été déplacé d'une vitesse constante de 0.05m/s vers le haut. Dès la valeur de force de 350N atteinte au niveau de l'interface pied/sol, le déplacement vertical du sol est alors stoppé. La force de réaction s'applique alors elle-même au sol jusqu'à obtenir une stabilisation du contact. Les pics de pression ont ensuite été mesurés dans les zones

d'intérêt du talon et des têtes métatarsiennes et comparés avec les données de la littérature (Cheung et al. 2005; W.-M. Chen et al. 2010; Tao et al. 2010; Qiu et al. 2011; P.-C. Sun et al. 2012; Guiotto et al. 2014; Morales-Orcajo et al. 2017).

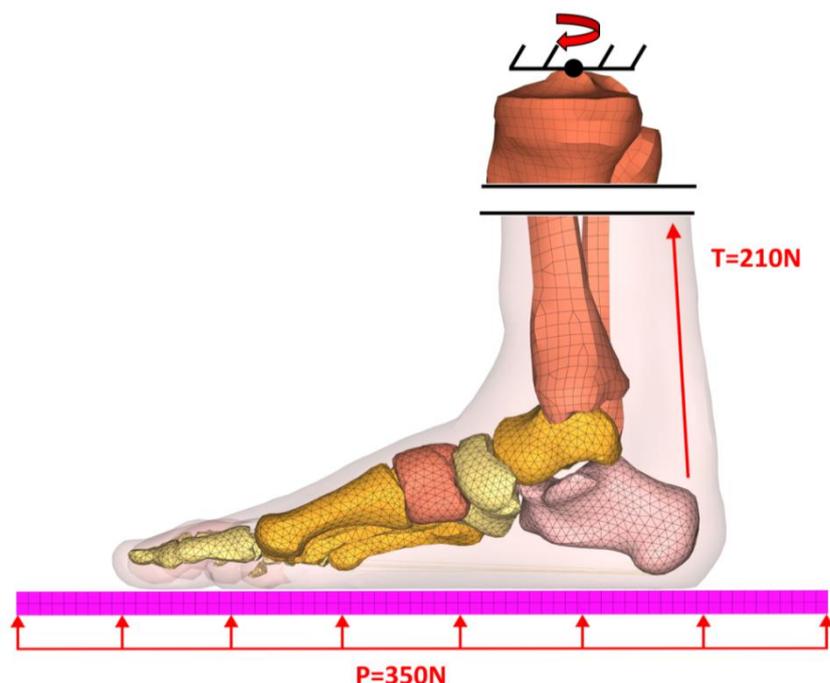


Figure 35 : Conditions de chargement statique (P : $\frac{1}{2}$ du poids du patient, T : force de traction du triceps sural)

2.3.3. Étude dynamique du déroulé du pas

La méthodologie de pilotage continu du modèle de pied en condition de marche, présentée dans cette partie, a également fait l'objet d'une collaboration sur le thème de la marche de l'amputé transtibial qui a donné lieu à une publication (Dakhil et al. 2020) :

Nawfal Dakhil, Tristan Tarrade, Michel Behr, Fuhao Mo, Morgane Evin, Laurent Thefenne, Tang Liu, and Maxime Llari. 2020. "***Influence of the Scale Reduction in Designing Sockets for Trans-Tibial Amputees.***" *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, May, <https://doi.org/10.1177/0954411920921648>.

2.3.3.1. Conditions de chargement

Nous avons fait le choix d'adopter la stratégie proposée par Wong et al. (D. W.-C. Wong et al. 2018) en modélisant le mouvement de marche de manière continue à partir d'un référentiel sol mobile et d'un référentiel pied fixé au niveau de l'articulation du genou, dans le même esprit que ce qui avait été réalisé pour la simulation de l'appui statique détaillé plus haut. Pour cela, la force de réaction du pied au sol, le mouvement cinématique sol/tibia et l'activation musculaire des principaux muscles extrinsèques impliqués dans le mouvement de marche ont été intégrés au modèle, à partir de données de la littérature. Les méthodes de détermination et d'application de ces différents paramètres sont présentées en Figure 36 et sont détaillées dans la prochaine partie.

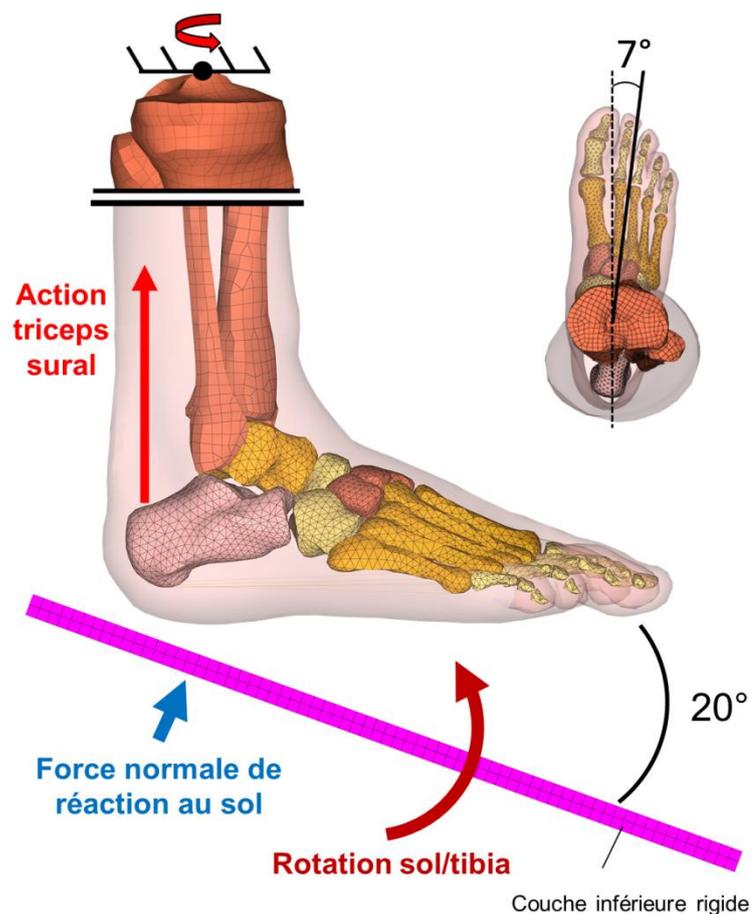


Figure 36 : Conditions de chargement dynamique du modèle

Cinématique

Afin de simplifier les conditions de chargement et ainsi limiter les contraintes extérieures sur notre simulation, le mouvement de rotation du sol dans notre repère centré sur le genou n'a été imposé que dans le plan sagittal considérant les autres mouvements suffisamment faibles pour être négligés. Appliquée à notre modèle, cette condition provient d'une étude expérimentale réalisée sur 10 sujets sains et utilisant des outils d'étude du mouvement et un modèle cinématique à 4 segments (tibia, arrière-pied, médio-pied et avant-pied) pour étudier la phase d'appui plantaire (A. Leardini et al. 2007). Mesurés dans le plan sagittal, les mouvements angulaires respectifs du tibia par rapport au calcaneus (α), du calcaneus par rapport au 2^{ème} métatarse (β) et des métatarses par rapport au sol (γ) ont été réutilisés pour définir le mouvement angulaire tibia/sol (η) (Figure 37). Cette fonction temporelle a ensuite été filtrée avec une régression polynomiale d'ordre 6, normalisée pour démarrer avec un angle nul puis intégrée comme condition de mouvement du sol. Afin de comparer de la manière la plus fiable possible les mouvements cinématiques de notre modèle aux essais expérimentaux, les points anatomiques du modèle multi-segmentaire ont été réutilisés comme référence lors du post-traitement.

Enfin, le sol a été initialement incliné d'un angle de 20° correspondant au décalage de la courbe cinématique tibia-sol avant sa normalisation (A. Leardini et al. 2007). Cet angle pied-sol (angle d'attaque) dans le plan sagittal est variable et a été relevé avec des

valeurs comprises entre 14° et 25° (Levinger et al. 2010; Fontanella et al. 2013, 2015). Par ailleurs il ne semble pas être affecté par les différentes postures de pied (Levinger et al. 2010). De plus, pour représenter le plus fidèlement la position initiale du pied avant l'impact du talon, le pied a été orienté avec un angle standard d'ouverture de 7° (Cibulka et al. 2016).

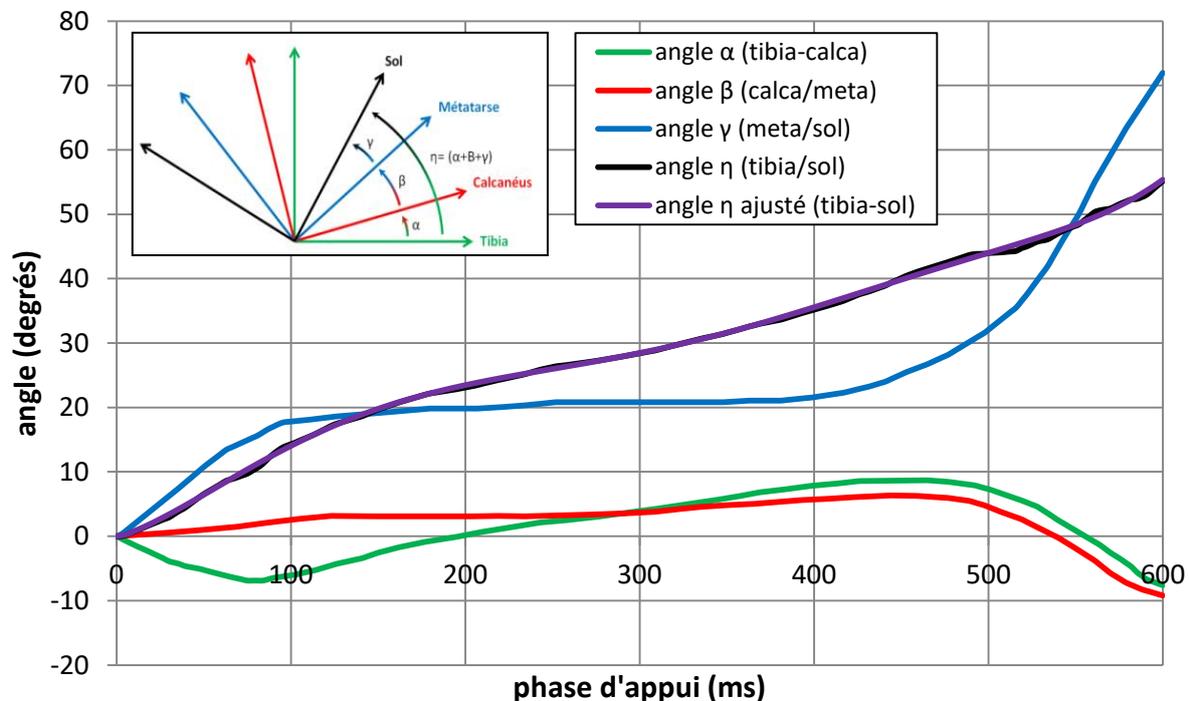


Figure 37 : Mouvements cinématiques du pied dans le plan sagittal (adaptée de (A. Leardini et al. 2007))

Lors la marche, le centre instantané de rotation (CIR) du pied par rapport au sol se déplace temporellement du talon, lors de la phase de contact, jusqu'aux orteils pour la phase de propulsion. Nous basant sur la théorie de la facilitation du plan sagittal (Dananberg 2000), nous avons fait le choix de ne représenter que les 2 CIR correspondants aux pivots du talon et des têtes métatarsiennes pour contrôler le mouvement du sol. Ces deux centres de rotation ont été définis, l'un situé sur la face supérieure du sol, au niveau du contact du talon/sol, permettant de piloter la cinématique durant la première moitié de la phase d'appui (0-300ms) et le deuxième, au niveau du contact de la première tête métatarsienne avec le sol, pour contrôler la propulsion lors de la deuxième moitié de la phase d'appui (300ms-600ms). Deux corps rigides reliant ces deux CIR au centre de masse du sol à l'aide de liaisons ressort rigides ont été utilisés pour permettre la transmission du mouvement de rotation.

Cinétique

Afin de contrôler les mouvements de translation du sol dans l'espace, la force normale de réaction au sol (nGRF) a été représentée par une pression répartie sur la surface inférieure du sol. L'application de cette force est contrôlée à l'aide d'une fonction temporelle (voir Figure 18 (Kirtley 2006)) normalisée à partir d'un poids moyen de 70kg, comme pour la mesure en statique. Etant significativement moins importants, les efforts

antéro-postérieurs et médio-latéraux n'ont pas été imposés et le sol laissé uniquement libre de ses mouvements dans le plan sagittal. Afin de limiter la vibration des éléments et les oscillations de la force de réaction générées par l'impact du pied sur le sol, un coefficient d'amortissement de type Rayleigh (RADIOSS) avec un coefficient alpha de 5 a été utilisé (W.-P. Chen, Tang, and Ju 2001).

Force musculaire

Comme vue précédemment, l'activité musculaire durant la phase d'appui suit une fonction temporelle (Zelik et al. 2015). La principale force musculaire permettant de mettre en mouvement le pied s'exerce au niveau du tendon d'Achille par l'action des muscles gastrocnémiens et soléaire. Nous avons donc fait le choix de l'introduire dans notre modèle tout en négligeant l'action temporelle des autres groupes musculaires. Cette fonction temporelle normalisée par la force maximale est présentée en Figure 38.

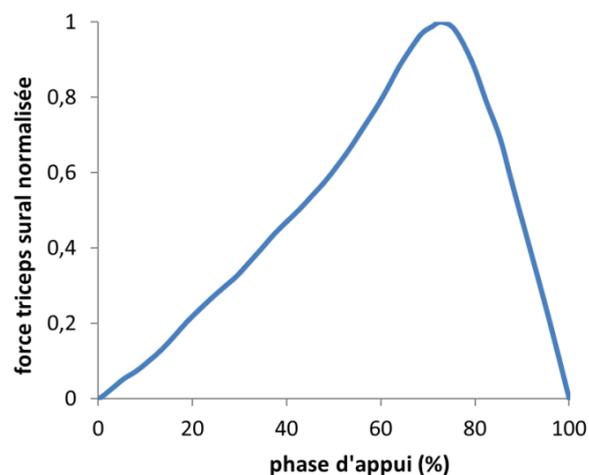


Figure 38 : Fonction d'activation du triceps sural normalisée

La force maximale de traction du triceps sural a été déterminée de manière itérative à partir de données de la littérature (Finni, Komi, and Lukkariniemi 1998; Gheidi et al. 2018; Keuler et al. 2019) et ce jusqu'à obtenir une amplitude physiologique de mouvement de la cheville (Annexe 9). Une valeur de force maximale de 1600N a ainsi été nécessaire, ce qui est en cohérence avec les valeurs numériques de 1620N (W.-M. Chen et al. 2012) et expérimentales comprises entre 1430N et 2700N (Finni, Komi, and Lukkariniemi 1998; Gheidi et al. 2018; Keuler et al. 2019) déterminées lors de la phase de propulsion (2^{ème} pic de la force de réaction au sol).

2.3.3.2. Pilotage temporel des conditions aux limites

Une des parties les plus critiques dans le pilotage d'un modèle dynamique est la maîtrise temporelle des conditions de chargement lors la phase de marche. Ce contrôle est le garant d'un fonctionnement physiologique du modèle par une activité synchrone des forces de réaction au sol, de l'action musculaire et du mouvement cinématique.

Afin de garantir ce contrôle, nous avons opté pour l'utilisation « d'activateurs » pour démarrer, stopper et conditionner la mise en place des conditions aux limites. Cette stratégie permet notamment de normaliser, en fonction des efforts de contact et de la durée de la phase d'appui, le déclenchement des conditions de chargement sans que la distance initiale entre le pied et le sol ou la présence d'un dispositif thérapeutique intégré à leur interface ne viennent conditionner le traitement de la temporisation.

Le pilotage des conditions de chargement du modèle est ainsi réalisé en 3 étapes, détaillées dans la Figure 39, à l'aide d'activateurs dont les rôles sont décrits en Figure 40.

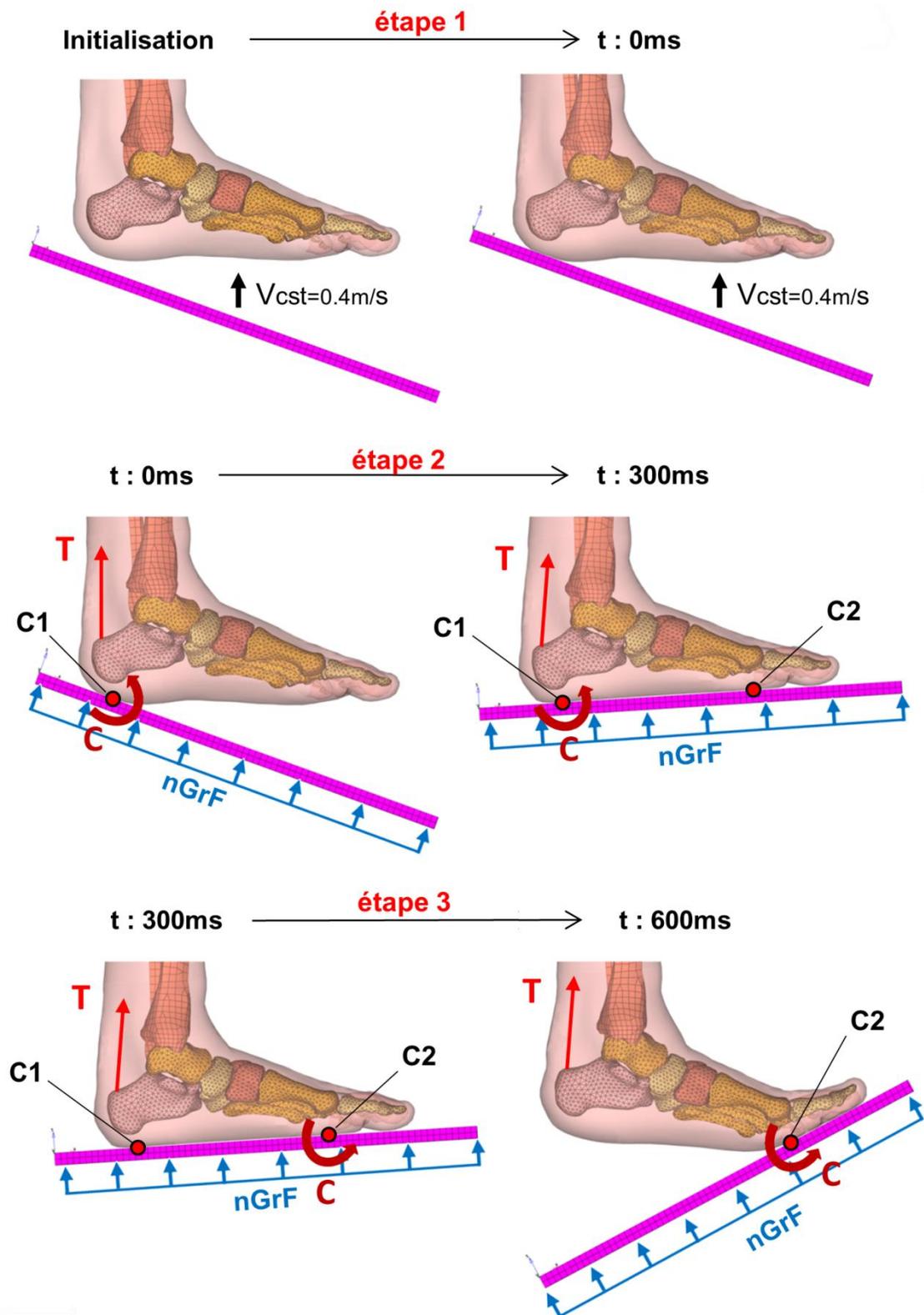


Figure 39 : Etapes du pilotage des conditions de chargement du modèle (V_{cst} : vitesse initiale du sol, C : mouvement de rotation sol/tibia, T : force de traction du triceps sural, $nGrF$: force normale de réaction du sol, $C1$: centre instantané de rotation du talon, $C2$: centre instantané de rotation des métatarses)

La 1^{ère} étape consiste en une phase d'initialisation de l'appui du talon. Durant cette phase, une vitesse constante de $0.4m.s^{-1}$, correspondant à la vitesse d'impact normale du talon au sol (Wallace et al. 2018), est appliquée au sol suivant l'axe du tibia.

La deuxième étape consiste en la mise en place des conditions de chargement (activation du triceps sural, de la cinématique et de la cinétique du sol) durant la première moitié de la phase d'appui (de 0 à 300ms). Ces conditions ne devant être effectives qu'à partir du contact entre le sol et le pied, leur déclenchement a été programmé à l'aide de 2 activateurs mesurant la force au niveau de l'interface de contact. Ainsi, dès qu'une force positive est détectée par le premier activateur, le mouvement cinématique du sol au niveau du centre instantané de rotation (CIR) du talon (C1) est déclenché pour la durée de la première moitié de la phase d'appui. Dès que cette force atteint un deuxième palier de 5N, la vitesse initiale est supprimée et la force normale de réaction est imposée au sol. Le délai d'activation entre ces deux activateurs permet de limiter l'inertie du sol.

La troisième étape consiste en la mise en place des conditions de chargement (cinématique du sol) durant la deuxième moitié de la phase d'appui (de 300 à 600ms). Ainsi, lorsque la moitié de la phase d'appui (300ms) est atteinte, le mouvement cinématique du sol est alors transféré du CIR du talon (C1) vers le CIR des métatarses (C2) jusqu'à la fin de la phase d'appui (600ms). Durant cette étape, seule la localisation du mouvement du sol par rapport au pied est modifiée.

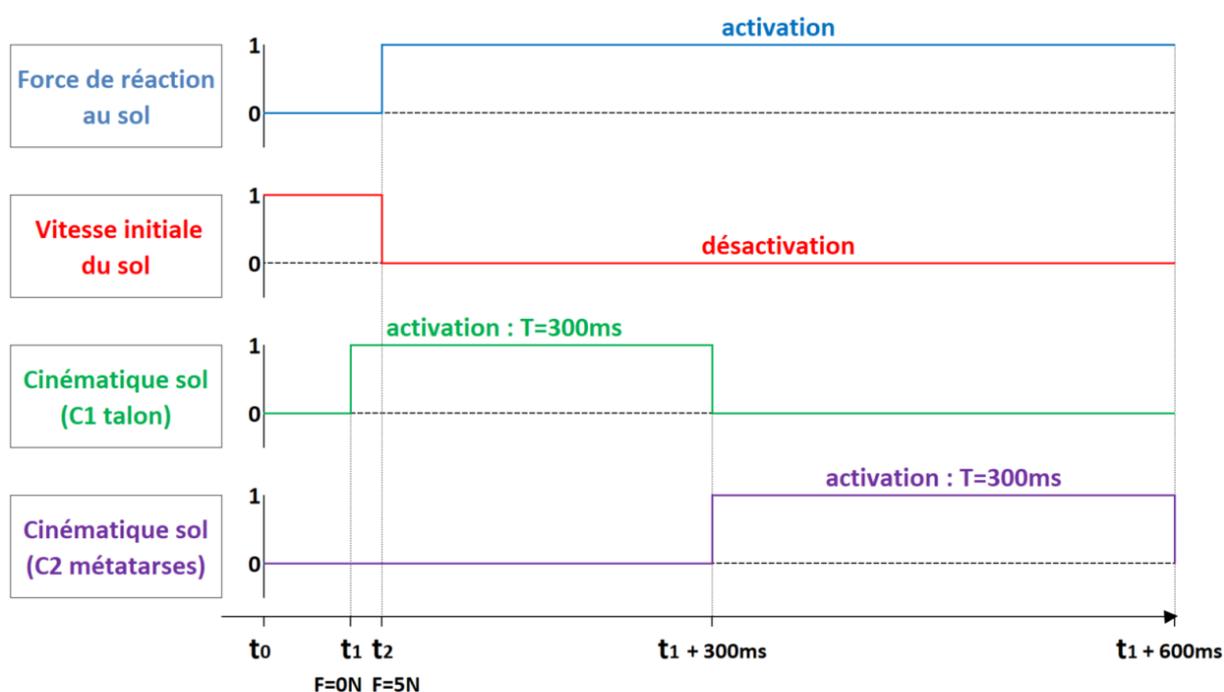


Figure 40 : Temporisations du déclenchement des conditions aux limites (1: activation, 0 : désactivation, t_1 : instant du contact sol/pied, T : durée de l'activation)

2.3.3.3. Post-traitement et évaluation

La validation du comportement dynamique de notre modèle a été réalisée en comparant la cinématique de la cheville dans le plan sagittal et les pics de pression plantaire aux résultats issus d'essais expérimentaux et de modélisation numériques de la marche. Ces données sont extraites des simulations numériques à l'aide du logiciel de post-traitement Hyperview.

2.3.4. Validation

2.3.4.1. Approche numérique

La simulation a été réalisée à partir d'un calcul non linéaire explicite (dynamique de marche et impact) sur le solveur RADIOSS. Afin d'optimiser le temps de calcul, le pas de temps de la simulation a été fixé à 7E-4ms. L'ajout de masse induit par cette méthode a été contrôlé et reste inférieur à la limite de 5% préconisée. Enfin, le calcul a été lancé sur une machine à 2 processeurs Intel Xeon silver 4116 CPU 2.1GHz, pour un temps de calcul nominal d'environ 4h00 pour la simulation dynamique. Enfin, la qualité du maillage a été évaluée d'après les recommandations de Burkhart et al. (Burkhart, Andrews, and Dunning 2013) avec une préconisation fixée à 5% d'éléments non précis (Tableau 8).

Tableau 8 : Indices de qualité du maillage (Burkhart, Andrews, and Dunning 2013)

Paramètres de qualité du maillage		Objectif	Éléments non précis (%)	
			Modèle pied	Modèle entier
2D	Jacobien	> 0.7	0.2	0.2
	Aspect ratio	< 3	0	0
	Min. angles tria	> 30°	2	2
	Max. angles tria	< 120°	0	0
	Min. angles quad	> 45°	0	0
	Max. angles quad	< 135°	0	0
3D	Jacobien	> 0.7	1	0.9
	Aspect ratio	< 3	4	3
	Min. angles tétra	> 30°	6.8	6.8
	Max. angles tétra	< 120°	1	1
	Min. angles hexa	> 45°	5	2
	Max. angles hexa	< 135°	7	3

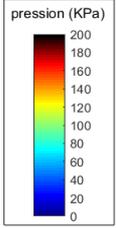
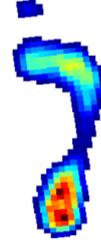
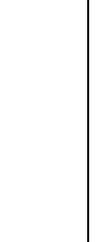
2.3.4.2. Approche statique

Une étude de sensibilité aux propriétés des tissus mous adaptés de la littérature (Erdemir et al. 2006; Gu et al. 2010; W.-M. Chen et al. 2012; Petre et al. 2013) a été réalisée. L'impact de la raideur du matériau sur les pics de pression a été évalué en augmentant les coefficients de raideur d'Erdemir de 16.45KPa à 60KPa. Les résultats sont présentés en Tableau 9.

On remarque que les valeurs des pics de pression dépendent des coefficients de raideur de la loi matériau (μ et α) utilisée. Plus ces derniers sont importants et plus la surface de contact se réduit et la pression augmente. Par ailleurs, pour des coefficients de raideurs faibles, la pression semble localisée sur l'arrière du talon. Le choix des lois matériaux et des propriétés des tissus sont donc extrêmement important et ont une influence notable sur les valeurs de pics de pression.

Les résultats de cette analyse ont été comparés aux données d'études par éléments finis issus de la littérature (Figure 41).

Tableau 9 : Étude de sensibilité aux propriétés matériaux de la littérature

Références propriétés matériaux	(W.-M. Chen et al. 2012)	(Erdemir et al. 2006)	(Erdemir et al. 2006) V2	(Gu et al. 2010)	(Petre et al. 2013)
Paramètres Ogden (μ en KPa)	$\mu=37.5$, $\alpha=5.5$	$\mu=16.45$, $\alpha=6.82$	$\mu=60$, $\alpha=6.82$	Peau : $\mu=122$, $\alpha=18$ Chair : $\mu=2.2$, $\alpha=15.96$	$\mu=26.6$, $\alpha=17.68$
					
Pic Pression Talon (KPa)	156	159	188	191	209
Pic Pression Avant-pied (KPa)	84	73	117	58	137

Ces études permettent de définir des intervalles de valeurs de pics de pression compris entre 0.08MPa et 0.198MPa pour la zone de l'avant-pied et entre 0.105MPa et 0.23MPa pour la zone du talon. Parmi les propriétés évaluées, celles provenant de Chen et al. (W.-M. Chen et al. 2012) ($\mu=37.5$, $\alpha=5.5$) permettent d'obtenir des résultats plus homogènes entre l'avant et l'arrière-pied pour une valeur de pics de pression au niveau de l'avant-pied (0.082MPa) étant près de la moitié inférieure au pic de pression du talon (0.165MPa) (Figure 41). Ce modèle sera utilisé pour la suite de ce travail. Par ailleurs la hauteur minimale entre la base inférieure du naviculaire et le sol en statique a été mesurée à 35mm ce qui inclut le modèle dans l'intervalle des mesures radiographiques moyennes [30mm ; 50mm] proposé par Lamm et al. (Lamm et al. 2016).

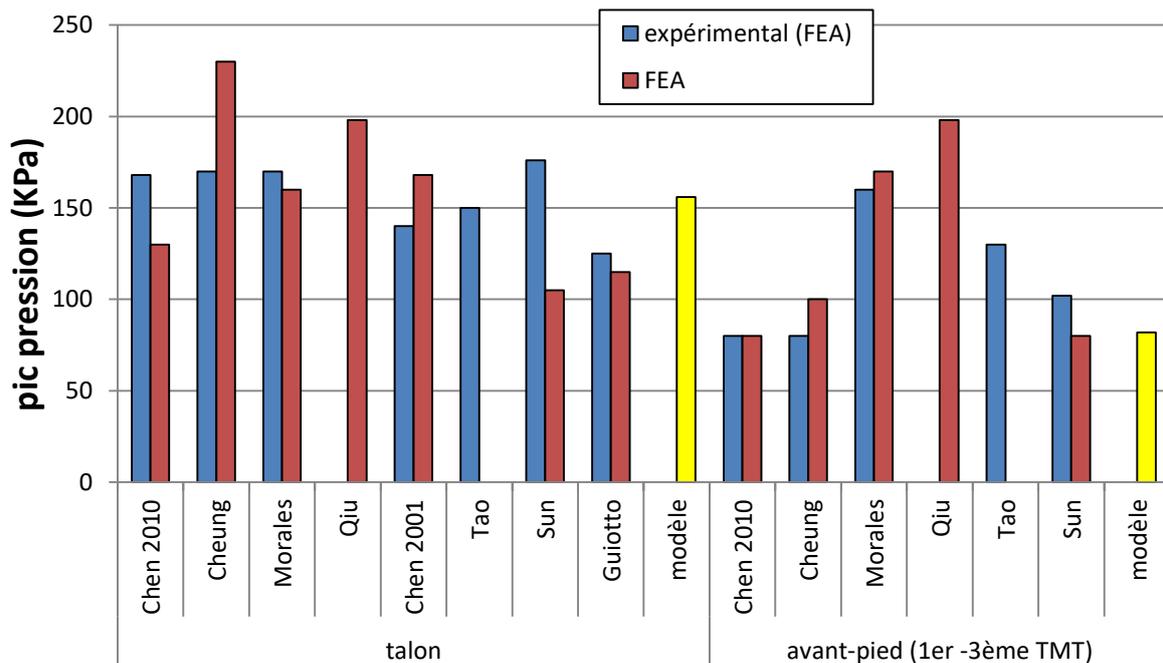


Figure 41 : Pics de pression plantaire statique relevés dans les zones du talon et de l'avant-pied par analyse par éléments finis (rouge) et expérimentalement pour la validation de ces modèles (bleu)

2.3.4.3. Approche dynamique

Le comportement dynamique de notre modèle a été dans un premier temps validé en comparant les mouvements cinématiques du pied et sa cinétique avec des données provenant respectivement de Leardini et al. (A. Leardini et al. 2007) et de Kirtley (Kirtley 2006). La Figure 42 présente la comparaison des résultats issus de l'analyse éléments finis (en rouge pointillé) et les données issues de la littérature comme référentiel.

Les conditions de cinématique dans le plan sagittal ainsi que la force normale de réaction au chargement du sol imposées au modèle et mesurées sont respectées (Figure 42 a) et b)). Un léger pic de force lié à l'impact est cependant mesuré durant la mise en charge du talon sans que cela n'influence la suite du chargement.

Le mouvement de la cheville durant l'ensemble de la phase d'appui suit le comportement général attendu. Des amplitudes cohérentes de flexion plantaire lors du contact du talon et de flexion-dorsale lors de la phase de propulsion, liées pour le premier au chargement du sol et au second à l'activation du triceps sural pour amorcer la propulsion, sont par ailleurs observées. Suite au premier mouvement de flexion plantaire de la cheville, une remontée rapide en flexion dorsale de la cheville (75-225ms) légèrement supérieure au mouvement attendu a été observée. Ce phénomène pourrait être associé à la condition passive de raideur de la cheville et à l'absence d'un contrôle musculaire actif permettant la stabilisation du mouvement en début de phase de flexion dorsale.

Enfin un léger retard temporel est observé pour la force de réaction et les mouvements cinématiques de la cheville et des métatarses lors de la propulsion ($t=460\text{ms}$). Ce retard provient vraisemblablement de la fonction de chargement imposée par le triceps sural qui, provenant de la littérature (Zelik et al. 2015), n'est pas directement coordonnée avec la cinématique et la cinétique de notre mouvement. Un décalage temporel du pic d'action musculaire aurait alors pour conséquence de retarder à la fois le pic de force de contact, mais aussi les mouvements articulaires en découlant. De plus la valeur maximale de force exercée par ce muscle a aussi été montrée comme étant directement impliquée sur la temporalité du mouvement. Par ailleurs, la hauteur minimale du naviculaire, mesurée entre la partie inférieure du naviculaire et le sol au cours du cycle de marche, a été reportée à 31mm. Cette donnée correspond à une diminution de 11.4% de la hauteur mesurée en statique ce qui est proche des 12.8% mesuré par Williams et al. (Williams and McClay 2000) pour un chargement plus important compris entre 10% et 90% du poids.

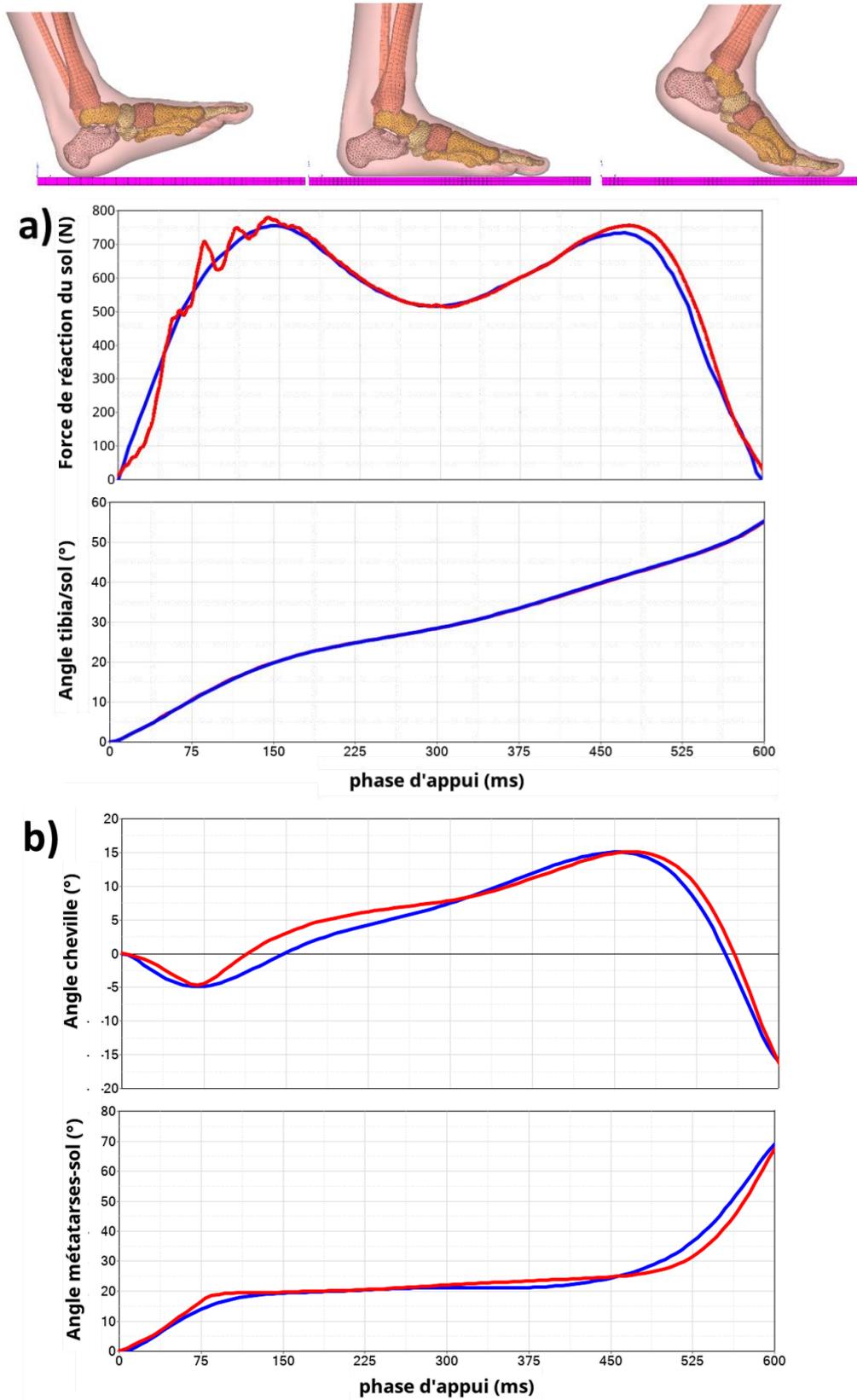


Figure 42 : Conditions de chargement du sol a) et mouvements cinématiques b) du modèle de pied durant la phase d'appui comparés à la littérature (lignes bleues : littérature, lignes rouges : simulation)

Les valeurs de pics de pression relevés dans notre modèle ont été comparées aux résultats d'études par éléments finis (W.-M. Chen et al. 2012; Guiotto et al. 2014; Akrami et al. 2017; Y. Wang et al. 2018) et aux extremums d'études purement expérimentales (Annexe 10). Ces résultats sont respectivement présentés en Tableau 10 et en Figure 43.

Tableau 10 : Comparaison des valeurs de pics de pression plantaire dynamique expérimentales (Annexe 10) et du modèle FEA par zone d'intérêt

	Talon	Medio-pied	1 ^{ème} TMT	2 ^{ème} TMT	3 ^{ème} TMT	4 ^{ème} TMT	5 ^{ème} TMT	hallux	orteils
Intervalle Pic pression littérature (KPa)	[179-350]	[55-127]	[156-293]	[162-420]	[155-366]	[125-251]	[94-249]	[161-442]	[55-167]
Pic pression modèle FEA (KPa)	470	160	260	330	330	310	260	210	136

TMT : têtes métatarsiennes

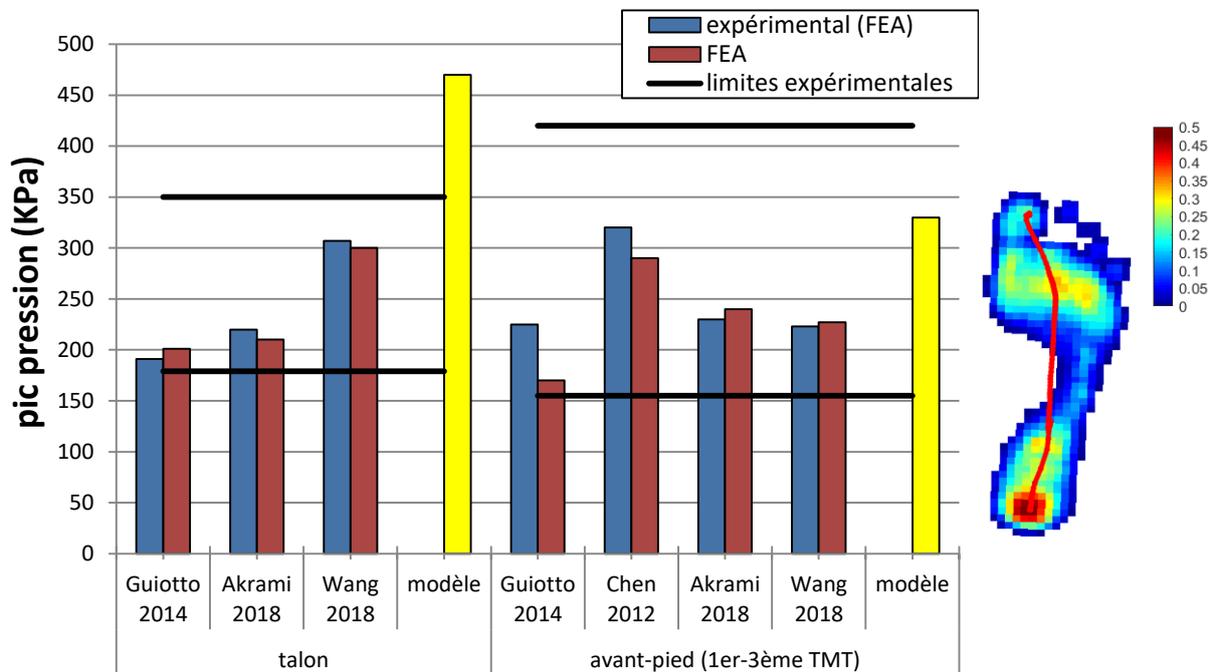


Figure 43 : Pics de pression plantaire lors de la marche relevés dans des études numériques (barres rouges : modèles éléments finis, barres bleues : validation expérimentale de ces modèles) et dans des études expérimentales (lignes noires représentant les bornes du Tableau 10)

On remarque qu'il existe dans la littérature expérimentale et pour chacune des zones d'intérêt une grande variabilité dans les valeurs de pics de pression. Notre modèle présente des valeurs de pics de pression plantaire au niveau du talon supérieures aux valeurs mesurées numériquement et expérimentalement. Cette différence peut s'expliquer par la condition dynamique d'impact lors de l'initialisation du contact qui concentre localement et sur une durée très faible ce pic de pression sur quelques éléments du sol. De plus, dans notre analyse, les valeurs de pression sont calculées à partir des pics de force appliqués sur chaque nœud des éléments du sol pour une résolution équivalente de 4 capteurs/cm². Or il a été montré que les variabilités en termes de seuils de filtrage, de fréquences d'acquisition ou de résolution spatiale (de 1.4 à

4 capteurs/cm²), suivant les types de dispositifs utilisés (plateformes ou capteurs embarqués), influencent directement les valeurs de pics pression notamment par une augmentation des valeurs liée à une augmentation de la résolution du dispositif utilisé (Orlin and McPoil 2000).

Pour la suite de ce travail, nous nous intéresserons principalement à l'étude de la répartition spatiale et temporelle des pressions durant la marche, l'intensité de ces efforts ne sera donc pas impactant et les valeurs de pics de pression au niveau du talon ne seront donc pas directement considérées.

2.3.5. Discussion

Le pied est un système mécanique complexe faisant intervenir un très grand nombre de structures actives et passives permettant de guider son mouvement lors de la marche. L'utilisation de modèle FEA pour simuler ce comportement dynamique amène à s'interroger sur le degré de précision nécessaire à la conception du modèle au regard des temps de calcul qu'induisent des simulations continues et de l'objectif escompté. Souhaitant obtenir rapidement un nombre important de comportements dynamiques différents, et le développement et la simulation d'un modèle propre à chacun de ces comportements s'avérant extrêmement long et fastidieux à valider, nous avons opté pour une stratégie utilisant un modèle générique intégrant une représentation du comportement idéal des articulations et des conditions de chargement provenant de la littérature.

Ce choix permet en effet de s'affranchir d'un certain nombre de variables propres à la structure anatomique du pied (position et propriétés des ligaments, contact osseux, activité musculaire active ou passive) propices par leur action à une augmentation du temps de calcul. Cette stratégie apparaît comme suffisamment pertinente pour représenter le comportement dynamique général d'un pied sain lors de marche. Partant de données de références bibliographiques, nous avons ainsi pu valider ce modèle en condition de marche continue d'après des critères généraux relatifs à la cinématique, la cinétique, mais aussi les pics de pression plantaire pour un temps de calcul relativement court de 4h00. Il n'existe à notre connaissance aucune modélisation FEA du pied qui permette actuellement une telle simulation continue dans un délai aussi court. Il convient également de noter que ce modèle représente le comportement d'un pied général sans troubles de la marche et ne peut donc à ce stade être assimilé à celui d'un patient spécifique. Par ailleurs, les conditions de chargement notamment par leur temporalité d'action, apparaissent particulièrement influentes sur la cinématique du pas.

La réduction de ce temps de calcul couplé à un pilotage indépendant des conditions de la marche ouvrent ainsi de nombreuses possibilités d'application de ce modèle que ce soit pour concevoir, évaluer ou optimiser des dispositifs extérieurs (semelles orthopédiques, chaussures) ou pour analyser les mécanismes fonctionnels du pied en conditions réelles de marche.

2.4. Analyse temps réel des pieds pathologiques par réduction de modèle

2.4.1. Introduction

Après avoir validé le comportement dynamique d'un modèle générique neutre de pied en condition de marche, nous aborderons dans cette partie la phase de développement de modèles aux comportements pathologiques de pieds creux et plats qui seront utilisés pour alimenter la base d'apprentissage de l'outil d'aide à la conception de semelles orthopédiques.

Comme identifié dans la première partie de la littérature, les différents comportements dynamiques du pied sont influencés par des dysfonctions d'ordre structurel ou neurologique plus ou moins importantes. La compréhension des mécanismes pathologiques a fait l'objet de diverses études, à la fois cadavérique (Watanabe et al. 2013), in vivo (Deland et al. 2005; Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018) et numérique par éléments finis (Cheung, Zhang, and An 2004; Cheung and Zhang 2006; Wu 2007; Tao et al. 2010; P.-C. Sun et al. 2012; Z. Wang et al. 2018; D. W.-C. Wong et al. 2018; Z. Wang et al. 2018; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019) ou à partir de modèles multi segmentaires (Smith, Adelaar, and Wayne 2017; Spratley et al. 2013; Iaquinto and Wayne 2010), visant à étudier l'influence de la structure ligamentaire et de l'activité musculaire sur le maintien de la voûte plantaire. Généralement, les critères utilisés pour caractériser ces mécanismes et valider les comportements des modèles numériques sont basés sur la mesure des pics de pression plantaire (Cheung, Zhang, and An 2004; D. W.-C. Wong et al. 2018; Z. Wang et al. 2018), de l'orientation articulaire (Cheung and Zhang 2006; Spratley et al. 2013; Smith, Adelaar, and Wayne 2017; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019), de la tension ou des contraintes dans les structures. Parmi les structures étudiées, certaines comme les ligaments du médio-pied comprenant le ligament ressort, les ligaments deltoïdes ainsi que le fascia plantaire et l'activité du muscle tibial ont été identifiés comme ayant un rôle essentiel dans le maintien de l'arche plantaire. Bien que la dysfonction du muscle tibial postérieur reste l'un des principaux contributeurs du pied plat, son degré d'implication sur les structures citées précédemment diffère selon les études.

Toutefois, utilisées pour analyser l'influence de ces structures, les études numérique paramétriques sont souvent très coûteuses en termes de temps de calcul et se limitent à l'analyse d'un critère statique défini par une valeur prise à un instant précis de la phase de marche (analyse quasi-statique) qui ne reflète pas l'entièreté de la dynamique du mouvement.

Pour répondre à cette problématique, des outils d'apprentissage automatique (*machine learning*), basés sur des méthodes probabilistes, sont de plus en plus appliqués à l'analyse de résultats d'études par éléments finis et notamment à l'analyse de fonctions

temporelles (Kayvantash 2019). L'une de ces approches est la méthode de réduction de modèle en valeurs propres (POD : *Proper Orthogonal Decomposition* (Lumley 1967)) aussi appelée analyse en composante principale ou axes principaux (ACP). Elle permet de transformer des variables liées entre elles en variables décorrélées les unes des autres. La constitution de ce modèle réduit se base sur une approche dite « a posteriori » ou « non-intrusive » qui consiste à réaliser en amont une première série de calculs, aussi appelés *snapshots* (Sirovich 1987), pouvant provenir d'un plan d'expérience et dont les résultats serviront à alimenter la base d'apprentissage POD. Enfin, appliquées à cette base de données, des techniques d'interpolation (fonction de base radiale (*Radial Basis Function*), fonction de base radiale adaptée (*adaptive Radial Basis Function*), Krigeage), pourront être appliquées à la prédiction de nouveaux résultats (Bhatia and Arora 2016). Pour ces techniques de réduction de modèles, la répartition de manière homogène des résultats dans l'espace des réponses a plus d'importance que la répartition des points dans l'espace de conception du plan d'expérience. De plus, ces méthodes nécessitent que la base d'apprentissage ainsi créée soit validée en amont afin de vérifier que le comportement du modèle ne soit pas faussé par des facteurs non liés au phénomène physique étudié. Le processus de développement du modèle réduit est plus précisément détaillé par Kayvantash (Kayvantash 2019) et son principe de fonctionnement est présenté en Figure 44.

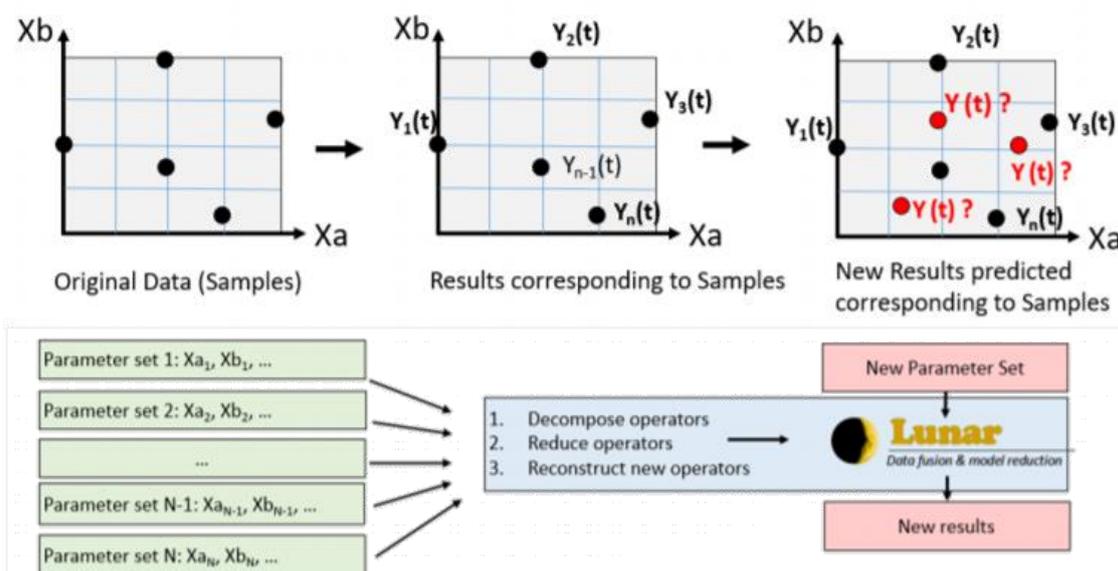


Figure 44 : Procédure de modélisation par réduction de modèle (ODYSSEE-LUNAR)

L'objectif de cette étude est de développer, à partir des outils de réduction de modèles proposés par le logiciel ODYSSEE LUNAR, un modèle réduit permettant une analyse temps réel de l'influence de variables structurelles associées au pied plat sur le critère dynamique de la ligne de charge. Cette analyse servira au développement de la base de données regroupant des modèles comportementaux de pieds sains et pathologiques lors de la marche.

Nous présenterons donc dans cette partie la stratégie de paramétrage du modèle, le processus de développement du modèle prédictif ainsi que l'analyse des facteurs influençant le comportement dynamique de marche.

2.4.2. Méthode

2.4.2.1. Paramétrage du modèle et plan d'expérience

La construction de la base d'apprentissage par plan d'expérience requiert la détermination des variables du modèle capables de représenter les comportements dynamiques d'un pied plat, mais aussi d'un pied creux.

Parmi ces postures du pied, rappelons que le pied plat est la déformation la plus courante avec une prévalence de 15 à 25 pourcents de la population générale (Pita-Fernandez et al. 2017; Kodithuwakku Arachchige, Chander, and Knight 2019) et se caractérise visuellement par un affaissement de la voûte longitudinale interne (MLA) et une éversion de l'arrière-pied. Le principal facteur lié au développement de ce type de pied est une dysfonction du tendon tibial postérieur (Smyth et al. 2017) associée à une dégradation des propriétés ligamentaires et musculaires de soutien des articulations sous-taliennes et médio-tarsiennes (fascia plantaire, ligament ressort, ligaments deltoïdes)(Deland et al. 2005; Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018). Cette mobilité articulaire est dans le cas du pied creux beaucoup plus faible, dû à une tension musculaire qui rend ces types de pied extrêmement rigides. Ainsi, les stratégies d'analyse de ces comportements par une approche numérique ou expérimentale se sont axées sur la modification des propriétés mécaniques des tissus de soutien ou leur suppression. Ces structures n'ayant pas toutes été représentées dans notre modèle générique, les niveaux de raideurs fonctionnelles des articulations impliquées dans la dynamique de marche n'étant pas connus dans la littérature scientifique et les propriétés des tissus, articulations et interfaces participant déjà à une certaine rigidité du modèle, notre choix s'est donc porté sur la modification des mobilités articulaires qui sont la représentation directe de la modification des propriétés des tissus de soutien. Afin de limiter le nombre de paramètres modifiables du modèle et donc la complexité du plan d'expérience, quatre paramètres ont été identifiés avec chacun 3 niveaux possibles de variation.

Le premier paramètre est relatif à la raideur du fascia plantaire, seul tissu de soutien modélisé, et qui est initialement fixé à $210\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$ (valeur nominale) avec une plage de variation comprise entre $84\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$ et $525\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$. Les deux seconds concernent l'amplitude de mobilité des articulations sous-taliennes et médio-tarsiennes, qui comme précédemment développé, apparaissent comme les plus impliquées dans la modification de la dynamique du pied. Des valeurs comprises entre 1° (articulation très raide) et respectivement 16° et 21° pour les articulations sous-taliennes et médio-tarsiennes ont été arbitrairement définies afin de représenter des extrêmes de mouvement. Enfin, basé sur les concepts d'équilibre de l'articulation sous-talienne (Kirby 2001) et de contraintes des tissus (T. G. McPoil and Hunt 1995), le quatrième paramètre se réfère à la position médio-latérale de l'axe de l'articulation sous-talienne. En effet, d'après ces concepts, l'orientation du talus par rapport au calcaneus étant caractéristiquement différente selon les types de pieds, la localisation spatiale du centre de rotation de l'articulation sous-talienne par rapport au centre de pression du pied au sol en serait par conséquent

modifiée. Cela impacterait alors l'équilibre entre les moments de forces engendrés par l'action du triceps sural et la force de réaction au sol sur le pied en amplifiant les moments de pronation (par un décalage médial de l'articulation sous-talienne dans le cas des pieds plats) ou les moments de supination (dans le cas d'un décalage latéral de l'articulation sous-talienne dans le cas des pieds creux). Dans notre simulation nominale de référence, cette position a été considérée neutre (c'est à dire dans l'alignement du point d'appui du calcaneus au sol et du genou). Ainsi un paramétrage autour de cette position à $\pm 5\text{mm}$ a été défini.

Cette large gamme de valeurs autour des valeurs de référence a été choisie afin d'augmenter l'espace de conception du plan d'expérience et donc la probabilité d'obtenir des types de pieds variés et pathologiques. Ces valeurs sont présentées dans le Tableau 11 et sont identifiées selon leur impact attendu sur le degré de pronation ou de supination du pied.

Tableau 11 : Gammes de valeur des paramètres utilisés pour le plan d'expérience

Variables (facteurs)	Tendance supinatrice	Référence	Tendance pronatrice
Amplitude articulation sous-talienne (Ast) (°)	1	8	16
Amplitude articulation médio-tarse (Amdt) (°)	1	10.5	21
Raideur du fascia plantaire (F) (N.mm ⁻¹)	525	210	84
Position articulation sous-talienne (Pst) par rapport à l'axe du tibia (mm)*	+5	0	-5

* valeurs positives pour un décalage latéral, valeurs négatives pour un décalage médial

Afin d'étudier l'influence de ces différents paramètres sur le comportement dynamique de la marche, un plan d'expérience a été conçu à partir des valeurs entières des facteurs. Le plan complet étant composé de 81 simulations (4 facteurs à 3 niveaux), une méthode statistique de remplissage (*space-filling*) de type Monte Carlo a été utilisée pour réduire ce plan à 30 simulations et ainsi permettre d'étudier l'influence de l'ensemble des combinaisons de facteurs dans l'espace de conception (Figure 45). On remarque par ailleurs que ce plan permet de simuler l'ensemble des combinaisons de facteurs pour les trois niveaux pronatrice, de référence et supinatrice respectivement représentés dans les Figure 45 b) à g) par des valeurs en abscisse et en ordonnée de 0, 1 et 2. Ce plan pourra par la suite être affiné par de nouvelles combinaisons de paramètres si la précision du modèle prédictif ne paraît pas suffisante dans certains espaces de réponse.

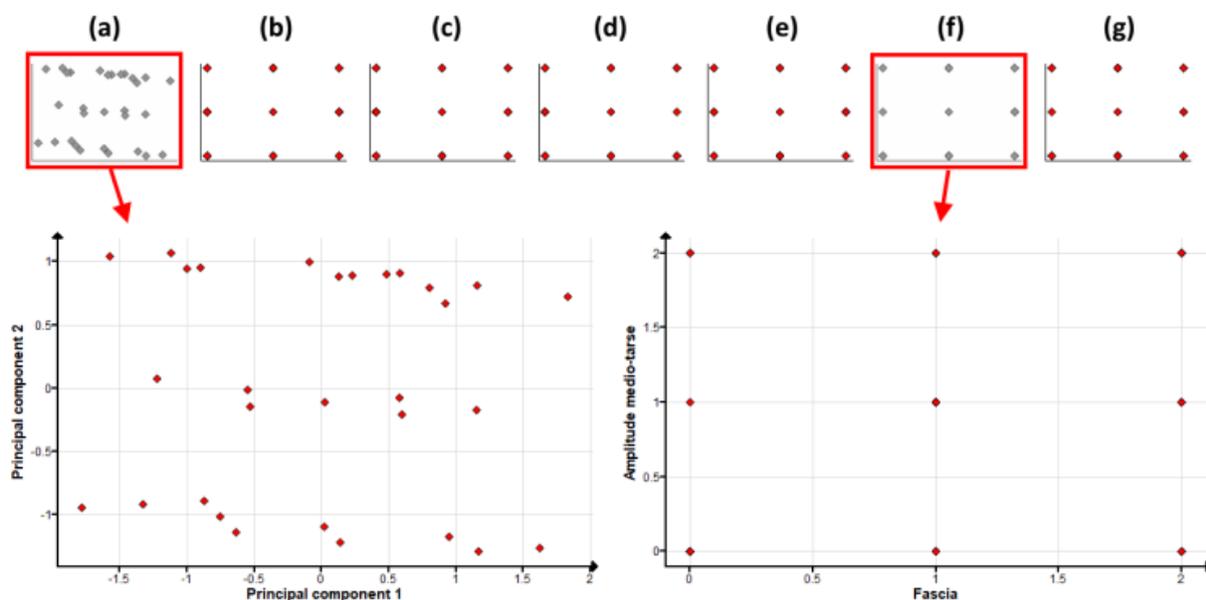


Figure 45 : Nuages de points représentant la répartition spatiale du plan d'expérience dans les espaces de conception par composante principale (a), et en fonction des niveaux de chacun des critères analysés deux à deux : Pst/Amdt (b), Pst/Ast (c), Amdt/Ast (d), Pst/F (e), Amdt/F (f) et Ast/F (g) (avec Pst : Position Sous-Talienne, Amdt : Amplitude Médio-Tarsienne, Ast : Amplitude Sous-Talienne et F : raideur Fascia)

2.4.2.2. Critères d'évaluation et conditions aux limites

Dans le but de présenter certaines caractéristiques pouvant être liées à une fonction pathologique, un large éventail de méthodes de classification des types de pieds a été documenté en conditions statiques ou dynamiques (Razeghi and Batt 2002). En effet, les variations des types de pieds ont été directement associées à des changements dans la cinématique des membres inférieurs (Levinger et al. 2010; Buldt et al. 2013), l'activité musculaire (George S. Murley et al. 2009) ou la répartition spatiale des pics de pression plantaire (Buldt, Allan, et al. 2018).

En nous basant sur la revue des critères d'évaluations de la fonction dynamique du pied effectuée en partie 1, les mesures de la hauteur naviculaire minimale et de l'excursion de la trajectoire de la ligne de charge (CPEI) ont été extraites pour chacune des simulations et utilisées comme référence pour l'élaboration de la base d'apprentissage du modèle prédictif. Le mouvement cinématique de la cheville dans le plan sagittal a lui aussi été relevé et comparé entre les simulations.

Pression et ligne de charge

Il a été souligné que la trajectoire du centre de pression au sol (ligne de charge) apparaît comme un déterminant de la fonction dynamique du pied notamment au travers du critère d'excursion de cette ligne qui symbolise dynamiquement la répartition médio-latérale des pics de pression. Un script a été développé (procédure détaillée en Figure 46) afin d'extraire à une fréquence de 170Hz les données de simulation et calculer les pics de pression plantaire et les positions du centre de pression durant la phase d'appui. Ce script fait intervenir le logiciel Matlab, le logiciel de post-traitement Hyperview et des scripts en langage TCL permettant d'automatiser des fonctions de calcul.

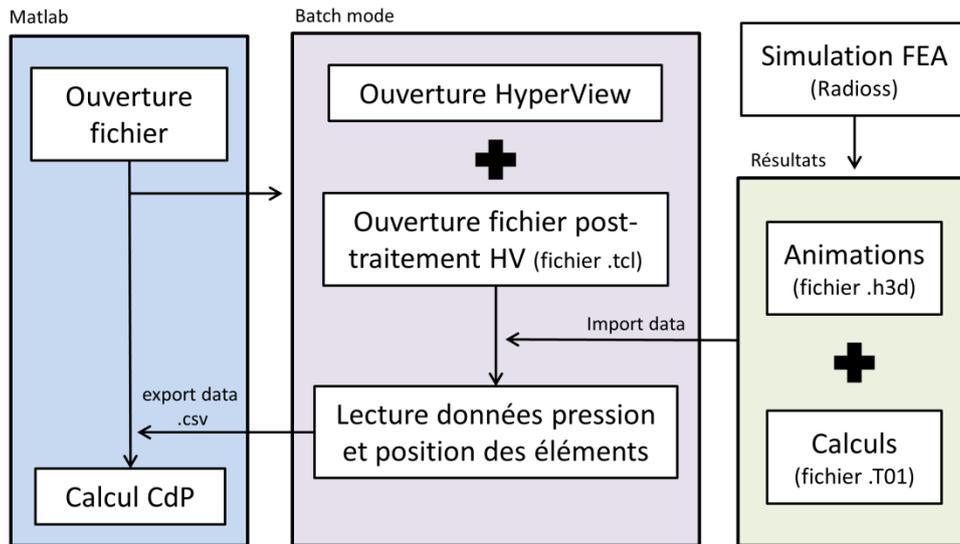


Figure 46 : Diagramme de fonctionnement du script du calcul automatisé du CdP

Afin de pouvoir comparer l'excursion latérale de la ligne de charge obtenue pour chacune des simulations, une méthodologie de normalisation basée sur les travaux de (Diaz et al. 2018) a été développée. Cette méthodologie permet de réorienter automatiquement pour chaque simulation la ligne de charge de manière à ce que la première et dernière position du centre de pression soit alignée avec l'axe Y du repère général (représenté par le sol) (Figure 47). Pour cela la ligne reliant la 1ère et la dernière position du CdP est tracée et l'angle formé par celle-ci avec l'axe Y est calculé. Une matrice de rotation (6) est ensuite appliquée à chacune des positions spatiales de la ligne de charge et des pics de pression.

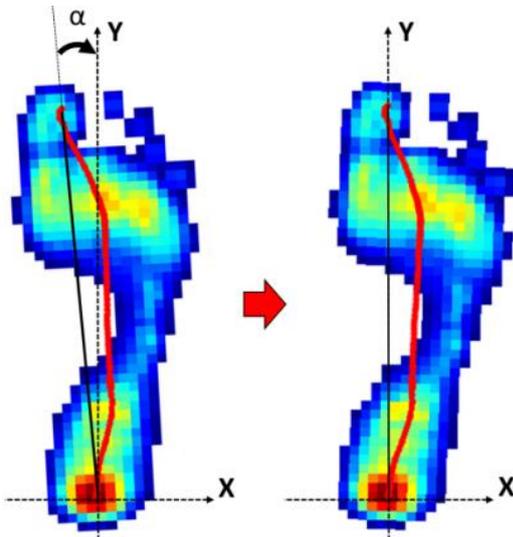


Figure 47 : Procédure de normalisation de la cartographie des pressions plantaires

$$(6) \begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \end{bmatrix}$$

Avec x_i et y_i les coordonnées spatiales des pics de pression

Toutes les simulations ayant les mêmes conditions de chargement et la même physiologie de pied, une normalisation de l'excursion latérale de la ligne de charge par la largeur de l'avant-pied comme proposée par Song et al. (Song et al. 1996) pour s'affranchir des variabilités interindividuelles n'est donc dans notre cas pas nécessaire.

Hauteur naviculaire

La hauteur naviculaire fait aussi partie des critères les plus utilisés pour la mesure statique de l'affaissement de l'arche, mais apparaît aussi corrélé à la fonction dynamique du pied (Rathleff et al. 2010). Cette hauteur sera donc mesurée comme la distance minimale entre la base inférieure du naviculaire la surface du sol et sera recueillie tout au long de la phase d'appui. Tout comme pour le critère d'excursion de la ligne de charge, une normalisation par la longueur du pied (Buldt, Forghany, et al. 2018) n'est pas nécessaire puisque le modèle et les conditions de chargement restent identiques pour l'ensemble des configurations testées.

Condition de chargement

Par ailleurs, certaines caractéristiques comme la force de réaction au sol (Ledoux and Hillstrom 2002), la force musculaire du triceps sural (George S. Murley, Menz, and Landorf 2009b), la cinématique du pied/sol dans le plan sagittal (Levinger et al. 2010) et les paramètres de la marche (Hillstrom et al. 2013) ne semblent pas être significativement différents entre les différents types de pieds. Ces conditions de chargement déterminées pour le pied général ont donc été conservées pour l'étude de sensibilité.

2.4.2.3. Analyse temps réel de la dynamique de marche

Le traitement des résultats du plan d'expérience a été réalisé au moyen de l'outil LUNAR de la société CADLM qui permet par des techniques, décrites plus haut, de réduction de modèles (décomposition en valeurs propres (POD)) puis d'interpolation d'analyser la sensibilité du modèle aux variables définies, mais aussi de prédire de nouveaux résultats.

De nombreuses méthodes d'interpolation sont reportées dans la littérature (Bhatia and Arora 2016). Celles-ci proposent ainsi des algorithmes de prédiction plus ou moins adaptés et performants en fonction des applications. Parmi les différentes méthodes d'interpolations aux vecteurs propres proposées par le logiciel LUNAR, nous en avons ici testé 3 : POD-arbf, POD-kriging (nulle, constant, linéaire) et POD-rbf (linéaire, multi, invmulti) en intégrant l'ensemble des modes propres. Ces méthodes ont été appliquées à la prédiction de la trajectoire du CdP pour 4 configurations de paramètres aléatoires sélectionnés dans l'espace de conception du modèle de pied. Afin d'évaluer la précision de ces méthodes de prédiction, ces 4 mêmes configurations de paramètres ont été simulées avec le modèle FEA (voir Tableau 12).

Le modèle proposant l'erreur la plus faible sera alors conservé pour la suite des analyses.

Tableau 12 : Définitions des 4 simulations FEA utilisées pour valider le modèle prédictif

Identifiants simulations	Paramètres			
	Pst (mm)	Amdt (°)	Ast (°)	Raideur fascia (N.mm ⁻¹)
A1	1	8.4	3.2	400
A2	-1	1	12.8	273
A3	-3	21	1	525
A4	-5	12.6	6.4	185

Pst Position sous-talienne, Amdt amplitude médio-tarsienne, Ast Amplitude sous-talienne,

Les trajectoires du CdP prédites et celles simulées ont ensuite été normalisées (orientées et remise à 0 sur première position du CdP) puis les excursions médio-latérales ont été mesurées et comparées par un calcul d'erreur basé sur de la moyenne quadratique (RMSE : *Root Mean Square Error*) (7). Cet indicateur permet de fournir une estimation quantitative de la différence entre les deux fonctions. Les résultats de ces écarts seront présentés en termes de valeurs et en pourcentage de l'excursion totale.

$$(7) RMSE = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (S_i - O_i)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

Avec S_i valeurs prédites et O_i valeurs observées

2.4.2.4. Analyse de sensibilité

Afin d'étudier le rôle de chacun des 4 paramètres du modèle sur le déplacement médio-latéral de la ligne de charge, une analyse de sensibilité temporelle a été conduite. Cette étude est basée sur la détermination de coefficients de régression linéaire (pente de la droite de régression) calculés à partir de la relation entre la valeur d'excursion et le niveau de chaque paramètre pour l'ensemble des résultats et pouvant être définie pour n'importe quel instant de la phase de marche. Pour simplifier l'interprétation et la comparaison de ces coefficients, une régression moyenne sur les intervalles correspondants à la première moitié, la deuxième moitié et l'ensemble de la phase d'appui ont été reportés. Ainsi un signe négatif indique que l'augmentation de la souplesse du paramètre a pour effet de déplacer médialement le centre de pression alors qu'un signe positif indique l'inverse.

2.4.3. Résultats

2.4.3.1. Plan d'expérience : critères dynamiques

Les résultats du plan d'expérience concernant la cinématique de l'articulation de la cheville, la hauteur naviculaire ainsi que la trajectoire des lignes de charge sont respectivement présentés dans les Figure 48 a), b) et c). Les résultats détaillés pour chacune des simulations concernant les critères dynamiques de hauteur naviculaire minimale, d'excursion maximale du CdP et d'amplitude maximale de la cheville sont présentés en Tableau 13.

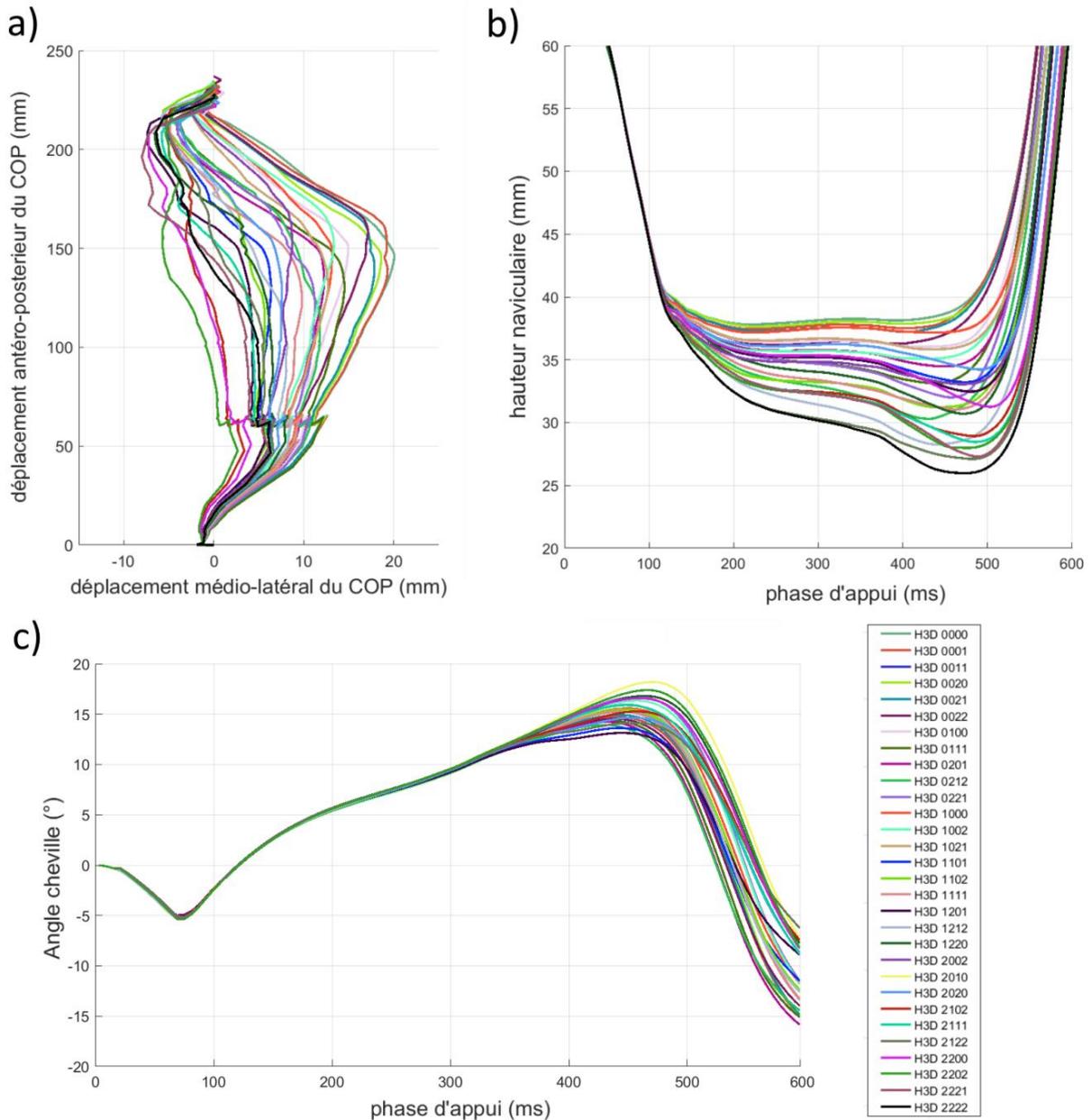


Figure 48 : Résultats de la trajectoire du centre de pression (a), de la hauteur naviculaire (b) et de la cinématique de la cheville dans le plan sagittal (c) relevés durant la phase d'appui au sol pour l'ensemble des simulations du plan d'expérience

Tableau 13 : Résultats du plan d'expérience pour les critères de mesure

Numéros des simulations	Paramètres				Critères		
	Pst (mm)	Amdt (°)	Ast (°)	Raideur fascia (N.mm ⁻¹)	mNh (mm)	MCPE (mm)	Amp Cheville (°)
H3D_0000	+5	1	1	525	37.80	20.06	30.31
H3D_0001	+5	1	1	210	37.44	19.33	29.65
H3D_0011	+5	1	8	210	37.22	17.84	29.77
H3D_0020	+5	1	16	525	37.65	18.61	30.46
H3D_0021	+5	1	16	210	37.22	17.84	29.77
H3D_0022	+5	1	16	84	36.23	17.15	28.51
H3D_0100	+5	10.5	1	525	36.04	14.94	31.15
H3D_0111	+5	10.5	8	210	33.15	14.53	29.39
H3D_0201	+5	21	1	210	34.48	12.27	30.09
H3D_0212	+5	21	8	84	30.29	11.82	23.22
H3D_0221	+5	21	16	210	32.00	11.26	28.38
H3D_1000	0	1	1	525	37.16	13.15	28.25
H3D_1002	0	1	1	84	35.08	13.34	27.33
H3D_1021	0	1	16	210	35.84	12.73	28.06
H3D_1101	0	10.5	1	210	33.21	6.49	28.73
H3D_1102	0	10.5	1	84	31.22	5.78	25.11
H3D_1111	0	10.5	8	210	31.05	9.81	27.84
H3D_1201	0	21	1	210	32.46	5.69	28.68
H3D_1212	0	21	8	84	28.26	8.73	22.04
H3D_1220	0	21	16	525	30.71	8.25	28.58
H3D_2002	-5	1	1	84	33.06	8.72	24.57
H3D_2010	-5	1	8	525	34.22	7.97	25.48
H3D_2020	-5	1	16	525	34.22	7.97	25.48
H3D_2102	-5	10.5	1	84	28.92	3.40	23.36
H3D_2111	-5	10.5	8	210	28.45	6.51	24.88
H3D_2122	-5	10.5	16	84	27.10	6.82	22.73
H3D_2200	-5	21	1	525	31.25	4.15	25.62
H3D_2202	-5	21	1	84	27.99	2.66	21.21
H3D_2221	-5	21	16	210	27.30	6.10	24.74
H3D_2222	-5	21	16	84	25.98	6.37	20.40
A1	1	8.4	3.2	400	34.13	10.61	29.44
A2	-1	1	12.8	273	35.63	11.47	27.62
A3	-3	21	1	525	32.47	5.37	27.24
A4	-5	12.6	6.4	185	28.09	5.51	24.70
Min	-5	1	1	84	25.98	2.66	20.40
Max	+5	21	16	525	37.08	20.06	31.15

Pst : Position sous-talienne, Amdt : amplitude médio-tarsienne, Ast : Amplitude sous-talienne, mNh : hauteur naviculaire minimale, MCPE : Excursion maximale latérale du CdP, Amp : amplitude

On observe que, du fait de la normalisation des conditions de chargement (angle et ouverture de pas, force de réaction et cinématique du sol), la cinématique de la cheville dans le plan sagittal est identique pour toutes les simulations en début de cycle alors qu'elle diffère significativement notamment au niveau de l'amplitude du pic de flexion dorsale en fin de cycle (différence de 5°).

Comme attendu, une large gamme de trajectoires de lignes de charge a été obtenue représentant pour les plus médialement déviées un comportement à tendance pronatrice et pour les plus latéralement déviées un comportement à tendance supinatrice. Une représentation de la cartographie des maximums de pics de pression pour les simulations extrêmes est présentée en Figure 49.

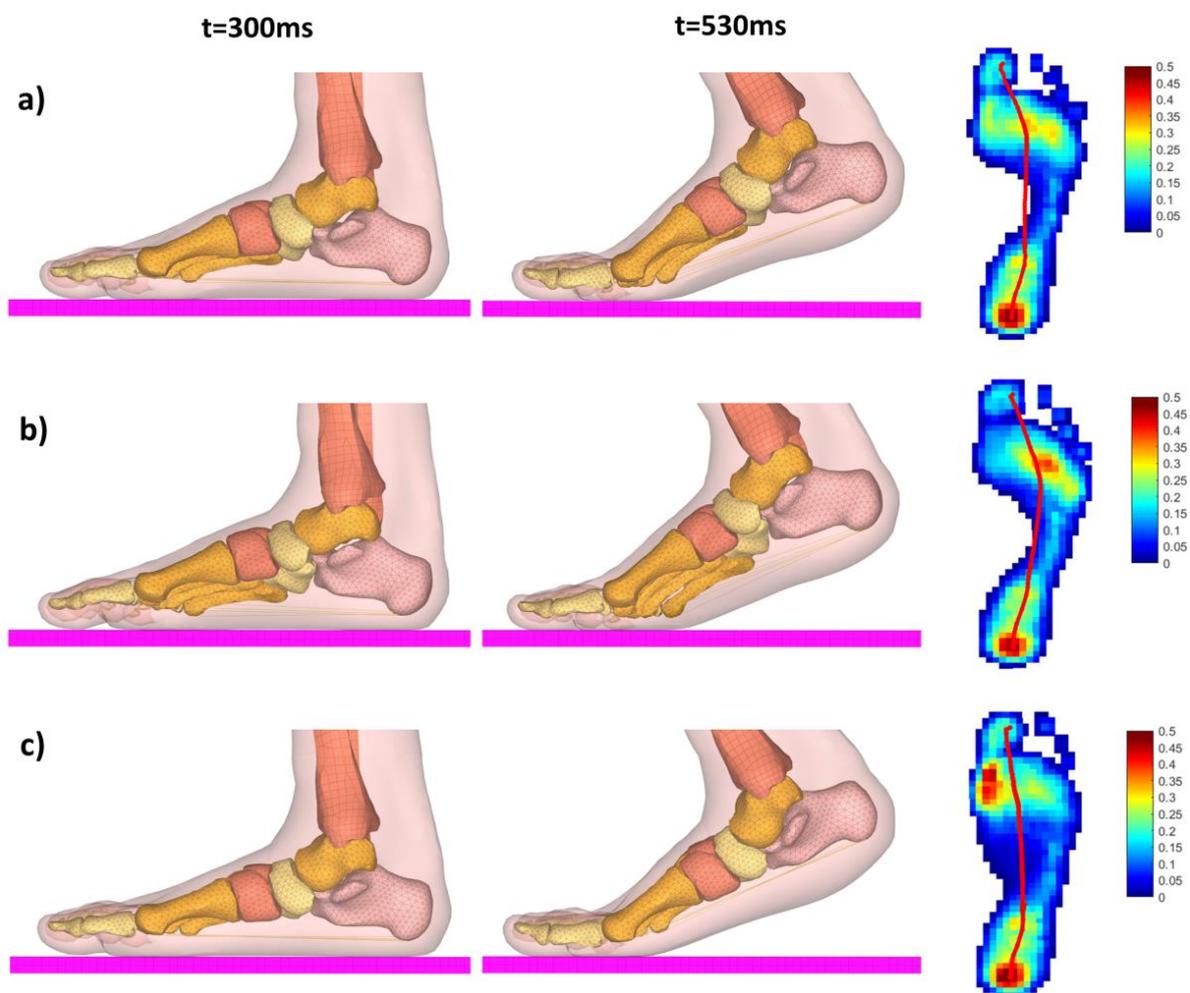


Figure 49 : Représentation du comportement dynamique et des pressions plantaires de 3 types de pieds : normal a), tendance supinatrice b), et tendance pronatrice c)

Sur l'ensemble des simulations la hauteur minimale du naviculaire a été mesurée sur un intervalle compris entre 26mm (config H3D_2222 à 474ms) et un maximum de 37.8mm (config H3D_0000 à 216ms). Il y a plus de 10mm de variation entre les cas les plus défavorables (pronation et supination) dans nos conditions de simulation. Cette valeur a été mesurée pour l'ensemble des simulations dans la deuxième partie de la phase d'appui.

De fortes corrélations ont par ailleurs été identifiées entre la valeur d'amplitude de flexion dorsale et la hauteur minimum du naviculaire ($r=0.83$, $P<0.001$), entre la hauteur minimum du naviculaire et l'excursion du centre de pression ($r=0.81$, $P<0.001$) ainsi qu'entre l'amplitude de flexion de la cheville et l'excursion du centre de pression ($r=0.72$, $P<0.001$) (Tableau 14).

Tableau 14 : Corrélations entre les critères de mesure dynamique

Coefficient de corrélation de Pearson (r)	Hauteur naviculaire minimale (mm)	MCPE (mm)
MCPE (mm)	0.81*	
Amplitude cheville (°)	0.83*	0.72*

* p-value<0.001

Ces résultats corroborent les observations cliniques en montrant que les pieds à tendance pronatrice (appuis localisés sur la partie médiale du pied) présentent une hauteur naviculaire minimale et une amplitude de flexion dorsale de la cheville plus faible. Inversement les pieds qui ont tendance à la supination (appuis localisés sur la partie latérale du pied) ont la hauteur naviculaire minimale la plus importante. Pour le pied le plus pronateur, cette hauteur minimum du naviculaire a été relevée au moment de la phase de propulsion.

2.4.3.2. Modèle réduit

La technique de réduction de modèle a été appliquée à l'analyse des lignes de charge provenant des simulations du précédent plan d'expérience. Parmi les différentes méthodes d'interpolation utilisées pour prédire la trajectoire de la ligne de charge des 4 configurations de paramètres aléatoirement choisies (A1, A2, A3 et A4), les méthodes RBF linéaire et kriging sont celles qui affichent un pourcentage d'erreur de prédiction le plus faible (3.1%) qui correspond à 0.38mm d'excursion (Tableau 15). Pour l'ensemble de ces méthodes, la prédiction des lignes de charge a été calculée quasi instantanément (moins de 1 seconde). Nous avons conservé le modèle obtenu par la méthode RBF linéaire pour la suite de cette étude.

Tableau 15 : Comparaison de la précision des méthodes d'interpolations pour les 4 configurations (A1, A2, A3 et A4)

Méthodes d'interpolation	A1		A2		A3		A4		Moyenne	
	RMSE (mm)	RMSE (%)	moyenne RMSE (mm)	moyenne RMSE (%)						
ARBF	0.42	3.13	0.46	3.26	0.85	7.24	0.29	2.49	0.51	4.03
Kriging constant exp	0.43	3.16	0.30	2.12	1.15	9.83	0.30	2.60	0.55	4.43
Kriging constant	0.33	2.43	0.42	2.94	0.70	5.95	0.38	3.28	0.46	3.65
Kriging linéaire exp	0.33	2.44	0.34	2.41	0.69	5.92	0.42	3.60	0.45	3.59
Kriging linéaire	0.37	2.71	0.38	2.67	0.70	5.97	0.49	4.18	0.48	3.88
kriging	0.31	2.32	0.24	1.71	0.69	5.88	0.28	2.43	0.38	3.09
RBF gaussien	0.65	4.82	0.66	4.67	1.23	10.49	0.18	1.57	0.68	5.39
RBF invmulti	0.45	3.35	0.48	3.37	1.13	9.62	0.21	1.78	0.57	4.53
RBF multi	0.41	3.05	0.43	3.01	0.90	7.68	0.27	2.32	0.50	4.01
RBF linéaire	0.31	2.32	0.24	1.71	0.69	5.88	0.28	2.43	0.38	3.09

Les trajectoires prédites par le modèle réduit et simulées sont présentées en Figure 50. Parmi les 4 configurations prédites, la configuration A3 est celle qui présente pour l'ensemble des méthodes utilisées la plus grande erreur de prédiction. On observe par ailleurs que sa réponse (ligne de charge) se situe dans une zone peu couverte par d'autres résultats (représenté par un cerclage rouge dans la Figure 50). Or la précision d'un modèle prédictif étant dépendante de l'homogénéité de l'espace de réponse, la consolidation de la base d'apprentissage par des réponses aux alentours des espaces

vides (réponse du paramètre A3) est alors recommandée pour améliorer la précision de la réponse. Dans notre cas, l'erreur maximale est inférieure à 6%, ce que nous considérons acceptable pour la suite de ce travail.

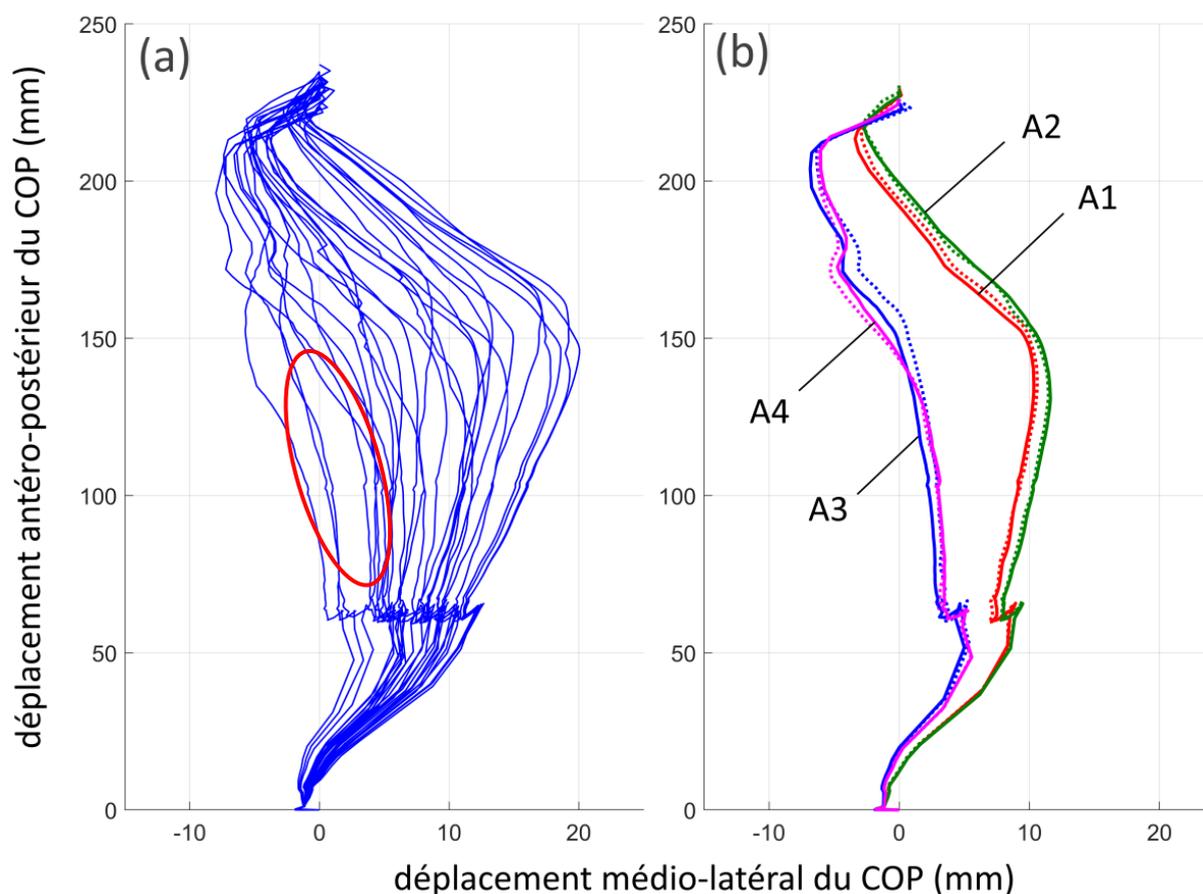


Figure 50 : Base de réponses des lignes de charge obtenues à partir des simulations du plan d'expérience (a) et des 4 jeux de paramètres aléatoires prédits par le modèle réduit RBF-linéaire (ligne pleine) et calculés par FEA (lignes pointillées) (b). L'espace où la réponse du modèle est la moins précise est représenté en rouge

2.4.3.3. Analyse de sensibilité

Afin d'étudier l'influence de chacun des 4 paramètres du modèle sur l'excursion médio-latérale du CdP une analyse de sensibilité temporelle basée sur la détermination des coefficients de régression linéaire (a) a été conduite. Les valeurs des coefficients de régression linéaire correspondant à la première moitié, deuxième moitié et à l'ensemble de la phase d'appui, pour chacun des 4 paramètres, sont présentées dans le Tableau 16. Les droites de régressions linéaires utilisées pour calculer les coefficients sont présentées dans la Figure 51.

Tableau 16 : Coefficient de régression linéaire (a) calculé pour chacun des paramètres du plan d'expérience

Phases d'appui	Coefficient de régression linéaire (a)			
	Pst	Amdt	Ast	Raideur fascia
0-100%	-15.69	-10.53	1.85	-0.84
0-50%	-11.27	-5.11	2.76	-0.7
50-100%	-20.20	-15.95	0.97	-0.98

p-value<0.001

Ces résultats nous montrent que parmi l'ensemble des variables considérées dans notre modèle paramétrique, les paramètres de position de l'articulation sous-talienne et d'amplitude de l'articulation médio-tarsienne sont ceux qui ont le plus d'influence sur l'excursion de la ligne de charge, et ce tout au long de la phase d'appui. Le paramètre l'amplitude de mobilité de l'articulation sous-talienne a généralement peu d'influence, mais intervient principalement dans la première moitié de la phase d'appui. Enfin la raideur du fascia plantaire apparaît comme n'ayant aucune influence significative sur l'excursion de la ligne de charge durant l'ensemble de la phase d'appui du pied.

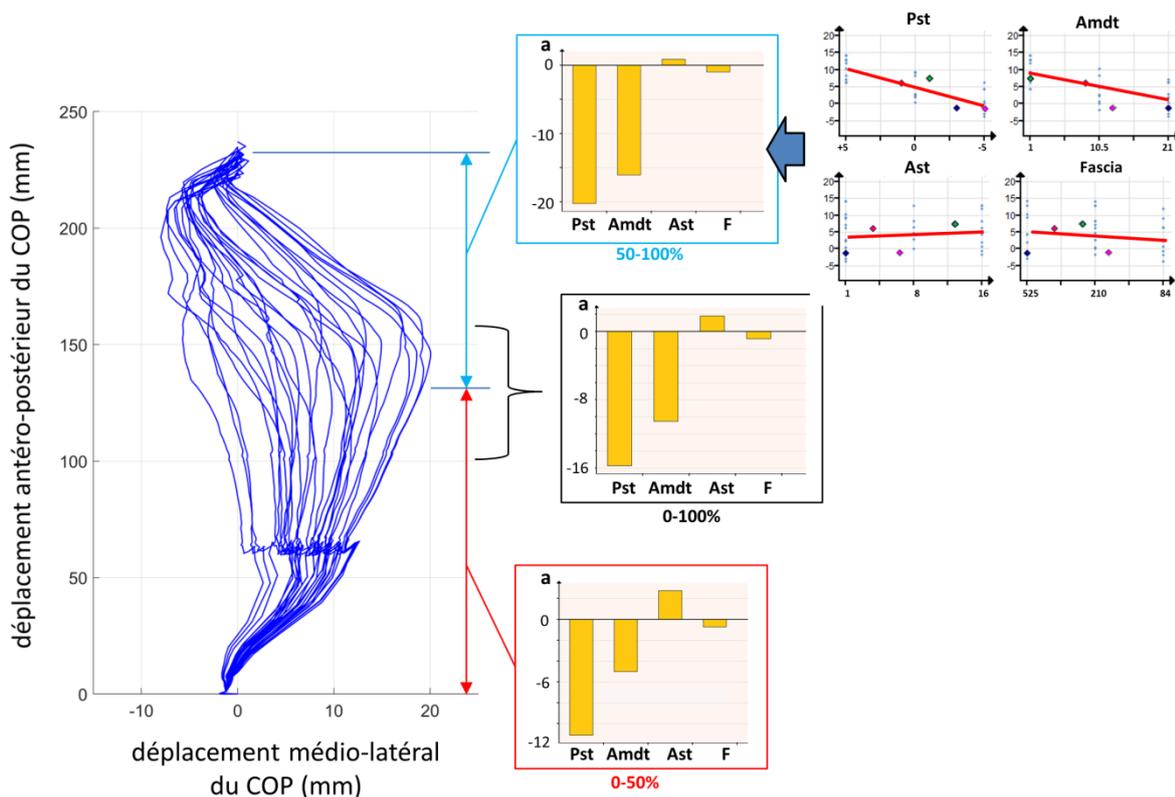


Figure 51 : Analyse de sensibilité aux 4 paramètres du modèle (Pst : position sous-talienne, Amdt : amplitude médio-tarsienne, Ast : amplitude sous-talienne, F : raideur fascia) réalisée à partir de la détermination des coefficients de régression linéaire (a : pente des droites de régression représentées en rouge) durant l'ensemble (graphique noir), la première moitié (graphique rouge) et la seconde moitié (graphique bleu) de la phase d'appui

2.4.3.4. Personnalisation du modèle par analyse inverse

En complément d'une analyse temporelle de facteurs, ce modèle réduit a été utilisé pour prédire, à partir d'une ligne de charge préalablement définie, les paramètres du modèle de pied qu'il serait nécessaire d'implémenter pour reproduire cette ligne de charge (analyse inverse). Pour cela nous avons utilisé un processus d'optimisation basé sur la méthode SQP avec contraintes (optimisation quadratique séquentielle) proposée par le logiciel LUNAR® que nous avons appliqué à l'étude d'une ligne de charge arbitrairement définie dans l'espace de réponse du modèle réduit. Une convergence a été trouvée en un peu plus d'une minute (256 itérations) pour une configuration définie par des valeurs de +1.24mm pour la position de l'articulation sous-talienne, de 4.62° pour l'amplitude médio-tarsienne, de 4.48° pour l'amplitude de l'articulation sous-talienne et de 84N.mm⁻¹ pour la raideur du fascia plantaire.

La trajectoire du centre de pression de référence et celle prédite par la méthode d'optimisation sont présentées en Figure 52. L'erreur de prédiction a été déterminée par la méthode du RMSE.

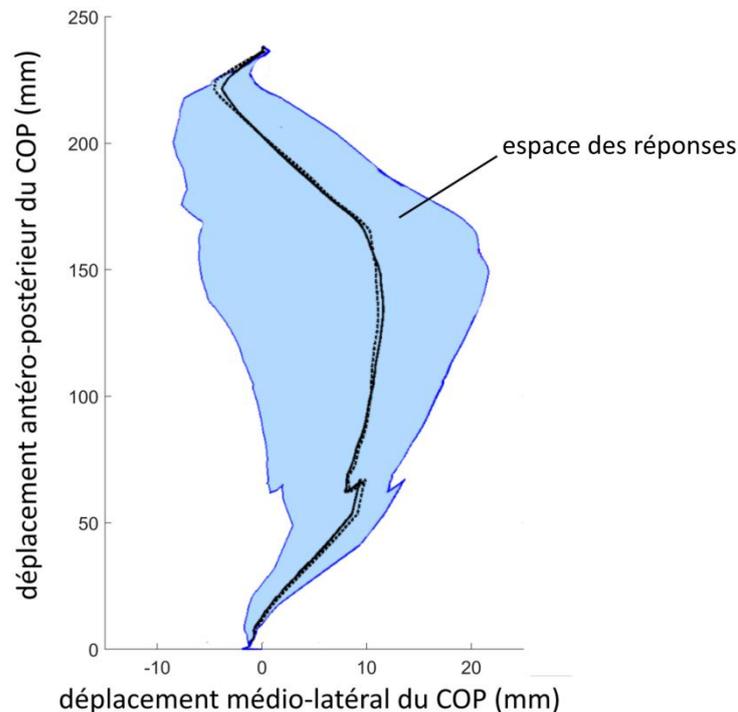


Figure 52 : Trajectoire du centre de pression expérimentale (ligne pointillée noire) et prédite par analyse inverse de la trajectoire expérimentale (ligne noire pleine)

L'erreur entre la trajectoire de référence et celle issues du processus d'analyse inverse est de 2% (0.296mm). Ce résultat préliminaire nous montre que la méthode d'optimisation SQP utilisée permet d'identifier, à partir du modèle réduit et d'une trajectoire expérimentale du centre de pression qui pourrait par exemple être mesurée sur un patient donné, la valeur de paramètres nécessaires à la reproduction de ce comportement dynamique par simulation numérique. Cette procédure offre ainsi une possibilité de personnalisation rapide du comportement dynamique d'un modèle FEA à partir de données patient.

2.4.4. Discussion

Le but de ce travail était de développer un ensemble de modélisations dynamique de l'appui plantaire, représentant la diversité des comportements dynamiques pouvant être traités en cabinet. Nous avons pour cela mis en place une méthodologie combinant des simulations éléments finis d'appui plantaire, la réalisation d'un plan d'expérience et une technique de réduction de modèles (MOR) afin de développer un modèle capable de prédire en temps réel tous types de comportements en dynamique du pied tout en permettant d'identifier et analyser l'influence de certaines variables structurelles. Ces modélisations intégreront par la suite la base d'apprentissage à partir de laquelle l'outil d'aide à la prédiction temps réel de l'influence d'une semelle pourra être développé.

2.4.4.1. Modélisation des différents comportements de pied : plan d'expérience.

Comme déjà discuté, le pied est un système anatomique et fonctionnel extrêmement complexe dont les diversités de comportements dynamiques lors de la marche dépendent à la fois des structures de soutien articulaire passives, mais aussi des forces d'activation et de réaction musculaire. Ces structures lui permettent de jouer son rôle d'amortisseur, mais aussi de propulseur.

Identifiées comme étant directement associées au processus d'effondrement (type pied plat) ou de rigidification (type pied creux) de l'arche plantaire, les amplitudes de mobilité des articulations sous-taliennes et médio-tarsiennes, la raideur du fascia plantaire et la position médio-latérale de l'articulation sous-talienne ont été explorées suivant une large gamme de valeurs afin d'étudier leur influence sur le comportement dynamique de notre modèle de pied. Le choix de ces paramètres s'est avéré pertinent puisqu'au travers de la réalisation d'un plan d'expérience, ces simulations ont permis d'obtenir une large gamme de comportements dynamiques dont les caractéristiques en termes de trajectoires de CdP, de hauteur naviculaire et de cinématique sont cohérentes avec les comportements identifiés dans la littérature (Buldt et al. 2013). De plus, bien que la relation entre les critères de posture statique du pied et la fonction dynamique du pied reste floue (Song et al. 1996; Razeghi and Batt 2002), l'analyse des simulations réalisées dans notre étude a révélé une corrélation significative entre ces différents critères dynamiques ($r=0.72-0.83$, $p<0.001$). Cette analyse confirme donc que les pieds à tendances pronatrices disposent ainsi d'une amplitude de flexion de la cheville plus faible, caractéristique d'une perte d'efficacité lors de la propulsion (E. Sanchis-Sales et al. 2018), de pics de pression localisés sur la bande médiale (Song et al. 1996; Buldt et al. 2013) et d'une hauteur minimale de voûte significativement plus faible.

Nous pouvons ainsi dire que nos conditions de simulations permettent de reproduire les comportements dynamiques de pieds de types plats et creux.

2.4.4.2. Réduction de modèle

L'analyse de la marche a montré que certaines caractéristiques liées aux mouvements cinématiques (éversion de l'arrière-pied, hauteur naviculaire) (Buldt et al. 2013) ou à la répartition des pics de pression plantaire (partie 1) (Buldt, Allan, et al. 2018) étaient associées un comportement dynamique du pied pouvant être qualifié de pronateur ou supinateur.

Nous avons dans cette étude choisi d'analyser la dynamique du pas à l'aide du critère dynamique de la trajectoire de la ligne de pression pour la construction du modèle prédictif. L'indice CPEI, un indice lié à cette trajectoire, s'est en effet avéré pertinent pour distinguer les pieds plats des pieds neutres et les pieds creux des pieds plats (Song et al. 1996; Hillstrom et al. 2013), alors que d'autres mesures de la fonction du pied ne permettent pas de distinguer les pieds plats des pieds creux (Hillstrom et al. 2013).

La principale information de cette étude est l'efficacité de la méthode de réduction de modèle. En effet, le modèle proposé a permis de prédire les trajectoires des centres de pression de 4 combinaisons aléatoires de paramètres en 1s environ et avec une erreur moyenne de 3%. Ici, un plan d'expérience de 30 simulations seulement, construit sur la base d'une méthode Monte Carlo a été utilisé comme base d'apprentissage au modèle réduit. Par rapport aux méthodes itératives traditionnelles, cette méthode par réduction de modèle permet par une prédiction quasi instantanée des résultats de simulations élément finis de réduire considérablement le nombre de simulations nécessaires et donc les temps de calcul (1s pour un nombre illimité de simulation contre 4h00 pour 1 seule simulation). Les ressources limitées requises pour obtenir les solutions en temps réel rendent cette méthode particulièrement intéressante pour de nombreuses applications qui peuvent être cliniques ou de recherche, telles que l'examen clinique, la planification chirurgicale, la caractérisation des propriétés des matériaux, la conception d'implants et d'orthèses ou la personnalisation de modèles éléments finis complexes.

Néanmoins les méthodes d'interpolation utilisées limitent la capacité de prédiction à des solutions comprises dans l'espace de réponse lui-même borné par les résultats d'un plan d'expérience. Ces résultats étant la réponse à un critère dynamique, celui-ci doit par ailleurs être rigoureusement sélectionné pour sa capacité à expliquer les variations du phénomène physique observé (ici l'écrasement du pied). Ainsi, il est important de noter que le critère de ligne de charge peut s'avérer dans certains cas non discriminant puisque pouvant être faussé notamment en présence d'un pied creux du 3^{ème} degré (perte de l'appui sur la bande latérale du pied) où la trajectoire de la ligne de charge peut être confondue avec celle d'un pied plat.

2.4.4.3. Analyse des paramètres

En outre, un des avantages de cette méthode est non plus la prédiction d'une valeur unique, mais la prédiction d'une fonction et de la détermination de l'influence temporelle des facteurs qui lui sont associés. L'analyse de régression des différents paramètres suggère que la position médio-latérale de l'articulation sous-talienne (Pst) et

la laxité de l'articulation médio-tarsienne (Amdt) apparaissent comme les facteurs de notre modèle les plus influents sur la modification de la fonction dynamique du pied.

Ces facteurs sont en effet directement liés au ligament ressort ou aux ligaments deltoïdes qui permettent la mobilité entre le calcanéum, le talus et le complexe médio-pied (Deland et al. 2005; D. W.-C. Wong et al. 2018). En effet, l'inclinaison du talus au-dessus du calcanéum entraîne un déplacement et une rotation de l'axe de l'articulation sous-talienne qui modifient les moments de forces agissant sur l'arrière-pied notamment par l'action du tendon de la force de réaction au sol et du triceps sural. Ce concept d'arrière-pied a été théorisé par Kirby (Kirby 2001) comme "l'équilibre rotationnel" pour expliquer les variations de posture du pied. Il a notamment été appliqué et validé dans le cas de l'évaluation du choix de traitements chirurgicaux (Z. Wang et al. 2018) ou de conception d'orthèses (Cheung and Zhang 2008) afin de rétablir l'équilibre de l'arrière-pied. Dans nos simulations, les conditions de chargement étant identiques, ce comportement a été mis en évidence lors de la phase de propulsion (50-100% de la phase d'appui), lorsque l'action du triceps sural est la plus importante, par une influence plus importante de la position médio-latérale de l'axe de l'articulation sous-talienne et une augmentation associée des moments de pronation pour le pied plat (pics de pression situés médialement) et de supination pour les pieds creux (pics de pression situés latéralement).

En partant de l'hypothèse que la rigidité des tissus mous est un facteur important pour la stabilité de l'articulation, la rigidité du fascia plantaire a été modifiée. Nos résultats suggèrent que la raideur du fascia plantaire n'affecte pas de manière significative la posture du pied comparativement aux autres facteurs. Ces résultats sont conformes à certaines études *in vivo*, (Deland et al. 2005; Taş, Ünlüer, and Korkusuz 2018) mais à l'opposé d'analyses par éléments finis menées par d'autres équipes (Cheung, Zhang, and An 2004; Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019) qui ont étudié la hauteur de la voûte plantaire et la contrainte générée dans d'autres tissus mous après l'ablation du fascia plantaire. D'après Cifuentes et al., l'aponévrose plantaire, suivie du ligament du ressort et du muscle tibial sont les principaux tissus mous impliqués dans le maintien de la voûte plantaire. Cheung et al. (Cheung, Zhang, and An 2004) ont étudié l'effet de la rigidité du fascia plantaire (de 0 à 700 MPa) en condition quasi-statique et ont constaté une variation de la hauteur de la voûte plantaire de 42.5 mm à 38 mm combinée à une augmentation significative de la tension dans la structure ligamentaire et osseuse. Néanmoins dans ces 2 études et contrairement à nos conditions de simulation, le fascia a été totalement coupé ce qui peut expliquer les différences. Par ailleurs dans une plage de rigidité de 350 ± 175 MPa, la hauteur de la voûte plantaire est très faiblement modifiée (± 0.5 mm) (Cheung, Zhang, and An 2004).

De plus, la condition dynamique de notre étude conduit à augmenter le bras de levier autour de l'articulation sous-talienne et par conséquent les contraintes dans la structure ligamentaire et musculaire qui seraient ainsi sous-estimées en condition statique. Toutefois notre choix de modélisation du fascia plantaire par un comportement linéaire et indépendant de l'articulation métatarso-phalangienne ne permet pas de représenter concrètement le mécanisme de windlass permettant de rigidifier la voûte

plantaire en fin de poussée. Enfin, nos résultats sont en accord avec les conclusions des 2 études selon lesquelles l'augmentation de la rigidité de la voûte ne serait pas uniquement liée au fascia plantaire, mais serait la conséquence d'une combinaison de propriétés ligamentaires, de contraction musculaire et d'orientation des articulations. Ces résultats confirment donc les mécanismes de déformation de l'arche plantaire et leur influence sur la répartition des pressions plantaires et sur la cinématique. Au regard de ces résultats, notre étude présente un intérêt particulier en fournissant des indications quant à la gestion du déficit du pied plat, notamment en stabilisant le complexe de l'arrière-pied et du médio-pied.

2.4.4.4. Optimisation et personnalisation de modèle

Nous avons vu que l'utilisation de ce modèle réduit permettait de prédire pour un jeu de paramètre aléatoire la trajectoire de la ligne de charge avec un bon niveau de précision. Les capacités d'optimisation par analyse inverse de ce modèle réduit offre la possibilité de pouvoir personnaliser de manière quasi instantanée, à partir de données expérimentales comme la ligne de charge, le comportement dynamique d'un modèle générique élément finis en prédisant la valeur des paramètres (et donc d'une certaine manière le bilan clinique). Néanmoins l'utilisation et l'interprétation de ces données à des fins de diagnostic nécessitent de plus amples validations expérimentales, notamment quant à la cohérence biomécanique des combinaisons de paramètres prédits, plusieurs jeux de paramètres pouvant avoir la même influence sur la ligne de charge bien que ne mettant pas en jeu les mêmes structures anatomiques. Une augmentation de la base d'apprentissage serait également de nature à améliorer cette capacité d'évaluation clinique.

2.4.4.5. Limitations

La méthodologie proposée dans cette étude présente plusieurs limites. Tout d'abord, il convient de noter les stratégies de simplification inhérentes à l'élaboration des modèles éléments finis influençant directement la précision des analyses et les temps de calcul. Parmi celles-ci nous avons vu que les conditions de chargement imposées au modèle, le choix de représentation des structures anatomiques comme les articulations ou les propriétés matériaux avaient un effet direct sur le comportement de notre modèle. En outre, notre étude est basée sur un modèle générique neutre qui n'intègre donc pas les spécificités aiguës de certains patients comme l'agencement initial des os (verticalisation des métatarsiens, varus d'avant ou d'arrière-pied), la forme des surfaces articulaires, les mouvements relatifs des articulations ou l'orientation et la position des axes articulaires qui tout en ayant un rôle important dans la fonction dynamique du pied, peuvent varier au sein des individus. De plus, l'utilisation d'un modèle générique limite la représentation des pathologies extrêmes définies par des déformations irréductibles déjà présentes en décharge, comme c'est notamment le cas pour les pieds creux ou plat rigides. Une modélisation plus représentative de ces types de pieds pourrait être obtenue par des outils de krigeage/morphing permettant d'adapter le modèle au pied du patient.

Enfin nous avons limité notre étude paramétrique à l'analyse de seulement 4 variables liées à la raideur du pied et qui ont été sélectionnées et paramétrées pour un espace de réponses défini. Des résultats en dehors de cet espace de réponse ne peuvent donc être extrapolés par les méthodes MOR.

Toutefois la complexité des mécanismes du pied et les causes multifactorielles impliquées dans les fonctions du pied ont été ici mises en évidence. La prise en compte de plusieurs critères dynamiques (ligne de charge, hauteur naviculaire, cartographie des pressions) au sein de la combinaison de modèles réduits ainsi que la réalisation d'études expérimentales pourraient être envisagées pour fiabiliser la prédiction dynamique de la ligne de charge ou du jeu de paramètres et ainsi valider les pouvoirs prédictif et explicatif du modèle.

Les résultats de cette étude donnent un aperçu supplémentaire de la puissance de la technique MOR couplée aux modèles éléments finis pour augmenter considérablement la vitesse et les capacités d'analyse de plan d'expérience et la prédiction de nouveaux résultats. Ces capacités de prédiction et d'optimisation ouvrent ainsi la voie à une démocratisation de l'utilisation de simulations numériques en condition clinique, que ce soit pour aider à l'optimisation de dispositifs médicaux (implants, chirurgie), thérapeutiques (semelles orthopédiques, orthèses), ou sportifs (chaussures) personnalisés. Le sur-mesure est en effet de plus en plus recherché dans ces domaines, que ce soit pour des raisons de confort, de performance, de protection ou d'efficacité thérapeutique.

2.5. Conclusion partie II

Dans ce chapitre, le développement d'un modèle éléments finis généralisé de pied appliqué à la marche a été présenté et validé. Une stratégie de réduction de modèle basée sur l'identification de paramètres relatifs aux fonctions pathologiques du pied et sur le critère de trajectoire du centre de pression a permis de développer un modèle prédictif du comportement dynamique du pied. Par ses capacités d'analyse en temps réel, cette méthodologie ouvre la voie à des applications concrètes d'analyse et d'évaluation dynamique de semelles orthopédiques sur mesure.

Dans la suite de ce travail, nous aborderons tout d'abord les spécificités liées à la conception et à la réalisation de semelles orthopédiques sur mesure ainsi que leur rôle dans la correction des troubles de l'appui plantaire. Les étapes de caractérisation mécanique et fonctionnelle d'une solution innovante de semelles orthopédiques 3D seront ensuite présentées. Enfin, à partir d'une modélisation paramétrable par éléments finis de cette semelle, nous appliquerons les stratégies de réduction de modèle et de modélisation de l'appui plantaire précédemment détaillées afin de proposer un modèle prédictif de l'influence de semelles 3D sur le comportement dynamique d'un pied plat. Nous discuterons enfin de ces résultats et de l'application de cette méthode au développement d'un outil d'aide au choix de conception de semelles pour le podologue.

3. Vers un outil d'aide à la décision thérapeutique : application à l'évaluation de semelles imprimées 3D

3.1. La semelle orthopédique comme solution thérapeutique

3.1.1. Définition, origine et fonction

L'orthèse plantaire ou semelle orthopédique est définie par l'Organisation internationale de la normalisation (ISO) comme « un appareillage externe ayant pour but de modifier les caractéristiques structurelles et/ou fonctionnelles de l'appareil musculo-squelettique »¹. Ce sont des dispositifs médicaux sur mesure de classe 1 qui nécessitent une prescription médicale et dont une partie du coût peut être pris en charge par l'assurance maladie. Il existe cependant de nombreux types de semelles suivant qu'elles soient **préfabriquées** (standardisées pour un type de pathologie et donc non considérées comme des semelles orthopédiques), **mixtes** (composées d'une base standard sur laquelle des éléments de corrections ou de stimulation peuvent être ajoutés) ou **sur mesures** (à la forme du pied) **avec ou sans éléments de correction** rajoutés (C. Rencurel 2017). Cependant, les semelles fabriquées en série, celles dites proprioceptives par stimulation magnétique et les talonnettes ne font pas partie de la catégorie des dispositifs médicaux pouvant être prescrits. Pour autant, le marché des semelles orthopédiques a été évalué en 2019 à environ 3.8 milliards de dollars dans le monde et présente un taux de croissance annuelle de 9.3%, promettant d'atteindre les 5.5 milliards en 2025². Les plus gros marchés en termes de revenus sont ceux des États-Unis suivis de l'Europe³.

En France, seuls les podologues, podo-orthésistes et pharmaciens sont habilités à concevoir et fabriquer des semelles sur mesure. Leur rôle consiste, par une approche à la fois statique mais aussi dynamique, à prévenir ou soulager tous les troubles liés au pied et impactant plus généralement la marche ou la posture. Près de 3 quarts des Français interrogés ont en effet déclaré présenter des douleurs aux pieds (enquête UFSP 2018) parmi lesquels 1 quart ont déjà porté des semelles orthopédiques. Pour répondre à ces

¹ Prosthetics and orthotics, in ISO 8549-1 : 1989, ISO, Geneva,1989Prosthetics and orthotics, in ISO 13404 :2007, ISO, Geneva,2007

² <https://www.researchreportsworld.com/global-foot-orthotics-insoles-market-15082679>

³ <https://www.industryarc.com/Report/7488/foot-orthotic-insoles-market.html>

problématiques de douleurs pouvant avoir une origine fonctionnelle ou traumatique, le port de semelles orthopédiques peut alors être conseillé.

Suivant l'objectif thérapeutique souhaité, ces semelles peuvent avoir des fonctions différentes (May and Lockard 2011) notamment en :

- contrôlant les mouvements des articulations,
- réduisant les forces externes agissant sur les tissus (décharge des zones d'hyperpression, redistribution des pressions plantaires ou des efforts de cisaillement)
- compensant des anomalies posturales (longueur de membre inférieur)
- modifiant l'activation de certains muscles
- ou de manière accommodante en amortissant les chocs pour protéger le pied

L'efficacité du traitement repose alors sur 3 points que sont le diagnostic permettant l'identification de la cause de la douleur/consultation, la compréhension des mécanismes fonctionnels et lésionnels amenant au choix de la stratégie thérapeutique et donc au plan d'appareillage le plus adapté, et enfin la retranscription de ce plan d'appareillage au travers des principes de conception et de fabrication de la semelle. Ces deux derniers points sont néanmoins encore de nos jours source de nombreux débats (Harradine and Bevan 2009; Daniel and Colda 2012).

La première étape consiste donc en un examen clinique devant permettre l'identification du trouble podologique ou de la marche pour lequel le patient consulte. Il se compose généralement d'un interrogatoire, d'un examen du pied nu en décharge (visuel et palpation : aspect cutané, mobilité articulaire, tendineux/musculaire, neurologique, zones douloureuses), en charge statique (déformation) et lors de la marche (détection des anomalies de la marche, asymétries) et peut être complété par une étude du chaussant (usure, impact sur la marche...) (Zing and Goldcher 2014) et une analyse posturale ou baropodométrie.

À partir de cet examen, un plan d'appareillage focalisé sur l'objectif fonctionnel de la semelle est ensuite établi. Sa réalisation nécessite la récupération de l'empreinte du pied en condition de décharge (approche anglo-saxonne) ou de charge (approche française).

Dans le premier cas, le pied est placé en position neutre, considérée comme représentative d'un fonctionnement optimal, et un positif du pied est récupéré par scanner 3D, un moulage en plâtre ou à l'aide d'une mousse ou dispositif à mémoire de forme. Cette empreinte sera ensuite utilisée comme référence pour la conception d'une semelle qui peut être relativement rigide (objectif de stabiliser le pied dans cette position) ou plus souple avec des éléments ajoutés pour compenser ou corriger une déformation.

La deuxième approche s'effectue alors que le patient est en position debout et le pied soumis à la moitié environ du poids du corps. Le pied en semi-charge est alors repositionné/réorienté dans une position physiologique ou compensée pour obtenir

l’empreinte à partir de laquelle la semelle sera conçue. Cette empreinte peut être obtenue à l’aide d’un scanner 3D en charge, d’une boîte à empreinte ou d’un coussin emprunteur.

Enfin la dernière étape intègre la réalisation du plan d’appareillage et la fabrication de la semelle qui peuvent être réalisées par une approche traditionnelle (conception et fabrication manuelle) ou numérique (conception et fabrication assistée par ordinateur CAO-FAO).

3.1.1.1. L’approche traditionnelle

Les semelles conçues de manière **traditionnelle** sont principalement constituées d’un assemblage de matériaux comprenant une base rigide/semi-rigide ou aussi appelée première et d’un matériau de confort que l’on appelle recouvrement. Alors que la base a un rôle fonctionnel en soutenant et maintenant le pied, le rôle du recouvrement est d’apporter du confort tout en protégeant la base, absorbant l’humidité, et limitant pics de pression et glissements. La semelle orthopédique, outre son rôle de correction biomécanique, doit satisfaire à des exigences en termes de confort et de protection. Ainsi le podologue a à sa disposition un nombre important et diversifié de matériaux qu’il peut utiliser et choisir en fonction de leurs propriétés (élasticité, dureté, réponse à la température, densité, durabilité, flexibilité, compressibilité, amorti, résilience...)(Healy, Dunning, and Chockalingam 2010) et ainsi adapter sa réponse thérapeutique au besoin fonctionnel et au profil du patient (gabarit, activité sportive, type de chaussure) (Nicolopoulos, Black, and Anderson 2000).

La base rigide/semi-rigide de support est principalement réalisée à partir de **matériaux de types thermoformables** qui peuvent ainsi être adaptés à la forme de l’empreinte du pied. On retrouve parmi ces matériaux les mousses thermoplastiques (éthyle-vinyle-acétate (EVA), polyéthylène (PE), polypropylène (PTT), les résines (acrylique polyester) ou les matériaux composites formés d’une résine thermoformable renforcée par des fibres de carbone ou de verre. Les résines sont toutefois plus propices aux cassures. **Des matériaux non thermoformables** de types élastomères (mousses de polyuréthane (PU), caoutchouc, résines non thermoformables), non newtoniens, naturels (cuir, liège, fibres tissées) ou de synthèses (EVA, PVC), sont eux principalement utilisés pour les tissus de recouvrements, pour réduire les chocs ou comme éléments intercalaires.

En France, les approches traditionnelles les plus enseignées sont celles de Lelièvre⁴ et de Lavigne⁵, qui définissent l’utilisation d’éléments intercalaires disposés sur la semelle. Ces éléments, définis par une forme, une dimension, un matériau et une localisation sur la semelle, sont utilisés en fonction du besoin thérapeutique pour modifier la fonction dynamique du pied (décharge, compensation, limitation, amorti, stabilité).

⁴ Lelièvre J, Lelièvre JF. Pathologie du pied, 5eme edition, Masson 1981

⁵ Lavigne A., Noviel D. Traité théorique et pratique de la semelle orthopédique. Boulogne : Dcerdes 1975,

3.1.1.2. L'approche numérique

L'ensemble du processus de conception et de fabrication d'orthèse plantaire peut désormais être réalisé au sein de ce que l'on appelle, indépendamment de la podologie, une chaîne numérique. Cette chaîne numérique, développée par des sociétés éditrices de logiciels et pour certaines proposant de la fabrication déportée, se définit en 4 grandes étapes que sont l'acquisition de l'empreinte par scanner 3D, la conception et visualisation du plan d'appareillage (CAO), la conversion informatique du modèle conçu dans un format pouvant être édité par des outils de fabrication et enfin la fabrication assistée par ordinateur (FAO). Chaque solution intègre alors dans sa chaîne numérique ses propres outils. Il est par ailleurs important de noter que la qualité / la précision du produit final issu de ce processus numérique est limitée par le maillon le moins précis de cette chaîne.

La première étape consiste à récupérer numériquement l'empreinte du pied à l'aide d'un scanner optique 3D (en charge ou en décharge) (Payne 2007; Pallari, Dalgarno, and Woodburn 2010; Telfer and Woodburn 2010; Telfer et al. 2012) ou d'un dispositif composé de nombreux picots se rétractant sous la pression du pied et qui permet d'enregistrer le contour plantaire par « *contact digitizing* ». L'intérêt de ces outils réside dans leur rapidité d'utilisation, leur hygiène et leur précision pour des empreintes comparables à celles des techniques traditionnelles (Telfer and Woodburn 2010).

L'empreinte scannée est ensuite importée dans une application dédiée à la conception de semelle et qui intègre l'ensemble des règles métier et éléments utilisés dans l'approche traditionnelle. Le clinicien peut alors concevoir numériquement et à partir du gabarit 3D de l'empreinte de son patient, la semelle répondant à son objectif thérapeutique. Une fois conçue, le fichier de la semelle numérique est converti puis transmis pour fabrication. En fonction des différentes solutions de fabrication déportées présentes sur le marché, les semelles peuvent être fabriquées soit par impression 3D (dépôt de filament (Lin et al. 2019) ou frittage de poudre (Tarrade et al. 2019)) soit par fraisage numérique 3D (usinage de la semelle dans un bloc mono, bi ou tri-matière) (Cheung and Zhang 2008). Les propriétés mécaniques de ces semelles dépendent à la fois du type de matériaux utilisé, de sa structure, mais aussi de la méthode de fabrication notamment de l'orientation des couches pour la méthode à dépôt de filaments (Lin et al. 2019). Une fois fabriquées, ces semelles sont livrées directement aux podologues.

Ces technologies sont de plus en plus présentes et apparaissent dans le domaine de la podologie comme une alternative crédible à la fabrication traditionnelle de semelles orthopédiques. On remarque en effet une augmentation croissante du nombre d'acteurs présents sur ce marché de l'impression 3D (Scientifeet, Xfeet, Phits insole Rsscan, Aetrex, 3dorthotics, oltfoot, 8sole) ou du fraisage numérique (Ergorecherche, Gespodo, HRfeet, AMfit) tout comme une utilisation de plus en plus importante en recherche (André S. Salles and Gyi 2012; Andre S. Salles and Gyi 2013; Caravaggi et al. 2016; Tarrade et al. 2019). Les prédictions tablent par ailleurs sur un taux de croissance du marché des semelles 3D à 30.36% sur la période de 2018 à 2023⁶.

⁶ <https://www.industryarc.com/Report/7488/foot-orthotic-insoles-market.html>

3.1.2. Rôle et impact des semelles orthopédiques sur le pied

Les semelles orthopédiques sont indiquées dans le traitement de nombreuses pathologies (talalgie/métatarsalgie, fasciite plantaire, les tendinopathies, pieds diabétique, hallux rigidus, névrome de Morton, l'arthrose du genou...) qui touchent toutes les couches de la société, des jeunes enfants, aux sportifs jusqu'aux personnes âgées, avec, provenant de la littérature, des évidences plus ou moins claires sur leur réelle efficacité. Parmi l'ensemble de ces pathologies, nous avons vu qu'une partie d'entre elles pouvaient être associées à un trouble fonctionnel résultant d'un comportement de pieds à tendance pronatrice ou supinatrice.

L'efficacité d'un traitement par semelle orthopédique peut alors s'évaluer de plusieurs manières, soit à partir des retours du patient soit au travers de l'analyse de critères fonctionnels.

Sur les douleurs

La principale information récoltée concerne le retour du patient quant à l'évolution de ses douleurs. Bien que ce ressenti soit subjectif et possiblement lié à un effet placebo, des questionnaires ont été spécifiquement développés pour évaluer avec précision l'impact d'un traitement thérapeutique sur le pied et la cheville (Foot Health Status Questionnaire (FHSQ)(Bennett et al. 1998), Foot Function Index (FFI)(Budiman-Mak et al. 2013)). Ces questionnaires utilisent principalement un système de score ou une échelle visuelle analogique (Visual Analog Scale (VAS) qui permettent de normaliser et comparer les retours des patients que ce soit en termes de douleurs, de confort, de limitations ou incapacités fonctionnelles, de la qualité du chaussage ou de qualité de vie. Les semelles orthopédiques apparaissent ainsi être une solution efficace pour le traitement des douleurs du pied bien qu'avec des effets limités en fonction des types de pathologies (Hawke et al. 2008).

Sur les pressions plantaires

Outre son utilisation en phase de diagnostic, l'étude de l'évolution des pics de pression et leur répartition sous le pied est aussi un moyen de caractériser l'influence d'un traitement par orthèse plantaire. En effet, afin de répondre à certaines pathologies douloureuses, les professionnels de santé peuvent être amenés à vouloir décharger des zones d'hyperpression. Il a ainsi été montré qu'une semelle parfaitement ajustée à la forme du pied permettait, en augmentant la surface de contact, de répartir de manière plus homogène ces pics de pression sous le pied notamment du talon vers le médio-pied tout en réduisant l'intensité des pics (Tsung et al. 2004; Burns et al. 2006; Caravaggi et al. 2016; Tarrade et al. 2019). Concernant le critère dynamique de trajectoire du centre de pression, seules de faibles évidences montrent qu'il permettrait d'être modifié/amélioré avec le port de semelle bien qu'un déplacement latéral dans le cas de pied plat semble être observé (Aboutorabi et al. 2015). Il apparaîtrait de plus que l'augmentation du contact principalement au niveau de la voûte participerait à un meilleur drainage veineux

dans les membres inférieurs grâce à la stimulation des afférences plantaires (Uhl, Chahim, and Allaert 2015).

Sur l'activité musculaire

La mesure de l'activité musculaire permet de fournir des indications sur l'impact de la semelle orthopédique sur le fonctionnement dynamique du pied et plus généralement de la jambe (Hatton et al. 2008; George S. Murley et al. 2009). L'objectif de la conception de la semelle sera donc de solliciter ou limiter spécifiquement l'activité de certains muscles liés à un traumatisme ou un déséquilibre fonctionnel. Certaines évidences ont été trouvées quant à l'effet des semelles orthopédiques sur l'altération de l'activité du long fibulaire et du tibial antérieur, mais avec des résultats contradictoires concernant l'activité de ce dernier qui serait soit augmenté (George S. Murley, Landorf, and Menz 2010) soit réduite (Hatton et al. 2008). D'après Kulig et al. (Kulig et al. 2005), le port d'orthèses et de chaussures augmenterait l'activation sélective du tibial postérieur chez des personnes avec des pieds plats alors qu'une élévation du talon (chaussures avec *drop*) altérerait l'activation musculaire des membres inférieurs et du dos (George S. Murley et al. 2009).

Sur la cinématique

Une récente revue de littérature incluant 11 études a été menée sur l'effet du design de semelles orthopédique sur la cinématique et la cinétique du pied plat flexible lors de la marche (Desmyttere et al. 2018). Cette revue révèle que l'ajout d'éléments de support médial au niveau de l'avant-pied et/ou au niveau de l'arrière-pied a un impact significatif sur la diminution de l'éversion de l'arrière-pied alors que le support de l'arche ou un maintien neutre de l'arrière pied n'apparaissent pas comme efficace. Une seconde revue de littérature focalisée sur la cinématique semble aussi révéler un effet significatif de la semelle sur le contrôle de l'éversion de l'arrière pied relié à une diminution de la rotation interne du tibia (Thierry Larose Chevalier and Chockalingam 2011).

Sur la cinétique

De plus, il a été démontré dans plusieurs études que la force de réaction normale au sol ne semble pas être modifiée par le port de semelles orthopédiques (Desmyttere et al. 2018), qu'elles soient préfabriquées (Gijon-Nogueron et al. 2018), sur-mesure (Nester, van der Linden, and Bowker 2003) ou conçues à partir du pied en charge complète ou en décharge (Gijon-Nogueron et al. 2018). Certaines études montrent néanmoins que cette force pourrait être modifiée avec l'utilisation de matériaux amortissants (O'Leary, Vorpahl, and Heiderscheit 2008).

Sur les pieds plats

L'intérêt de l'emploi d'une semelle orthopédique dans le cas d'un pied plat est principalement de limiter l'écrasement du médio-pied et l'éversion de l'arrière-pied pour réduire la tension engendrée dans l'ensemble des structures de soutien du pied et son impact sur l'ensemble de la posture (chaîne articulaire fermée) qui peuvent être à

l'origine de douleurs. Pour cela le rôle de la semelle peut être soit mécanique, en compensant les mouvements de l'arrière-pied (éversion de la sous-talienne) et en réduisant les pics de pression par ajout d'éléments compensatoires, soit proprioceptif, en entraînant une réaction posturale par une sollicitation des mécanorécepteurs du pied. Cette deuxième approche ne sera pas abordée dans ce travail, les boucles sensorimotrices n'ayant pas été représentées dans notre modèle de pied.

Une récente revue de littérature a été menée sur l'utilisation des semelles orthopédiques dans le traitement du pied plat de l'adulte (Banwell, Mackintosh, and Thewlis 2014) sans toutefois révéler de haut niveau de preuve sur leur efficacité. Il y a un niveau de preuve bon à modéré sur l'amélioration des performances physiques (déplacement médio-latéral CdP en statique (niveau II)) et du coût énergétique durant la marche (niveau III) alors que la réduction des douleurs, de l'éversion de l'arrière-pied et l'altération de la force d'impact ne montrent que de faibles niveaux d'évidences.

Sur les pieds creux

Les semelles orthopédiques sont utilisées dans le traitement du pied creux afin de corriger tout ou partie des déformations réductibles (ex : coin pronateur postérieur), d'augmenter la stabilité de l'arrière-pied (ex : cuvette) et de permettre, par un meilleur soutien de la voûte, de réduire la tension dans le fascia et de répartir de manière plus homogène les pics de pression plantaire (ex : appui rétro-capitax). Des matériaux avec des capacités amortissantes peuvent aussi être ajoutés à la semelle pour réduire les pics de force au talon (G Curvale and A Rochwerger 2002).

Peu d'études ont néanmoins été menées sur l'utilisation de semelles orthopédiques dans le cas de pieds creux. Ces études montrent un effet positif des semelles sur les douleurs/ confort / FHSQ (Burns et al. 2006) et sur la diminution des pics de pression (Burns et al. 2006; Najafi et al. 2012).

3.1.3. Synthèse

Bien qu'étant largement utilisées, le rôle et l'efficacité des semelles orthopédiques pour soulager certaines pathologies ou apporter certaines corrections ne sont pas évidents (Hume et al. 2008; Hawke et al. 2008; Thierry Larose Chevalier and Chockalingam 2011; Banwell, Mackintosh, and Thewlis 2014). Du fait de l'absence de standards fiables liée à une très grande diversité de pratiques et d'approches thérapeutiques (Ball and Afheldt 2002a, 2002b; Harradine and Bevan 2009), de méthodes de prise d'empreinte (Laughton, McClay Davis, and Williams 2002; R. K. Chen et al. 2016), de types de semelles et de plans d'appareillage (Hylton B. Menz 2009; Rosenbloom 2011; R. K. Chen et al. 2016; C. Rencurel 2017), de méthodes de fabrication (R. K. Chen et al. 2016) et d'outils d'évaluation de la posture (Razeghi and Batt 2002), couplés aux nombreuses variabilités associées à ces pratiques (Laughton, McClay Davis, and Williams 2002; Thierry L. Chevalier and Chockalingam 2012) et aux profils pathologiques des patients, il est ainsi difficile d'évaluer objectivement l'efficacité des

semelles orthopédiques ou l'intérêt d'une approche parmi d'autres. Ce flou est par ailleurs entretenu par une description lacunaire des méthodes de réalisation des semelles dans la littérature scientifique et par une pratique clinique essentiellement basée sur l'expérience du praticien et par des approches empiriques.

Toutefois, avec l'arrivée sur le marché de solutions numériques d'impression 3D proposant une conception et une fabrication normalisée de semelles sur-mesure, une partie des variabilités citées précédemment semblent pouvoir être quantifiées. Par ailleurs ces outils offrent des possibilités supplémentaires d'évaluation de semelles que ce soit au travers du couplage d'outils de modélisation et de simulations ou de la capacité à pouvoir reproduire à l'identique des configurations de semelle dans le cadre d'études scientifiques.

Nous aborderons dans le prochain chapitre les différentes étapes qui à partir de l'étude des propriétés mécaniques et fonctionnelles de cette semelle ont permis la mise en place d'un outil d'évaluation numérique de son influence sur la dynamique de marche.

3.2. La semelle 3D Scientifeet

3.2.1. Avant propos

Proposé par l'entreprise Podo 3D pour les professionnels de santé, la solution de semelles par impression 3D Scientifeet est un service qui englobe l'ensemble de la chaîne numérique depuis la prise d'empreinte par scanner 3D, la conception du plan d'appareillage de la semelle via un logiciel métier, sa fabrication déportée dans l'entreprise à partir d'impression 3D, jusqu'à la livraison de la semelle conçue au clinicien. La prise d'empreinte est réalisée en charge partielle à l'aide d'un dispositif composé d'une membrane en latex et d'un scanner 3D. Appliquée par le podologue contre le pied du patient, la déformation du latex permet un moulage de la face plantaire du pied qui pourra ensuite être scanné et utilisé pour la conception de la semelle.

La semelle 3D Scientifeet se différencie des semelles traditionnelles par le fait qu'elle est composée d'une base mono-matériau de polyamide 12 (PA12), un polymère de type nylon, sur laquelle un recouvrement de confort peut être encollé. Cette base est imprimée par frittage de poudre, un procédé d'impression 3D qui consiste à chauffer localement et à l'aide d'un laser des couches successives de poudre de PA12 de manière à solidariser les grains entre eux et ainsi former la géométrie finale de la semelle.

Le principe de cette semelle réside en une structure entièrement paramétrable en termes de taille, d'épaisseur, d'éléments de podologie et de rigidité locale. En effet, contrairement aux semelles traditionnelles composées de matériaux de différentes duretés, la structure de la semelle 3D est constituée de nombreuses alvéoles dont la taille d'ouverture peut être modifiée afin d'adapter localement le comportement en flexion (plus les alvéoles seront ouvertes et plus la structure sera localement souple).

Si l'on considère l'ensemble des possibilités de paramétrages offertes par la solution, plusieurs centaines de milliards de combinaisons et donc de semelles différentes peuvent être réalisées (Figure 53). Ces paramètres et leurs plages de variation sont présentés en Annexe 11.

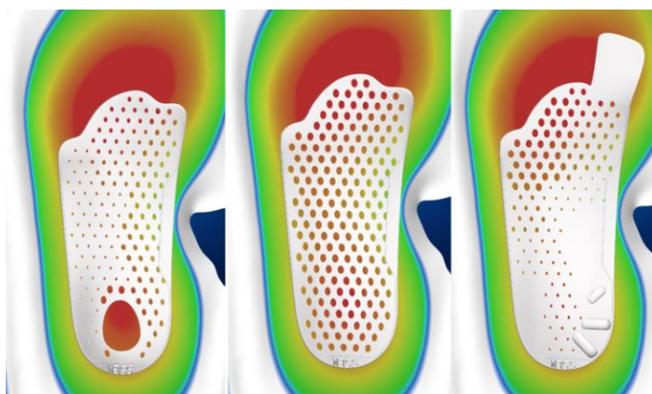


Figure 53 : Exemples de paramétrages de la semelle 3D

Ce procédé de conception et fabrication numérique de semelles 3D peut présenter plusieurs intérêts pour le podologue et la recherche :

- Réduction du temps de prise d'empreinte et de conception en réunissant l'ensemble des fonctionnalités et corrections nécessaires à une personnalisation complète du plan d'appareillage (de très nombreux paramétrages possibles et envisageables : positionnement de la semelle ou d'éléments de correction/stimulations, modifications angle et position possible au 10^{ème} de millimètre près) avec une capacité de reproduction à l'identique de toute semelle ou paramétrage.
- Amélioration de la précision et du contrôle lors de la prise d'empreinte (précision du scanner, empreinte pouvant être rapidement réalisée et contrôlée), de la conception (contrôle et position des éléments) ou de la fabrication (répétabilité et précision au 10^{ème} de millimètre). L'approche numérique permettrait d'obtenir une semelle plus proche de la forme du pied du patient, ce qui apparaît être un facteur important pour le confort et la répartition des pressions (Tarrade et al. 2019).
- Suppression de la phase de fabrication manuelle permettant de libérer du temps de consultation et d'éviter une exposition aux matières nocives (poussière, colle...).
- Fiabilité et reproductibilité de la réalisation des semelles permettant de limiter les biais liés à la conception et à fabrication lors d'études.
- Capacité de contrôle et d'évaluation par des outils numériques des semelles.

Mais présente aussi certaines limites :

- Le délai entre la commande et la livraison (fabrication + acheminement)
- Un coût actuellement supérieur aux coûts de fabrication traditionnelle
- L'évaluation et la compréhension des concepts de paramétrages et de raideur dont les effets n'ont à l'heure actuelle pas été suffisamment démontrés scientifiquement.

Ce dernier point est d'une importance cruciale. En effet l'approche proposée par cette solution aborde des concepts mécaniques de raideur et de déformation de la semelle qui ne sont pas utilisés en pratique clinique, les besoins des podologues se traduisant en termes de propriétés matériau (densité et dureté shore). Ce raisonnement

est d'autant plus complexe qu'il n'y a pas de relation d'équivalence simple entre la dureté d'un matériau (exprimée le plus souvent en unité shore A pour les podologues) et la raideur de la structure. Ainsi la compréhension et la traduction des mécanismes fonctionnels de la semelle et de son paramétrage apparaissent essentielles pour permettre une meilleure prise en main de ces outils par les podologues et ainsi améliorer la prise en charge.

Afin d'apporter une première réponse à ces interrogations, nous présenterons dans cette partie une évaluation de la semelle au travers de ses caractéristiques mécaniques, qui seront ensuite intégrées au modèle numérique, mais aussi fonctionnelles.

3.2.2. Caractérisation du matériau : le PA12

3.2.2.1. Loi matériau

Afin de pouvoir introduire les propriétés de ce matériau dans notre modèle éléments finis de semelle, des essais de caractérisation ont été menés sur des échantillons de matériau imprimés 3D (pleins et alvéolés). Pour cela les échantillons ont été sollicités de manière quasi-statique en flexion (flexion 3 points) à l'aide d'un vérin hydraulique (MTS) piloté en déplacement. Considérant que le comportement de ce matériau suit une loi isotropique élasto-plastique (formulation de Johnson- Cook dans l'environnement Radioss), les paramètres de cette loi ont été déterminés par une stratégie d'analyse inverse consistant à reproduire ces essais par simulation éléments finis (Figure 54). Les paramètres correspondant au PA12 sont présentés en Annexe 12. Par ailleurs des essais additionnels, réalisés en conditions cycliques (en fatigue), montrent une stabilisation dans le temps du comportement mécanique de ce matériau (Annexe 13).

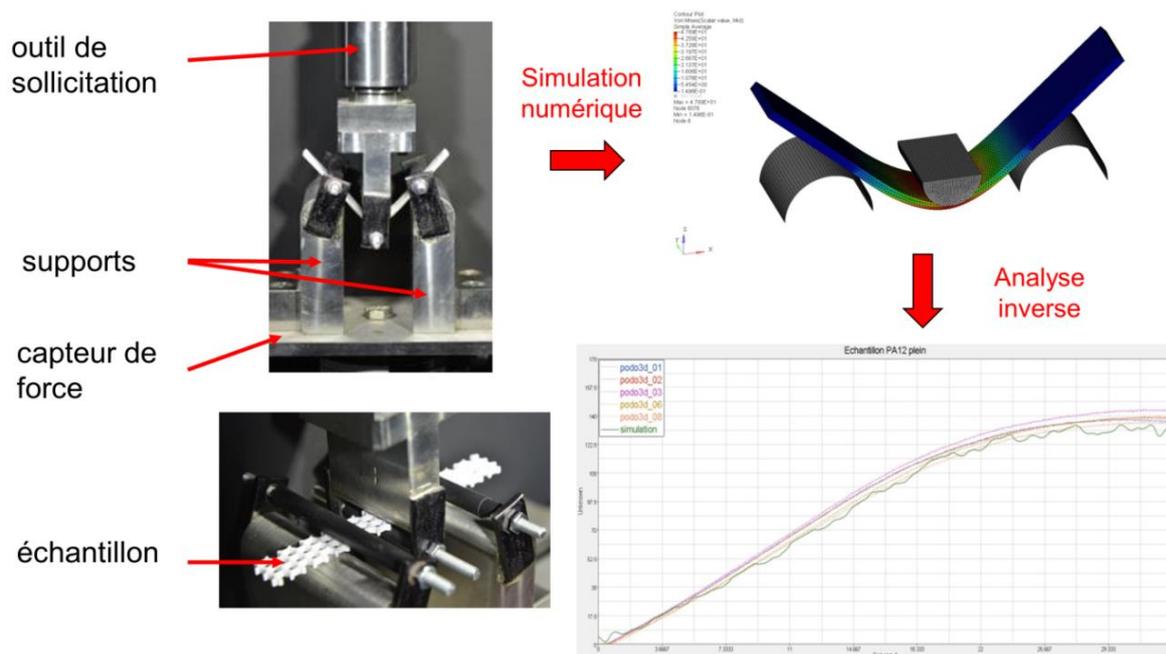


Figure 54 : Processus de détermination des propriétés matériaux du PA12

3.2.2.2. Influence du taux de poudre recyclée

Introduction

Actuellement, les semelles sont fabriquées à partir d'une poudre de PA12 composée à 50% de poudre neuve et 50% de poudre recyclée (déjà chauffée pour la fabrication d'autres pièces en 3D). Dans un intérêt économique et écologique, le taux de poudre recyclée doit pouvoir être augmenté à 90%. Néanmoins l'effet de ce changement sur le comportement mécanique de la semelle n'est pas connu. Nous avons donc soumis l'hypothèse qu'une augmentation du taux de poudre recyclée dégradait les propriétés mécaniques de la semelle. L'objectif de cette expérimentation est de comparer les taux de déformation en charge de semelles fabriquées à partir de 50% et 90% de poudre recyclée afin de proposer une solution permettant de conserver un comportement de la structure identique à celui actuel.

Méthode

Pour cela, des semelles de conception identiques (alvéoles ouvertes, hauteur de voûte de 25mm) et d'épaisseurs comprises entre 1.5 et 3mm ont été imprimées avec des proportions de 50% et 90% de poudres recyclées. Le processus de conception et de fabrication numérique de semelle permet en effet de garantir la reproductibilité en termes de forme et de propriété mécanique des semelles imprimées et ainsi la fiabilité des essais. Un banc d'essai utilisant un vérin hydraulique monté d'un capteur de force étalonné ($\pm 15\text{kN}$), d'un impacteur et d'éléments de positionnement normalisés des semelles a été développé pour solliciter en flexion la voûte médiale de la semelle (Figure 55). Cette zone apparaît en effet comme étant la zone la plus sollicitée notamment par son rôle de soutien du pied. Fixées par le talon, les semelles ont alors été sollicitées de manière quasi-statique (0.01m/s) par un déplacement imposé de l'impacteur contre la voûte médiale (-18mm). L'effort maximum de réaction a été mesuré et comparé entre les essais.

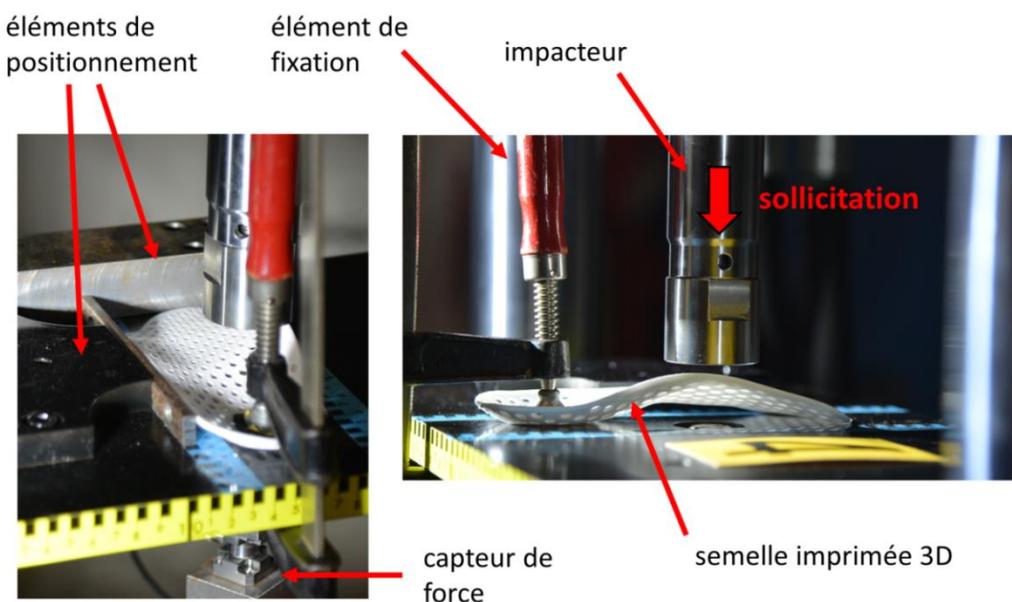


Figure 55 : Conditions de chargement pour l'évaluation du comportement mécanique de la semelle

Résultats

Ces essais ont été réalisés sur 19 semelles 50% et 21 semelles 90%. Les résultats sont présentés en Figure 56. On remarque que pour une épaisseur équivalente et un même déplacement, la force de réaction des semelles à 90% de poudre recyclée est inférieure à celle des semelles 50%. Ces résultats confirment la dégradation des propriétés mécanique avec l'augmentation du pourcentage de poudre recyclée, les semelles à 90% de poudres étant plus souples. Par ailleurs, l'augmentation de l'épaisseur a une influence linéaire sur l'augmentation de la raideur de la semelle.

Afin d'identifier une correspondance en épaisseur pour un même comportement mécanique entre ces deux taux de poudre, les courbes de tendances ont été calculées par régression linéaire simple. La semelle d'épaisseur 2.9mm à 50% de poudre a été exclue de la régression linéaire, car ne faisant pas partie du périmètre des semelles produites et se situant certainement sur une partie non linéaire du comportement de la structure. Des coefficients de détermination (R^2) de 0.955 et 0.966 ont été respectivement identifiés pour les essais à 50% et 90% de poudre recyclée.

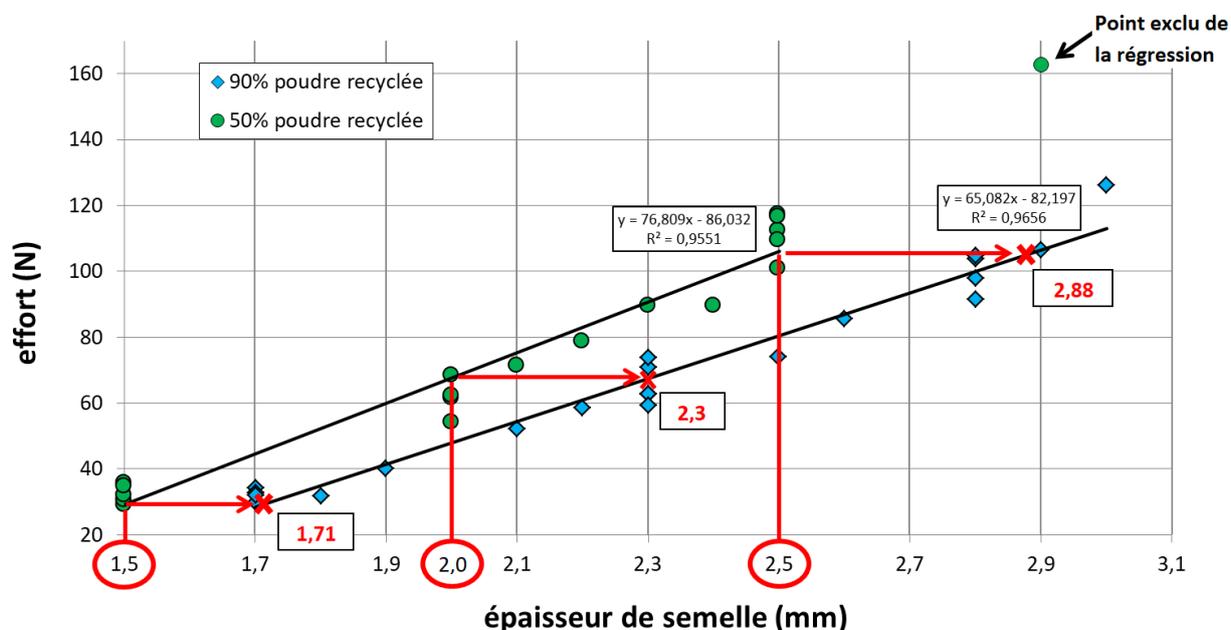


Figure 56 : Relation force épaisseur des semelles en fonction du taux de poudre recyclée

Discussion

À partir de ces courbes de tendance et pour un comportement mécanique en flexion identique, une équivalence en termes d'épaisseur a pu être obtenue entre les semelles composées de 50% et 90% de poudre recyclée. Ainsi, pour des semelles à 50% d'épaisseurs 1.5mm, 2mm, et 2.5mm, les semelles à 90% de poudre devront avoir des épaisseurs respectives de 1.7mm, 2.3mm et 2.9mm. Cette augmentation de l'épaisseur impliquera une augmentation du volume de poudre consommée qui devra être pris en compte dans le calcul des coûts de production et dans le volume chaussant.

3.2.3. Propriétés mécaniques des recouvrements

3.2.3.1. Introduction

Les semelles orthopédiques à bases rigides (thermoformées, imprimées 3D, carbone...) sont pour la plupart recouvertes d'un matériau souple dit de recouvrement. Ces recouvrements peuvent avoir un rôle de confort, d'aide à la répartition de la pression (pied diabétique par exemple) ou, pour les matériaux plus techniques, d'absorption ou de restitution de l'énergie. De nombreux matériaux sont utilisés pour la confection des semelles orthopédiques (Healy, Dunning, and Chockalingam 2010). Néanmoins les caractéristiques fournies par les distributeurs/fabricants et les études scientifiques sont difficilement exploitables du fait d'un manque de précision technique et de méthodes et critères d'évaluation non normalisés qui peuvent amener à des données contradictoires (Healy, Dunning, and Chockalingam 2010).

Nous proposons donc dans cette étude de comparer en termes d'amortissement, d'absorption d'énergie et de stabilité certains recouvrements techniques à l'aide de la norme ASTM F1976-99 (ASTM international 1999) (voir Annexe 14). La méthodologie employée, la définition de ces critères et le classement de ces matériaux seront présentés.

3.2.3.2. Méthode

Utilisée pour évaluer les propriétés mécaniques de matériaux constituant les semelles de chaussure, la norme ASTM F 1976-99 propose de reproduire l'impact du talon sur le sol lors de la course à pied par 3 procédures. La première est l'utilisation d'un puits de chute, la seconde est la compression par un pilotage en force d'un vérin hydraulique et la troisième est la compression du matériau par un pilotage en déplacement du vérin. Le principe de ces procédures est identique et consiste à impacter les différentes mousses avec une énergie normalisée à 5 ± 0.5 J et un délai d'atteinte du pic de force maximum à 15 ± 5 ms. Nous avons retenu pour cette étude le pilotage du vérin en déplacement. Suivant les recommandations de la norme, un impacteur a été conçu et 8 matériaux différents ont été sélectionnés et regroupés pour obtenir des échantillons d'épaisseurs proches (18.8 ± 1.8 mm). Un vérin hydraulique MTS disposant d'un capteur de force (± 15 kN) a été utilisé et les conditions de chargement ont été identifiées de manière itérative pour chaque matériau afin de respecter les contraintes en termes d'énergie et de délai imposées par la norme. Pour cela, un programme Excel a été utilisé afin de calculer ces deux paramètres à partir des données de forces/déplacement provenant des essais vérin et ainsi calibrer les conditions de chargement.

Basés sur les conditions d'utilisation de ces matériaux, trois critères ont été définis pour caractériser leurs propriétés lors de l'impact. Le premier est un critère de « stabilité » qui mesure la déformation maximum (% de la hauteur initiale) du matériau et donc sa capacité à stabiliser le pied. Le second est un critère d'amorti qui mesure l'effort maximum relevé lors de l'impact. Le troisième est un critère de

« rebond/absorption » qui mesure le ratio entre l'énergie absorbée et l'énergie restituée par le matériau.

3.2.3.3. Résultats

Les classifications des recouvrements techniques suivant les 3 critères précédemment définis sont présentées en Figure 57.

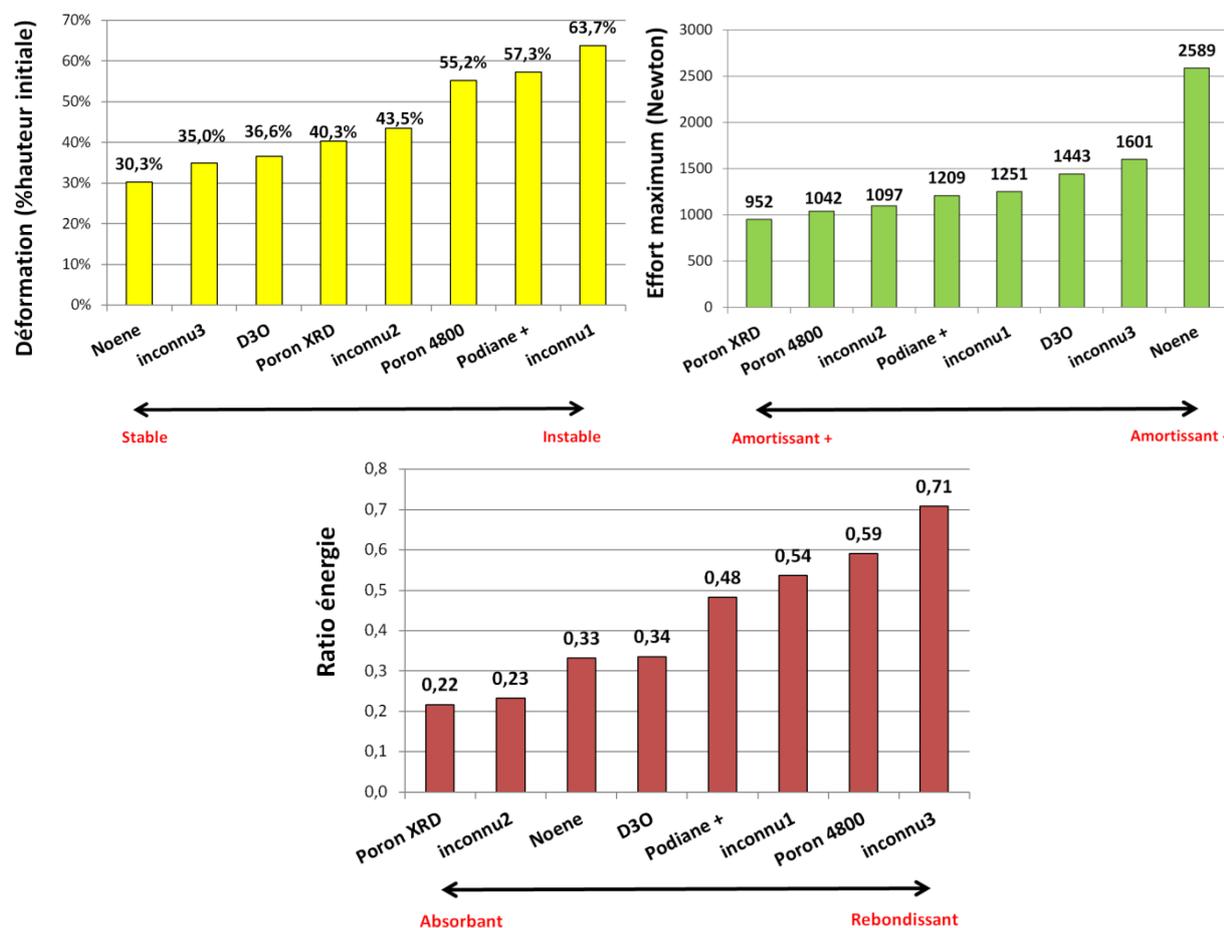


Figure 57 : Classification des recouvrements techniques par la norme ASTM F 1976-99 suivant le pourcentage de déformation de l'échantillon (jaune), l'effort maximum de réaction (vert) et suivant le ratio entre l'énergie absorbée et l'énergie restituée (rouge)

Ces essais ont permis de proposer une classification de certains matériaux techniques régulièrement utilisés en podologie suivant des critères de stabilité, d'amorti et de rebond. Ils fournissent ainsi aux podologues des informations supplémentaires censées les guider dans la conception de leur réponse thérapeutique. Par ailleurs, suite à ces essais, les paramètres des lois de comportement de ces différents matériaux pourront être déterminés par analyse inverse puis intégrés au modèle de semelle.

3.2.4. Étude clinique

L'influence des semelles orthopédiques imprimées 3D a été évaluée dans le cadre d'un essai clinique mené sur des salariés travaillant en position debout et présentant des douleurs aux pieds. Cette étude a fait l'objet d'une publication (Tarrade et al. 2019) :

Tristan Tarrade, Fabrice Doucet, Nicolas Saint-Lô, Maxime Llari, and Michel Behr. 2019. *"Are Custom-Made Foot Orthoses of Any Interest on the Treatment of Foot Pain for Prolonged Standing Workers?" Applied Ergonomics 80 (October): 130–35.* <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.013>. L'article est disponible en Annexe 15. Une synthèse est présentée ci-après.

3.2.4.1. Contexte

Le maintien prolongé d'une position debout est un facteur important dans l'apparition des troubles musculo-squelettiques du pied chez les travailleurs (Coenen et al. 2017; Garcia, Graf, and Läubli 2018). Les chaussures de sécurité, actuellement conçues pour protéger les salariés contre les contraintes physiques de l'environnement de travail, ne traitent pas à ce jour cette question. Il a par ailleurs été montré que 63 à 72% des personnes ne portent pas de chaussures adaptées à leur pied ce qui est significativement associé avec l'apparition de douleurs ou de troubles podologiques (Buldt and Menz 2018). L'objectif de cette étude est d'évaluer les avantages possibles de l'utilisation de semelles orthopédiques sur mesure chez les travailleurs en position debout prolongée à l'aide de mesures fonctionnelles répétées sans groupe de contrôle.

3.2.4.2. Méthode

Trente-quatre travailleurs debout souffrant de douleurs aux pieds se sont portés volontaires pour l'étude. Des semelles orthopédiques sur mesure, conçues par un podologue, ont été imprimées en 3D et distribuées à chaque volontaire (Figure 58).

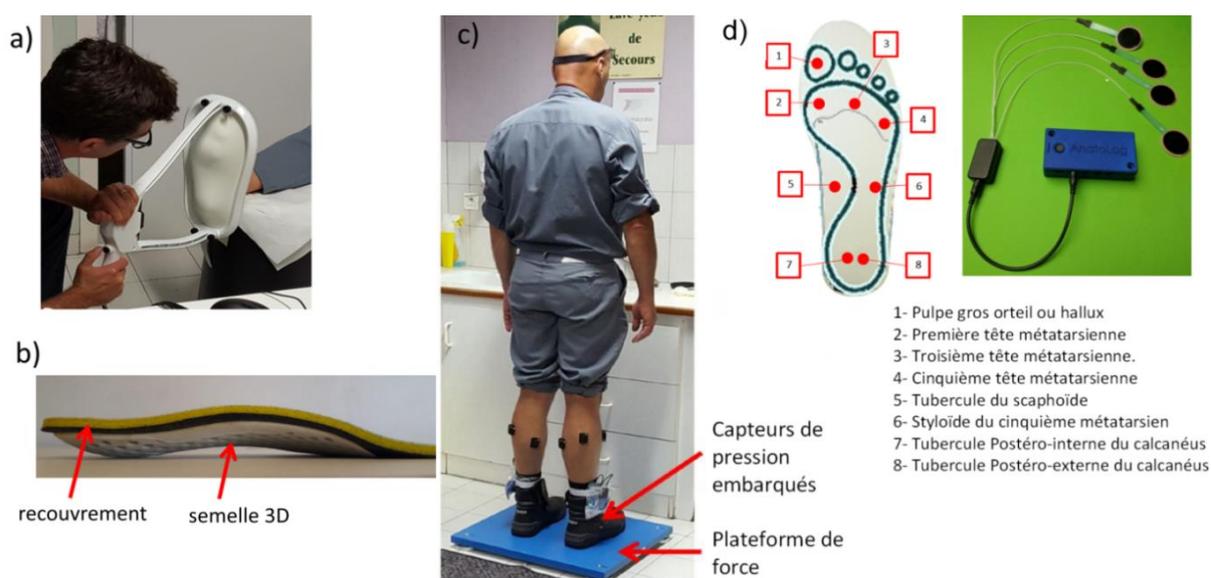


Figure 58 : Outil de prise d'empreinte 3D (PodoClic) (a), semelle orthopédique 3D et son recouvrement (b), mesure de l'équilibre et des pressions statiques (c), outil embarqué de mesure des pressions plantaires et localisation des zones de pression retenues pour l'analyse (d).

L'équilibre statique, traduit par le déplacement du centre de pression sur une plateforme de force, ainsi que les pics de pression plantaire en statique et durant la marche, relevés à l'aide de capteurs insérés dans les chaussures de sécurité, ont été mesurés avant puis après trois semaines de port quotidien des semelles orthopédiques (Figure 58). Une quantification de la douleur, du confort et des sensations de jambes lourdes a également été effectuée avant et après le traitement par questionnaires (*Foot Health Statue Questionnaire*, échelle visuelle analogique).

3.2.4.3. Résultats

Les sensations de douleur, d'inconfort et de jambes lourdes ont été sensiblement réduites après le port d'orthèses imprimées en 3D ($p < 0.05$) (Figure 59). En outre, dans des conditions statiques et dynamiques, une diminution significative des pics de pression dans la zone de l'arrière-pied a été observée, ainsi qu'une augmentation significative des pics de pression dans la zone du milieu du pied ($p < 0.05$). Une amélioration significative de l'équilibre dans la direction médio-latérale a également été constatée.

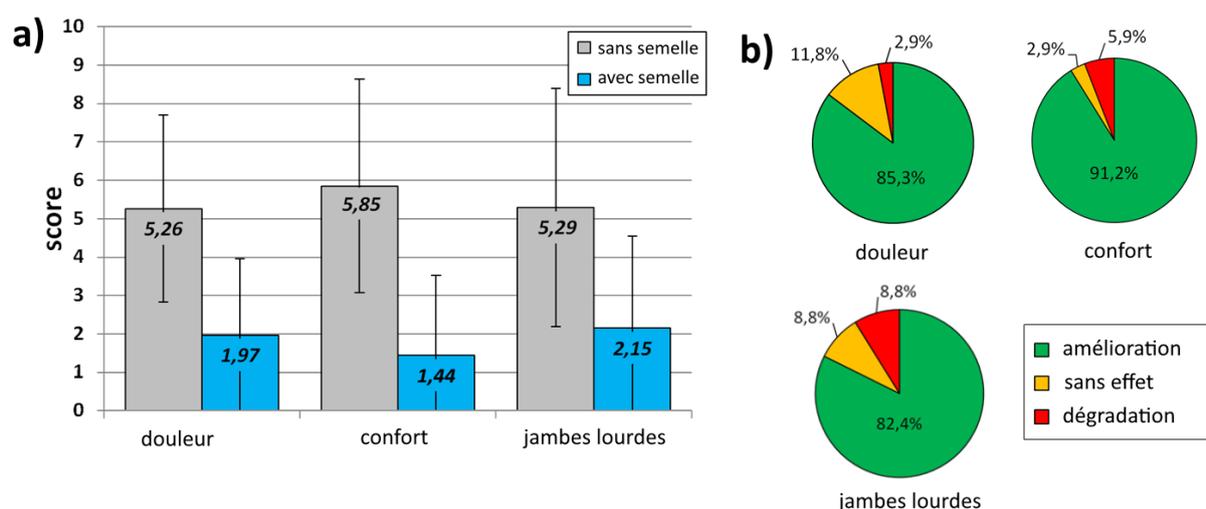


Figure 59 : Résultats des questionnaires par échelle visuelle analogique concernant le ressenti des patients avant et après traitement (un score élevé signifie un ressenti important) (a) et répartition des effets selon les participants (b)

3.2.4.4. Conclusion

Dans nos conditions d'essai expérimentales, les semelles orthopédiques sur mesure augmentent considérablement le bien-être des travailleurs debout. La forme sur mesure permet une répartition plus équilibrée des pics de pression notamment par un déplacement de la pression du talon vers le milieu du pied grâce à un meilleur soutien et une stimulation de la voûte plantaire. L'effet placebo déjà identifié dans ces mêmes protocoles (Hawke and Burns 2009) ne peut néanmoins être exclu. Ces semelles apparaissent donc comme une solution pertinente et efficace pour le traitement de certaines douleurs du pied ce qui conforte leur utilisation en podologie.

3.3. Modélisation de l'appui plantaire : influence de la semelle 3D

Actuellement l'évaluation de semelles orthopédiques sur mesure est confrontée à de nombreuses variabilités principalement liées aux méthodes et outils de conception et de fabrication traditionnels, mais aussi à l'individualisation des traitements thérapeutiques qui rendent par conséquent la définition d'un consensus concernant leurs efficacités particulièrement difficile.

Cependant depuis plusieurs années, le domaine de la podologie est en pleine évolution. L'arrivée des nouvelles technologies de fabrication déportée permettant une numérisation complète des processus de conception et de fabrication de semelle offrent ainsi des possibilités de normalisation des conditions de conception et d'évaluation de semelle qui ne pouvaient être obtenues de manière fiable avec les méthodes traditionnelles. Néanmoins la grande possibilité de conception de semelles offertes par ces outils rend l'évaluation expérimentale et la compréhension des mécanismes induits par ces semelles difficiles. Comme nous l'avons vu dans les précédents chapitres, l'utilisation de la simulation numérique peut s'avérer particulièrement adaptée pour apporter des réponses rapides, mais doit être accompagnée d'une phase de validation.

Nous présenterons dans cette partie une modélisation par éléments finis de l'interaction d'un pied pathologique avec une semelle orthopédique 3D en condition de marche avec pour objectif d'évaluer et quantifier l'effet de différents paramétrages de la semelle sur le comportement dynamique du pied. Ce modèle doit notamment permettre d'intégrer des configurations des conceptions de semelle et de comportements pathologiques de pied en vue de la mise en place d'un outil d'aide à la conception.

3.3.1. Modélisation FEA de la semelle 3D

La forme du modèle éléments finis de semelle que nous avons utilisé comme référence pour la suite de ces travaux provient directement du logiciel de conception Scientifeet. Nous sommes ainsi partis de la conception d'une semelle neutre (sans aucun paramétrage) que nous avons générée à partir d'une empreinte d'un pied ayant des caractéristiques communes à celui de notre modèle (pointure 41 et largeur standard), puis exportée et maillée. Afin de simplifier sa représentation géométrique et ainsi faciliter son futur paramétrage, plusieurs hypothèses de modélisations ont été adoptées. Le processus de développement du modèle est présenté en Figure 60.

La première concerne la définition du maillage. En effet, si l'on souhaite représenter fidèlement les différentes tailles d'ouverture des alvéoles, la semelle doit être maillée à l'aide de nombreux éléments de petite taille ce qui est plus coûteux en termes de temps de calcul. Pour pouvoir utiliser des éléments de plus grande dimension, nous avons donc fait le choix de ne pas représenter les alvéoles, mais de mailler la semelle de manière homogène à partir de deux couches d'éléments hexaédriques. Pour satisfaire à un comportement identique entre la structure pleine et alvéolée (taille d'ouverture au

maximum), une équivalence en termes de comportement à la flexion a ainsi été déterminée par un processus d'analyse inverse. Une correspondance a ainsi été établie entre les deux structures pour un module d'élasticité réduit à 900MPa. De plus, sur les 6 tailles d'alvéoles qu'il est possible de paramétrer dans le logiciel de conception, seulement 3 représentant des alvéoles totalement ouvertes, totalement fermées et intermédiaires ont été retenues avec des modules d'élasticité équivalents respectifs de 900MPa, 1650MPa et 1275MPa.

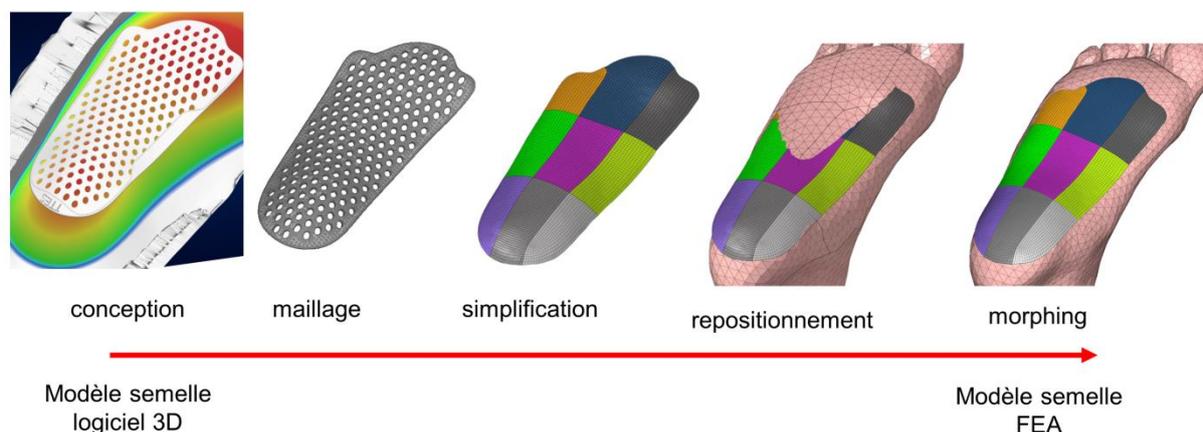


Figure 60 : Processus de modélisation de la semelle 3D par éléments finis

Enfin, afin que le modèle de semelle épouse le plus fidèlement possible la forme du modèle de pied et après les avoir positionnés l'un par rapport à l'autre, une méthode de morphing (HyperMorph Altair) identique à celle qui est actuellement employée dans l'application de conception Scientifeet a été appliquée. Ce procédé consiste à déformer le maillage de la semelle par la projection de ses éléments sur la surface inférieure du pied. Cette même méthode sera utilisée pour modifier la géométrie de la semelle suivant les différents types de paramétrages offerts par le logiciel.

3.3.2. Condition de chargement : Hypothèse de modélisation

Comme nous l'avons développé dans le chapitre précédent, la stratégie de modélisation dynamique de la marche à partir de la temporisation par capteur permet de garantir des conditions de chargement identiques quels que soient les dispositifs (semelle orthopédique, mousse de podologie, chaussure) qui puissent être intégrés à l'interface pied/sol. Ces conditions ont alors été conservées et seule la distance entre le sol et le pied a été adaptée afin d'y introduire les semelles.

De par son rôle thérapeutique sur la dynamique de l'appui plantaire, la semelle orthopédique est nécessairement portée à l'intérieur d'un chaussant. Ce dernier a nécessairement un rôle et un impact direct sur le maintien de la semelle contre le pied. Ainsi la représentation de ces conditions nous a amenés à émettre plusieurs hypothèses de modélisation.

Nous avons tout d'abord défini une interface de contact de type collée (Radioss type 10) entre la semelle et le pied. Cette dernière, contrairement à une interface de type 7, permet de garder lié, après l'impact, les nœuds de la semelle à la surface du pied. Cette condition représente ainsi l'effet de la chaussure maintenant la semelle contre le pied et permet de limiter son glissement. L'effet stabilisateur de la chaussure sur la semelle a été représenté par une limitation du mouvement de pronation/supination du talon de la semelle grâce à un blocage en torsion de 15 nœuds situés en son sommet (corps rigide). Cette condition permet par ailleurs de représenter la fonction stabilisatrice des paramétrages du talon à 50% plat et du stabilisateur quasi exclusivement utilisés par les utilisateurs de la solution. Enfin, de par sa forme générale, la semelle n'est en contact du sol qu'au niveau du talon et de l'avant-pied. L'ensemble des forces de réactions du sol est alors concentré dans ces zones. Ainsi, afin de tenir compte de la semelle extérieure de la chaussure en augmentant la surface de contact nécessaire au tracé de la ligne de charge et sans perturber le comportement de la semelle, une mousse d'épaisseur constante de 10mm, avec des propriétés hyperélastique d'Ogden ($\mu=0.016\text{MPa}$, $\alpha=6.8$) et modélisée par 2 couches d'éléments hexagonaux a été ajoutée à l'interface du pied et du sol.

Les contacts entre les différents composants ont été représentés par des interfaces de types 7 (Figure 61). Néanmoins, l'impact que peut avoir la chaussure sur les paramètres de la marche notamment les paramètres spatiaux temporels, l'activation musculaire, la cinétique et la cinématique du pied (Franklin et al. 2015), n'a pas été pris en compte dans cette étude (au delà de la couche de mousse d'épaisseur constante qui a été ajoutée).

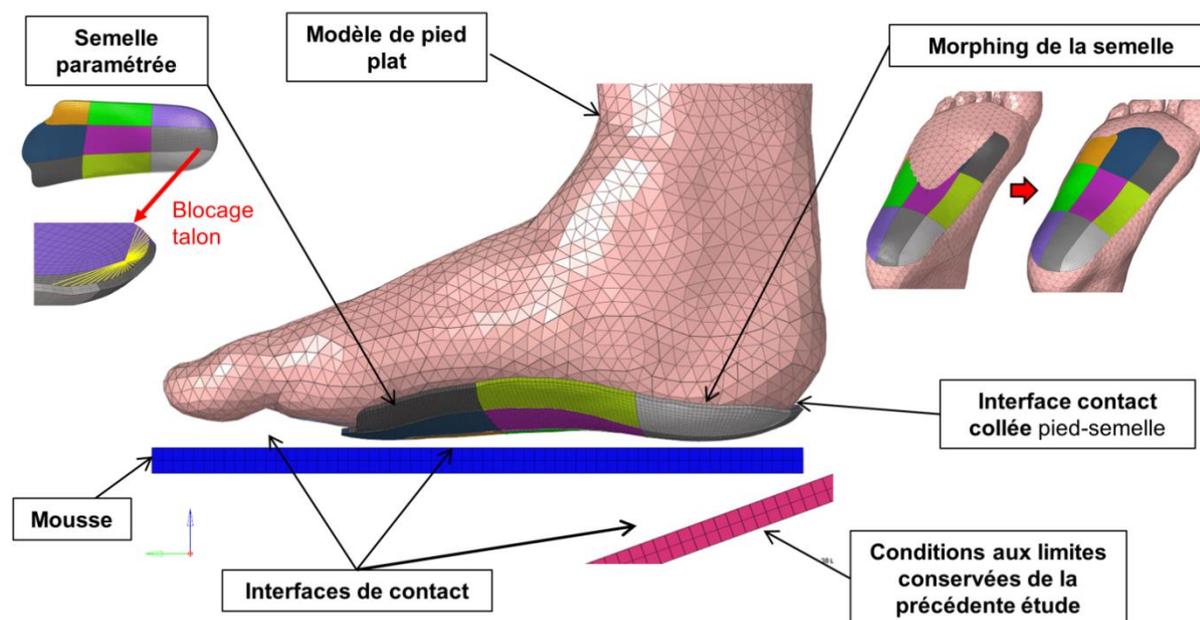


Figure 61 : Modélisation du couplage pied-semelle

3.3.3. Étude paramétrique

3.3.3.1. Définition des paramètres pour le plan d'expérience

L'objectif est ici d'analyser en condition de marche l'influence des paramètres de la semelle 3D sur le comportement dynamique du pied plat et ainsi commencer la construction de la base d'apprentissage de l'outil d'aide à la conception. Le nombre quasi infini de configurations pour cette semelle rend son évaluation complexe. Basés sur les possibilités de paramétrages du logiciel de conception et leur influence présumée sur la modification du comportement dynamique de la semelle, 4 paramètres ont été identifiés. L'implémentation de ces paramétrages dans notre modèle de semelle a été réalisée à l'aide d'un outil de morphing (HyperMorph Radioss Altair) qui permet de déformer localement le maillage tout en conservant la relation entre les éléments.

Ces paramètres ainsi que leurs plages de variations sont maintenant détaillés et présentés en Figure 62.

Le premier concerne la rigidité du matériau qui a été définie de manière indépendante pour chacune des 9 zones de la semelle avec des modules d'Young de 900Mpa, 1275MPa ou 1650Mpa correspondant respectivement aux raideurs de la structure composée d'alvéoles totalement ouvertes, moyennement ouvertes et totalement fermées. Afin de limiter le nombre de simulations et ainsi étudier l'impact de la raideur de la structure sur le comportement de la semelle et du pied, nous avons fait le choix de regrouper les 3 zones de la partie médiale, latérale et centrale de la semelle. Nous avons ainsi émis l'hypothèse que l'augmentation de la raideur de la zone médiale permettait de limiter l'affaissement du naviculaire et d'exacerber le déplacement latéral du centre de pression. Pour cela 3 configurations représentant une fonction de raideur maximale, intermédiaire et minimale de la voûte médiale ont été retenues.

D'après des tests préliminaires menés sur la semelle, il est apparu que la hauteur de la voûte médiale avait un effet direct sur la raideur de la structure. Nous avons notamment mis en évidence l'influence de la technique de prise d'empreinte avec membrane en latex sur la profondeur de l'empreinte et donc sur la hauteur de la semelle. Dans le cas des pieds plats, plus la charge appliquée contre le pied est importante et plus la voûte sera déformée et sa hauteur réduite. Dans le cas du pied creux, cet effet est inversé, la membrane devant être plus fortement sollicitée pour entrer en contact de la voûte. Lors du processus de scan, la profondeur de l'empreinte peut encore être ajustée par une mobilisation manuelle du pied ou de la membrane. Ainsi cette variation de hauteur a été représentée dans notre modèle par un déplacement vertical de la voûte médiale entre une position de référence (0mm) et une position à +5mm et à +10mm par rapport à cette référence. Une technique de morphing a été utilisée pour déformer le maillage de la zone médiale de la semelle à partir du déplacement vertical de 6 nœuds situés au sommet de la voûte.

Le troisième est l'épaisseur de la semelle qui a été modifiée par la méthode de morphing suivant 3 niveaux de variation (1.5mm, 2.5mm et 4mm).

Enfin, identifiée pour son influence sur les comportements dynamiques de pieds de types creux ou plats, la liberté de mouvement de l'arrière pied s'avère être un paramètre particulièrement pris en compte lors de la conception de semelle orthopédique notamment par l'ajout d'éléments compensatoires (coin postérieur pronateur ou supinateur) censés contrebalancer le moment d'éversion/inversion de l'articulation sous-talienne (Stacoff et al. 2007; Kirby 2010; Telfer et al. 2013; Desmyttere et al. 2018). Toutefois, la solution de semelle 3D n'intégrant pas ce type d'élément, cette fonction est réalisée par une fonction de rotation du talon suivant l'axe de la semelle qui peut être fixée ou non par un élément de stabilisation. Cette alternative présente un effet comparable avec d'après certaines études une influence linéaire de la variation de l'angle d'orientation sur la réduction de l'amplitude d'éversion de l'arrière pied et d'adduction externe du genou (Telfer et al. 2013). Cette stratégie a été réappliquée à notre modèle par une orientation, à l'aide de l'outil de morphing, du talon de la semelle d'un angle de 10° de varus (position extrême définie dans le logiciel) par rapport à la position de référence considérée à 0°.

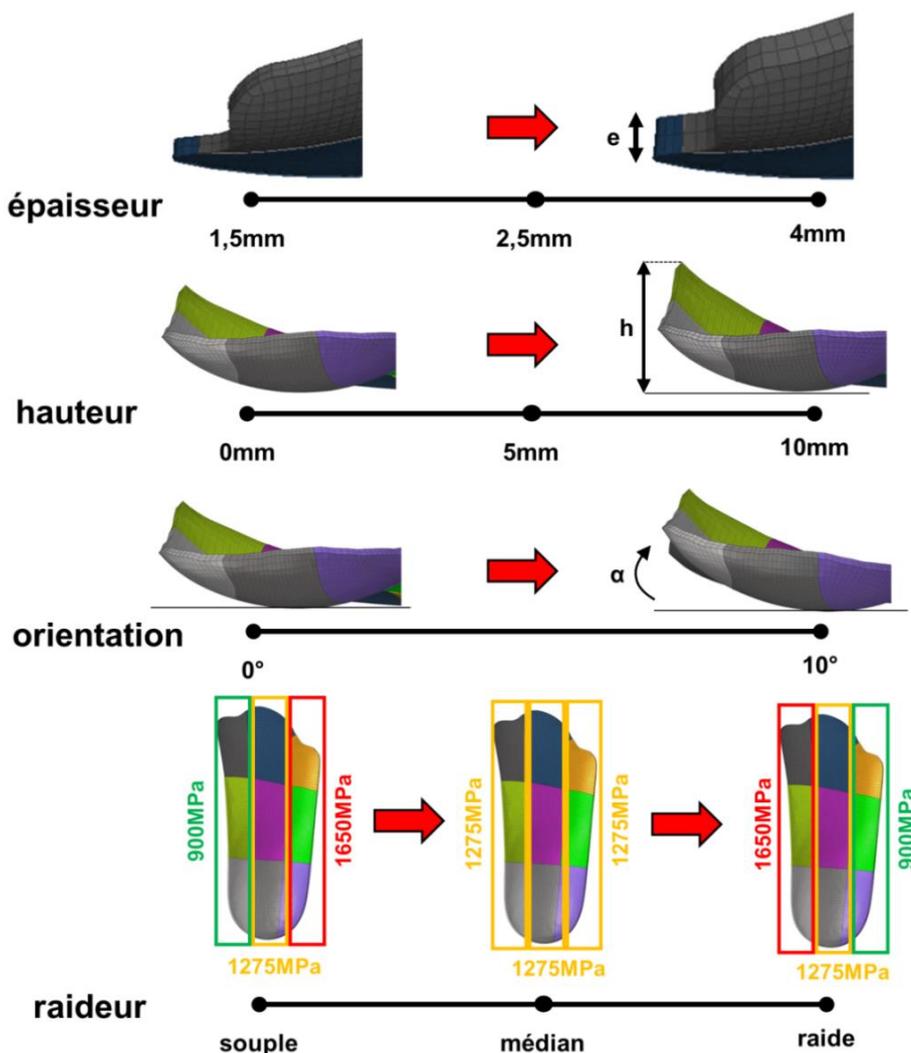


Figure 62 : Paramètres et plages de variation de la semelle retenus pour l'étude paramétrique

3.3.3.2. Modèle réduit

Dans la suite de cette partie une analyse de l'influence des différents paramétrages de semelle sur la modification ou non du comportement dynamique du pied est proposée.

Pour cela, nous avons choisi de réappliquer la méthodologie par réduction de modèle décrite dans le précédent chapitre à l'étude du traitement du pied plat. Ce choix nous a semblé dans un premier temps plus pertinent pour limiter le nombre de simulations tout en permettant d'apporter des informations quant à l'impact de la semelle sur un cas de déformation extrême. Nous avons ainsi réutilisé la base de données de modèle construite lors de l'étude précédente pour identifier une configuration de pied permettant de simuler ce comportement (faible hauteur naviculaire et déplacement médial de la ligne de charge). La configuration H3D_2222 représentatif d'un pied plat a ainsi été retenue pour la suite de ce travail.

Basé sur la modélisation de la marche avec semelle, un plan d'expérience de 15 simulations intégrant les quatre paramètres de la semelle et leur niveau de variation a été construit (Tableau 17). Les résultats de ce plan d'expérience nous ont ainsi permis d'extraire les critères dynamiques de trajectoire de la ligne de charge et de hauteur minimale du naviculaire que nous avons analysés à l'aide de la méthode de réduction de modèle précédemment détaillée. Un modèle prédictif a ainsi été développé pour l'étude de chacun de ces deux critères d'évaluation et validé avec deux nouvelles configurations de semelle. Enfin, les influences temporelles des différents paramètres sur ces critères ont été étudiées durant la première et la seconde moitié de la phase d'appui.

3.3.4. Résultats

L'ensemble des simulations ont été lancées sur une station de calcul à 2 processeurs Intel Xeon silver 4116 CPU 2.1GHz pour une durée de simulation d'environ 24heures.

3.3.4.1. Plan d'expérience

Les résultats du plan d'expérience relatifs aux critères de minimum de hauteur naviculaire et de maximum d'excursion latérale de la ligne de charge sont présentés dans le Tableau 17.

Les comportements dynamiques de ces critères sont respectivement représentés en Figure 63 a) et Figure 64 a). Afin de comparer les résultats entre ces simulations, le critère de hauteur naviculaire a été normalisé afin d'exclure l'impact de l'épaisseur de la semelle et de l'écrasement de la mousse.

Tableau 17 : Résultats du plan d'expérience de l'influence des paramètres semelles

Numéros des simulations	Paramètres				Critères	
	Hauteur (mm)	Épaisseur (mm)	Raideur voûte	Orientation (°)	mNh (mm)	MCPE (mm)
FO_0000	0	1.5	souple	0	31.19	8.53
FO_0010	0	1.5	médian	0	31.21	8.08
FO_0100	0	2.5	souple	0	31.68	8.84
FO_0111	0	2.5	médian	10	33.08	5.07
FO_0220	0	4	raide	0	32.74	10.62
FO_1001	5	1.5	souple	10	31.98	6.41
FO_1020	5	1.5	raide	0	31.57	8.99
FO_1110	5	2.5	médian	0	32.31	9.63
FO_1120	5	2.5	raide	0	32.39	9.56
FO_1200	5	4	souple	0	33.53	11.50
FO_2020	10	1.5	raide	0	31.77	8.42
FO_2110	10	2.5	médian	0	32.67	9.46
FO_2200	10	4	souple	0	34.20	9.73
FO_2220	10	4	raide	0	34.48	9.88
FO_2221	10	4	raide	10	35.42	11.60
P1	0	2.5	souple	0	32.52	10.70
P2	10	1.5	souple	0	31.6	8.57
min	0	1.5	souple	0	31.19	5.07
max	10	4	raide	10	35.42	11.59
Coefficient de corrélation (r)	/	/	/	/	0.49*	
Référence (sans semelle)	/	/	/	/	25.98	6.37

*p-value<0.01

mNh hauteur naviculaire minimale, MCPE Excursion maximale latérale du CdP

Les premières observations qui peuvent être faites de ces résultats montrent que les comportements dynamiques de la trajectoire du centre de pression et de la hauteur naviculaire sont assez proches. L'excursion de la ligne de charge apparaît néanmoins décalée latéralement par rapport à la ligne de charge de référence pour la quasi-totalité des configurations ici testées (MCPE > 6.37mm). Seule une configuration reporte un décalage plus médial (référence 0111 avec MCPE < 6.37mm). De manière similaire l'affaissement du naviculaire est sensiblement limité pour l'ensemble des simulations avec une amélioration de plus de 5mm. Par ailleurs pour ces deux critères les plages de variation obtenues sont relativement faibles (4.23mm pour la hauteur minimum du naviculaire et 6.52mm pour l'excursion maximale latérale). Par ailleurs une faible corrélation entre ces deux critères a été identifiée (r=0.49, p<0.001).

3.3.4.2. Influence des paramètres

Sur la hauteur naviculaire

Le modèle prédictif développé pour ce critère a été obtenu par une méthode d'interpolation POD-ARBF. L'utilisation de ce modèle réduit pour 2 configurations de semelle a permis de prédire les comportements de la hauteur de voûte minimale du pied plat avec une erreur de 4% ($RMSE_{P1}=0.196\text{mm}$ et $RMSE_{P2}=0.466\text{mm}$) en seulement quelques secondes (Figure 63 b)). Le minimum de hauteur de voûte sur l'ensemble de la phase d'appui a été déterminé avec un écart de 0.19mm (P1) et de 0.14mm (P2).

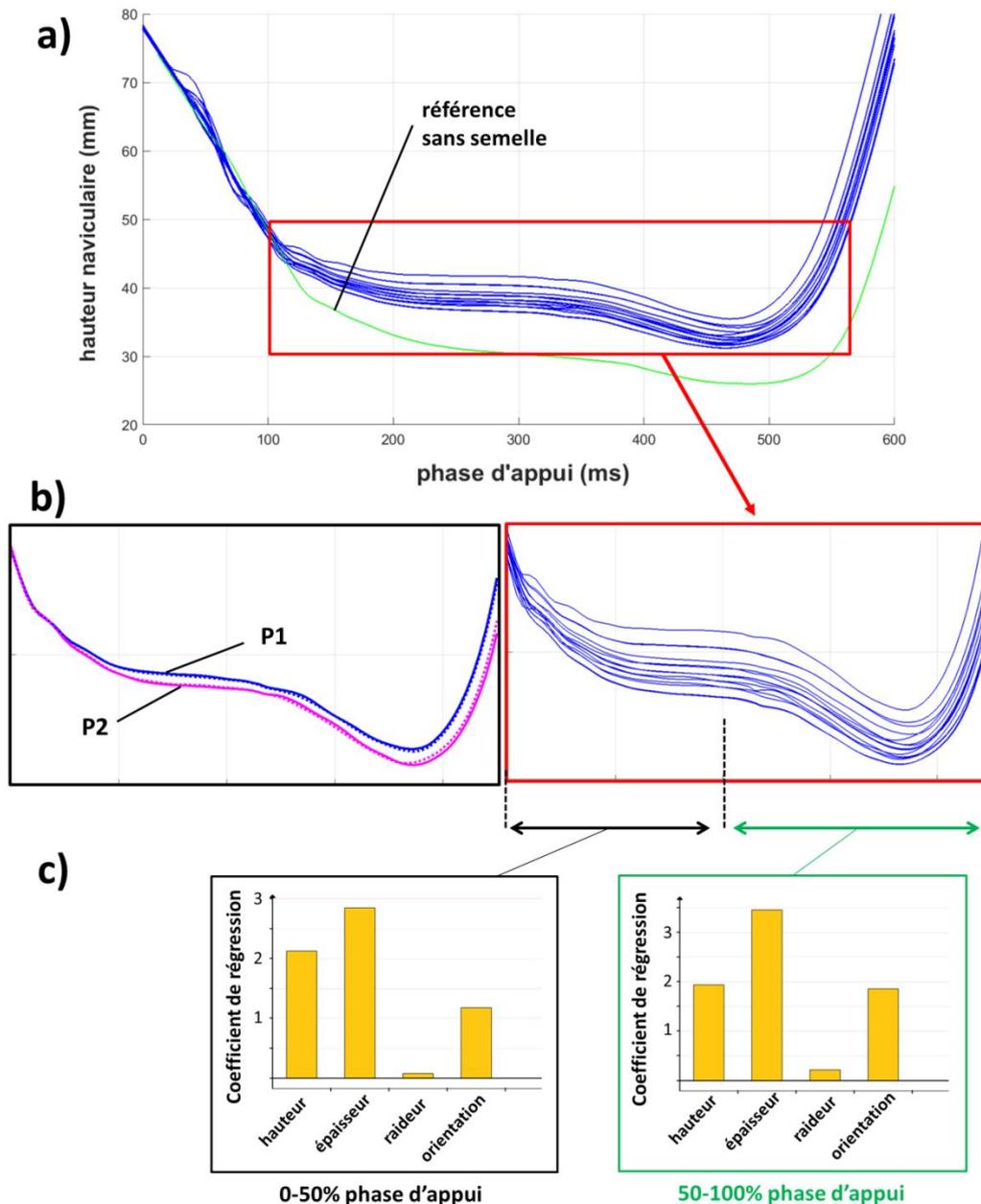


Figure 63 : Résultats du plan d'expérience pour le critère de hauteur naviculaire (a), résultats du modèle prédictif (lignes pleines) et simulé par éléments finis (lignes pointillées) de deux configurations de paramètres (b), analyse de l'influence des facteurs durant la première et la deuxième moitié de la phase d'appui (c)

D'après nos résultats, l'étude de sensibilité des paramètres révèle que la raideur de la semelle ne semble pas avoir d'effet significatif sur sa capacité à limiter l'effondrement de l'arche. Néanmoins les paramètres d'épaisseur, de hauteur puis d'orientation de l'arrière-pied apparaissent tous particulièrement influents (coefficients de régression linéaire compris entre 1 et 3, Figure 63 c) sur l'ensemble de la phase d'appui.

Sur la trajectoire du centre de pression

Nous avons utilisé pour l'étude de ce critère une méthode d'interpolation aux vecteurs propres POD krigeage linéaire. Cette méthode était en effet celle qui proposait le modèle prédictif le plus précis avec une erreur de prédiction des configurations P₁ et P₂ respectivement de 3.36% (RMSE_{P1}=0.415mm) et de 6% (RMSE_{P2}=0.602mm) par rapport à l'excursion totale. Les résultats de ce modèle prédictif sont présentés en Figure 64.

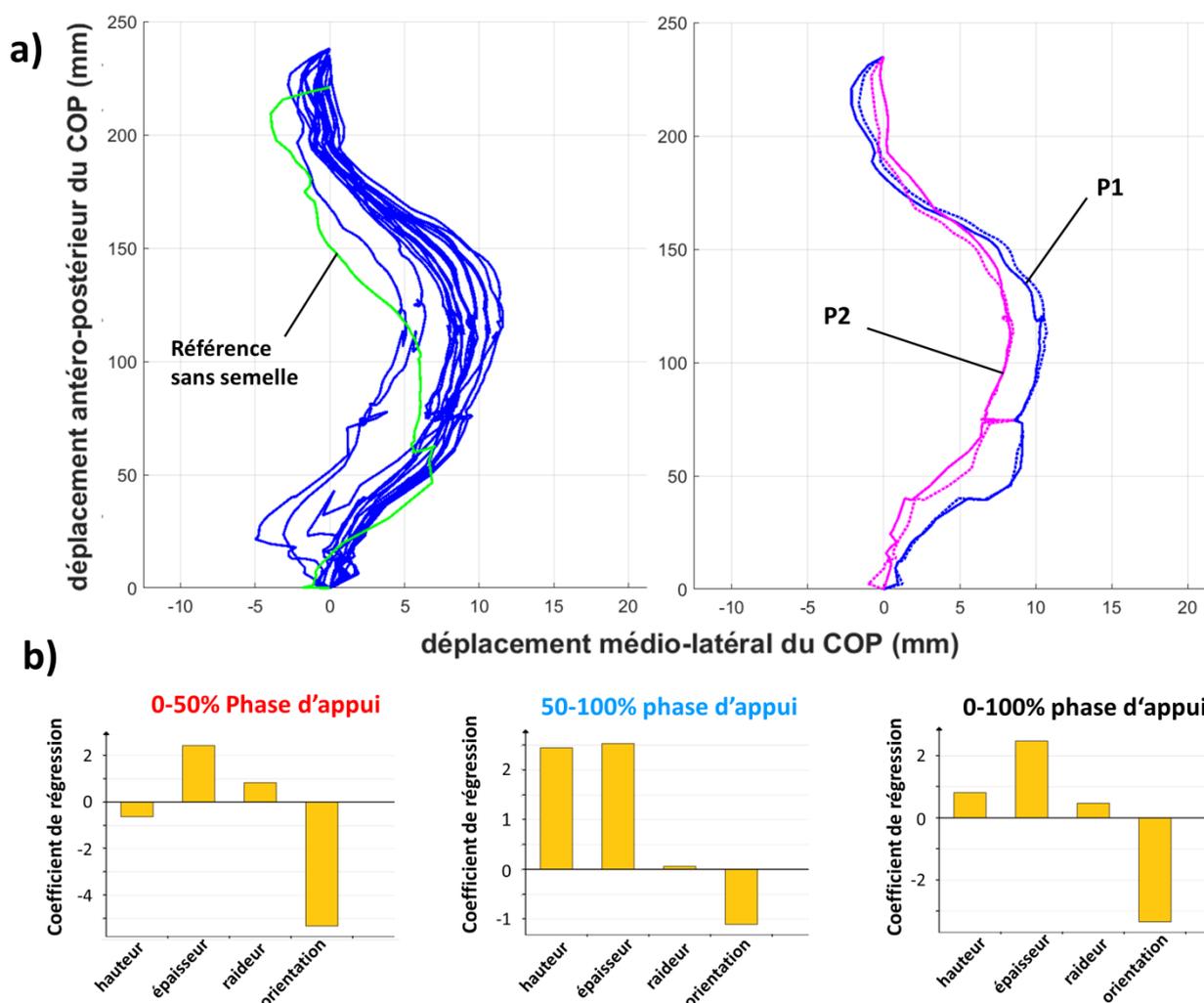


Figure 64 : Résultats du plan d'expérience pour le critère de ligne de charge (gauche) et résultats du modèle prédictif (lignes pleines) et simulé par éléments finis (lignes pointillées) de deux configurations de paramètres (droite) (a), analyse de l'influence des facteurs durant la totalité et la première et deuxième moitié de la phase d'appui (b)

L'analyse des coefficients de régression linéaire relatifs à l'influence de ces différents paramètres sur l'excursion de la ligne de marche montre un effet significatif et contradictoire. En effet, bien que le paramètre d'orientation du talon de la semelle apparaît être celui qui a le plus d'influence sur l'excursion de la trajectoire de la ligne de charge (0-50% et 0-100% de la phase d'appui), son effet est opposé à celui attendu, c'est-à-dire qu'il provoque un déplacement médial et non latéral du centre de pression. L'épaisseur agit quant à elle de manière positive sur l'excursion de la ligne de charge et est plus influente sur le déplacement latéral de la ligne de charge. Enfin, alors qu'aucun effet significatif n'a été déterminé pour le paramètre de raideur, la hauteur de voûte participe au déplacement médial de la ligne de charge durant la première moitié de la phase d'appui puis au déplacement latéral de manière plus marqué sur la fin de la phase d'appui.

3.3.4.3. Comportement de la semelle 3D

Une analyse des contraintes cumulées induites dans la semelle a été réalisée pour quatre configurations dont celles sensées être la plus souple et la plus rigide (Figure 65).

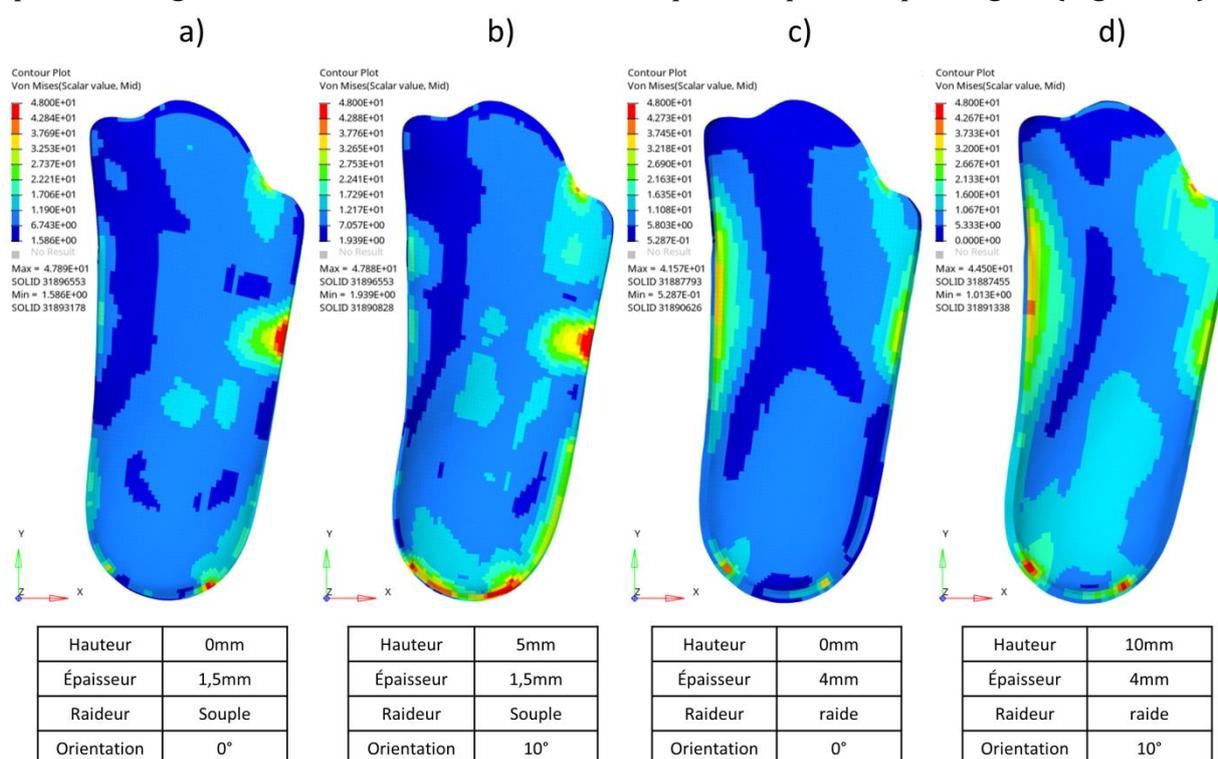


Figure 65 : Contraintes maximales relevées tout au long de la phase d'appui pour 4 combinaisons de paramètres de la semelle 3D

Nous pouvons tout d'abord remarquer qu'en fonction des configurations, les contraintes maximales ne sont pas localisées dans les mêmes zones de la semelle. Elles apparaissent au niveau de la voûte latérale pour une épaisseur de 1.5mm et des alvéoles ouvertes (Figure 65 a) et b)) et de la voûte médiale pour une épaisseur de 4mm et des alvéoles fermées (Figure 65 c) et d)). Ces deux pics de contraintes apparaissent par

ailleurs lors de la phase de propulsion. Le choix d'un maintien du talon par un corps rigide semble aussi influencer les niveaux de contraintes du talon où des pics sont localement observés.

3.3.5. Discussion

Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'influence de paramétrages d'une semelle 3D pour corriger le comportement dynamique d'un pied plat.

Plan d'expérience

Les premières combinaisons de paramètres utilisés montrent que le comportement dynamique du pied est sensiblement modifié par l'utilisation d'une semelle quelque soit son niveau de paramétrage. Ces résultats apparaissent néanmoins assez peu variables au vues des configurations ici testées. Ceci peut s'expliquer par le comportement extrême de pied plat, le nombre limité de configurations de paramètres qui ont été simulées, mais aussi par certaines hypothèses de modélisation qui contraignent le modèle et peuvent limiter certains mécanismes fonctionnels (mouvement médio-latéral du genou limité par la condition de fixation, fixation de l'arrière du talon, interface de contact). Par ailleurs ces premiers résultats ne reflètent que certaines configurations de paramètres et ne sont pour l'instant pas représentatifs de l'ensemble des possibilités envisageables. Ceci est particulièrement le cas du paramètre de raideur qui dans nos conditions de simulation est réparti suivant seulement 3 configurations sur les 9 zones disponibles. Ce choix qui nous a semblé dans un premier temps pertinent pour limiter ou accentuer la raideur de voûte peut finalement s'avérer trop restrictif. D'autres configurations de répartition de la raideur parmi les 9 zones devraient être simulées pour valider cette hypothèse notamment en rigidifiant la semelle suivant un axe médio-latéral pour stabiliser le comportement de la structure.

Choix des critères d'évaluation

La ligne de charge n'apparaît pas dans nos conditions expérimentales comme un critère suffisamment pertinent pour évaluer l'effet d'une semelle sur le comportement dynamique du pied contrairement à ce qui a pu être proposé ailleurs (Aboutorabi et al. 2015). En effet, défini à partir des pics de pression au sol et de leur répartition spatiale, ce critère représente donc l'interaction de la semelle, et non plus du pied, avec le sol. Dans notre cas la semelle 3D présente une architecture générale qui lui confère des surfaces de contact au sol réduites et concentrées localement au niveau du talon et des têtes métatarsiennes. Ainsi, la trajectoire du centre de pression se trouve construite à partir d'un nombre limité d'informations spatiales, la semelle agissant comme un filtre. Bien qu'une mousse ait été introduite pour augmenter cette surface, son rôle est questionné. De plus, du fait du rôle compensatoire des paramètres appliqués à la voûte médiale pour rééquilibrer les moments de force et pousser latéralement le centre de pression, cette zone apparaît par conséquent plus rigide et donc plus sollicitée dans le cas du pied plat, ce qui induit des pics de pression plus importants et inversement proportionnels à

l'affaissement de la voûte. L'analyse de la trajectoire de la ligne de pression apparaît ainsi faussée puisque médialement déviée au niveau de l'arrière pied dans le cas d'un pied plat corrigé. De plus l'orientation du talon confère lors de la phase d'attaque un appui de la semelle sur sa bande latérale externe qui par déformation avec l'augmentation de la charge a tendance à se recentrer dans l'axe de la semelle et donc à dévier médialement la ligne de charge. Dans notre condition de simulation, le critère de trajectoire de la ligne de pression est par ailleurs faiblement corrélé au critère de hauteur naviculaire ($r=0.49$), son analyse dans le cas de l'évaluation du comportement d'une semelle doit donc nécessiter une plus grande attention de la part de l'examineur afin d'identifier les mécanismes en action au vu de la forme de la semelle et de l'objectif du traitement.

Le critère de hauteur naviculaire normalisée par l'épaisseur de la semelle apparaît significativement modifié par la semelle. Les valeurs obtenues traduisent une influence importante de la semelle même avec peu de corrections. Ceci peut s'expliquer à la fois par la stabilisation du talon limitant l'effet de pronation du pied mais aussi par une plus grande surface de contact limitant l'intensité de la sollicitation des tissus plantaires et donc leur déformation.

Ces résultats nous amènent à nous poser la question du choix et de la pertinence des critères dynamiques utilisés pour évaluer le rôle de la semelle. De nouveaux critères tels que les contraintes dans les tissus (pics de pression, contraintes dans les articulations) pourraient par exemple être utilisés pour compléter cette analyse.

Influence des paramètres

Cette analyse nous informe surtout de l'influence temporelle et indépendante des différents paramètres de la semelle sur le comportement dynamique du pied. Ainsi, l'épaisseur et la hauteur de voûte ont un effet prédominant sur l'ensemble de la phase d'appui pour le critère de hauteur naviculaire minimum et lors de la deuxième partie de la phase d'appui, qui correspond à la période de montée en charge sur l'avant-pied, pour les critères de trajectoire du centre de pression. Ceci se traduit dans le cas du pied plat par une augmentation de la sollicitation de la voûte plantaire et un déplacement des appuis sur les premières têtes métatarsiennes. Lors de la première moitié de cette phase d'appui, la majorité de la charge est concentrée sur l'arrière-pied, ce qui dans le cas du pied plat flexible a pour conséquence d'enclencher un mouvement d'éversion de l'articulation sous-talienne et un déplacement médial du talus. L'utilisation d'un coin postérieur ou l'orientation du talon s'avèrent alors plus influents durant cette période pour limiter le mouvement de pronation de l'arrière-pied (trajectoire du CdP).

La validation des résultats obtenus pourra être envisagée au travers d'une étude expérimentale sur sujets volontaires. Cette étude devra permettre d'évaluer, pour une semelle donnée, l'ensemble du processus de modélisation de l'appui plantaire avec semelle depuis la personnalisation du modèle de pied, à partir des résultats du premier modèle, jusqu'à l'adaptation par morphing de la semelle et l'évaluation de son paramétrage de la semelle.

Outil de prédiction

Les résultats recueillis durant cette étude sont prometteurs pour la mise en place d'un outil de prédiction du comportement du paramétrage de semelle sur le comportement dynamique du pied. La prédiction de deux configurations aléatoires a en effet été déterminée en temps réel avec pour les deux critères une précision inférieure à 6% d'erreur. Cette première base d'apprentissage est néanmoins limitée à 15 simulations et devra être complétée avec l'intégration de nouvelles combinaisons de paramètres et de nouveaux comportements de pieds pour étendre l'espace de réponse et ainsi fiabiliser la prédiction du modèle. Il semble par ailleurs utile de pouvoir intégrer dans ce modèle les possibles interactions des paramètres entre eux lors du choix de la configuration de semelle, plusieurs jeux de paramètres pouvant, suivant le critère utilisé, induire un comportement identique de la semelle. Pour cela, la combinaison au sein d'un même modèle prédictif de plusieurs critères d'évaluation dynamiques (CdP, hauteur naviculaire, pics de pression plantaire...), qui s'avèrent être complémentaires pour décrire un même phénomène physique (comportement dynamique du pied), pourrait permettre d'améliorer la fiabilité de la prédiction du comportement du pied. Dans ce cas, il sera nécessaire d'intégrer à ce modèle une fonction d'évaluation permettant de hiérarchiser l'importance donnée aux valeurs de ces paramètres par rapport aux critères d'évaluations définis. Par exemple, dans le cas où l'on souhaiterait minimiser le mouvement d'éversion de l'arrière pied tout en minimisant l'intensité de pression exercée sur la voûte plantaire, les critères d'épaisseur et d'orientation de l'arrière pied devront être privilégiés par rapport à l'augmentation de la hauteur de voûte pour un comportement souhaité identique.

Comportement de la semelle

Le comportement du pied est modifié par les choix de paramètres de la semelle, mais le comportement de cette dernière en est aussi modifié. Des contraintes importantes ont été relevées au niveau de la voûte, ses paramètres impactent le mouvement du pied, ce qui confirme leur influence. Ces résultats démontrent l'effet de structure de la semelle et son rôle d'accompagnement de la déformation du pied lors de la charge. La semelle garde ainsi une certaine souplesse, ce qui est plutôt bénéfique car une rigidité trop importante est un facteur de douleur supplémentaire (Andre S. Salles and Gyi 2013). Néanmoins l'effet neuro-sensitif par stimulation des mécano-récepteurs plantaire n'est ici pas étudié.

Analyse inverse

Enfin comme précédemment évoquée, la capacité d'optimisation par analyse inverse de ce modèle offrirait un outil supplémentaire pour prédire un jeu de paramètres de la semelle qui soit le plus performant pour répondre à un objectif thérapeutique défini. La fiabilité des réponses ainsi proposées sera principalement limitée par la personnalisation et la précision des modèles utilisés. De plus la perspective d'utilisation et d'acceptation de ce dernier outil s'avère sujette à débat puisqu'il serait potentiellement perçu par les professionnels de santé comme un outil concurrentiel à leur prise de décision même si les solutions proposées se révèlent être plus efficaces pour le patient.

Conclusion et perspectives

Bien que généralement prescrites et acceptées, la conception et la fabrication de semelles est régie par une approche empirique essentiellement basée sur l'expérience de l'Homme de l'art et des concepts théoriques. Pour cette raison l'évaluation de leur effet est difficilement quantifiable et se confronte à de nombreuses variabilités (profils pathologiques des patients, définition des plans d'appareillage, conception et fabrication de la solution) qui rendent l'établissement d'un consensus très difficile.

De ce constat nous est venue l'idée d'associer à une solution de semelle imprimée 3D, qui offre une certaine normalisation des processus de conception et de fabrication, des outils de simulations et d'optimisation numériques, avec pour objectif de pouvoir évaluer l'influence de cette semelle sur le déroulé du pas et ainsi contribuer, par une meilleure compréhension des mécanismes fonctionnels en jeu, à l'amélioration de sa conception et donc de la prise en charge du patient.

L'intérêt étant alors de proposer un outil qui puisse accompagner en temps réel le podologue dans la conception d'une semelle 3D qui réponde au mieux à son objectif thérapeutique.

La constitution d'un tel outil nécessite cependant d'y intégrer deux paramètres essentiels. Le premier est pour le podologue de pouvoir reproduire numériquement le comportement pathologique du pied de son patient. Le second est, à partir de l'identification de ce comportement personnalisé et de la définition par le podologue de son plan d'appareillage, de pouvoir lui proposer une visualisation en temps réel du rôle de sa semelle sur son patient. La mise en place d'un tel outil nous a ainsi amené à nous questionner en introduction sur plusieurs points :

- Quelles sont les caractéristiques fonctionnelles de pieds dits pathologiques qui nécessitent des semelles et quels sont les critères objectifs les plus pertinents permettant de les distinguer et donc d'évaluer l'efficacité de potentielles solutions thérapeutiques ?
- Comment traduire numériquement ces comportements pathologiques de manière à pouvoir évaluer leur impact durant la phase d'appui plantaire ?
- Quel est l'effet d'un plan d'appareillage défini de semelles à dominantes biomécaniques sur le déroulé du pas du patient et répond-il précisément au besoin thérapeutique exprimé initialement ?

Afin de répondre à ces questions, nous avons dans un premier temps étudié les mécanismes fonctionnels et les comportements pathologiques du pied durant la marche. Basé sur ces informations et sur la définition de critères d'évaluations, un modèle paramétrable de pied a été développé avec pour objectif de simuler numériquement une large gamme de comportements pathologiques de pieds lors de la marche. Enfin, partant de ces simulations et du fait de la très grande variabilité des pieds, mais aussi de

configurations de semelles potentiellement réalisables avec la 3D, une méthodologie permettant de prédire l'influence d'une configuration de semelle sur un type de pied a été développée avec pour objectif de proposer des solutions en temps réel.

Le pied, sa posture et son comportement dynamique sain et pathologique

Pour répondre à cette première question, nous nous sommes intéressés au pied autant dans son anatomie que dans ses mécanismes fonctionnels et lésionnels lors de la dynamique de marche. La principale information que nous en retenons est l'extrême variabilité des comportements de pied qui peuvent être trouvés dans la population et dont les mécanismes ne sont pas encore entièrement compris. Il s'avère notamment que des déformations structurelles (affaissement ou rigidité de la voûte médiale, mobilité articulaire) à l'origine des types de pieds pouvant être qualifiés de pieds plats ou creux présentent des caractéristiques anatomiques et fonctionnelles propices au développement de nombreuses pathologies. Ces particularités ont spécifiquement fait l'objet du développement de critères à la fois statiques et dynamiques permettant de les distinguer et de les classer selon leur sévérité.

De l'étude de ces critères d'évaluation, il ressort avant tout que la relation entre la posture statique et le comportement dynamique du pied ne semble pas triviale. Certaines caractéristiques dynamiques comme la localisation des pics de pression au sol au travers de l'étude de la ligne de charge ou bien l'affaissement de l'arche plantaire peuvent néanmoins apporter des informations quant au comportement pathologique du pied. L'analyse de la dynamique et des contraintes engendrées dans le pied lors de la marche pathologique apparaissent donc prévaloir sur une analyse statique et notamment sur la manière de définir un plan d'appareillage adapté à ces particularités.

La modélisation dynamique du pied et de ses comportements pathologiques

De nombreuses formes de pieds sont présentes dans la population avec des différences structurelles et fonctionnelles qui compliquent leur étude et leur identification. La représentation de l'ensemble de ces comportements à l'aide de modèles numériques est à ce jour difficilement réalisable du fait des temps de développement, de simulation et de validation nécessaires.

Pour cette raison, un modèle générique par éléments finis de pied paramétrable en condition dynamique de marche est dans un premier temps proposé. Sa composition simplifiée en termes de structures anatomiques et de pilotage des conditions de chargement par des activateurs permet de réaliser une simulation rapide et normalisée de la phase d'appui plantaire, et ce de manière continue. La validation de son comportement dynamique a été réalisée en comparant les critères dynamiques de cinématique dans le plan sagittal et des pics de pression au sol avec des données provenant de la littérature.

Dans un deuxième temps, une étude paramétrique de ce modèle comprenant 30 simulations a été réalisée grâce à l'identification de quatre paramètres variables du modèle directement reliés aux conditions pathologiques du pied lors de la marche. Ces simulations ont permis l'obtention d'une large gamme de comportements dynamiques de pied en termes de hauteur naviculaire et de trajectoire de la ligne de pression. Parce que l'analyse de ces résultats ne permet d'obtenir qu'un nombre limité de comportements de pied différents, une méthode par réduction de modèle a été appliquée à ces premiers résultats et un modèle prédictif de l'influence de ces paramètres sur la trajectoire de la ligne de pression est proposé. Ce modèle, validé avec 4 configurations de paramètres aléatoirement choisies, permet en effet de prédire, en 1 seconde environ et pour une erreur moyenne de 3%, la trajectoire du centre de pression du modèle éléments finis, peu importe la combinaison de paramètres choisis. En complément de ce modèle, une analyse de sensibilité temporelle a permis d'identifier le rôle prépondérant des paramètres de position de l'articulation sous-talienne et de mobilité de l'articulation médio-tarsienne sur la modification du comportement dynamique du pied.

Ces résultats permettent donc de disposer d'une large gamme de comportements de pieds dynamiques pour lesquels il sera possible d'étudier l'influence d'une semelle.

La prédiction numérique de l'effet d'une semelle 3D sur le pied

Afin de pouvoir étudier numériquement le comportement dynamique de la semelle 3D, nous avons dans un premier temps réalisé des essais de caractérisation mécanique et identifié les paramètres de la loi de comportement du matériau PA12 utilisé pour l'impression. Parallèlement, les avantages en termes de réduction de la douleur et de l'inconfort ainsi qu'un meilleur soutien de voûte permettant la répartition des pics de pression du talon vers le médio-pied et enfin une amélioration de l'équilibre médio-latéral, ont été révélés par une étude clinique menée avec cette solution chez 35 participants souffrant de douleurs plantaires. Ces résultats confirment donc que des semelles par impression 3D sont une alternative réaliste aux semelles traditionnelles.

Dans un deuxième temps, un modèle par éléments finis de cette semelle est proposé. Sa définition simplifiée permet de faire varier un nombre réduit de 4 paramètres identifiés comme étant les principaux contributeurs au comportement de la structure et donc à son efficacité pour contenir les déformations pathologiques du pied. Couplé à un modèle dynamique de pied plat provenant de l'étude précédente, l'effet de cette semelle sur la modification de la trajectoire du centre de pression et de la hauteur naviculaire de ce pied a été évalué dynamiquement à l'aide de notre outil de réduction de modèle et de la construction d'un plan d'expérience de 15 simulations. La stratégie de simulation dynamique précédemment développée permet ainsi de garantir des conditions de chargement homogène en fonction des différentes solutions de semelle.

Les modèles prédictifs établis à partir de ces simulations ont démontré une bonne précision dans leur capacité de prédiction de la hauteur naviculaire et de la trajectoire de la ligne de pression dans nos conditions de simulations avec semelle. Néanmoins ce dernier critère apparaît plus fortement lié à la forme et au comportement de la semelle

qu'au comportement dynamique du pied, ce qui en limite son utilisation pour évaluer l'impact d'une correction apportée.

L'analyse de sensibilité menée sur ces 4 paramètres a par ailleurs démontré l'importance de la hauteur de voûte médiale et de l'épaisseur dans la modification des critères d'évaluation alors que le paramètre de raideur dans les configurations ici testées ne montre pas d'effets significatifs. L'orientation de l'arrière-pied s'avère elle aussi positivement corrélée dans une moindre mesure à la limitation de l'affaissement de la voûte plantaire, mais induit un déplacement médio-latéral du CdP, contraire à ce qui était attendu, mais s'expliquant par un comportement de la semelle décorrélié du comportement réel du pied. Ainsi la forme de la semelle a un impact important sur son comportement dynamique et doit donc être prise en compte notamment lors de la réalisation de l'empreinte.

Nous avons au travers de ce travail démontré la faisabilité de l'utilisation d'outils d'apprentissage couplé à des résultats de simulations par éléments finis de l'appui plantaire pour prédire le comportement dynamique du pied qu'il soit influencé par ses propriétés structurelles ou par une configuration de semelle donnée.

À ce stade seule une première partie de la base d'apprentissage de l'outil d'aide à la conception de semelle a été développée. Celle-ci n'intègre pour le moment qu'une seule configuration de pied (extrême plat) et un nombre limité de paramètres de la semelle. Au regard de ces premiers résultats, l'amélioration de la base d'apprentissage existante par l'augmentation du **nombre de configurations simulées** (types de pieds et de paramétrages de la semelle) sera à court terme une avancée probante afin de fiabiliser le modèle prédictif et ainsi mettre en place l'outil d'aide à la conception utilisable en pratique clinique.

Par ailleurs un certain nombre d'améliorations sont envisageables à plus long terme à partir de ce modèle et par l'application de ces méthodes.

Vers une base d'apprentissage complète et robuste

Cette étude pourrait être complétée par l'intégration de **nouveaux de paramètres au modèle** ayant une influence notable sur le comportement de la semelle. Parmi ceux-ci, on peut noter la variation du poids du patient qui a été fixé ici, car influençant à la fois le comportement dynamique du pied et les contraintes sur la semelle ou l'orientation du talon de la semelle en valgus. Il est par ailleurs important d'avoir à l'esprit que chaque paramètre ajouté induit nécessairement un nombre important de simulations supplémentaires nécessaires à l'agrandissement de la base d'apprentissage et donc à l'obtention d'un modèle prédictif robuste.

Consécutivement aux résultats obtenus, le choix du critère d'évaluation s'avère d'une importance primordiale. Il doit en effet être capable de discriminer de manière fiable le phénomène physique qui souhaite être étudié. Il peut ainsi être souhaitable d'introduire de **nouveaux critères d'évaluation** tels que les pics de pression plantaire ou des contraintes articulaires afin d'avoir une vision plus large de l'impact biomécanique des paramètres étudiés et ainsi pouvoir adapter la conception de la semelle en fonction des besoins thérapeutiques. La **combinaison de ces différents critères** d'évaluation au

sein d'un seul et même modèle prédictif offrirait au podologue, à partir de la définition d'une fonction d'évaluation, la possibilité de hiérarchiser l'importance qu'il souhaite donner à chacun de ces critères et ainsi contrôler plus finement la configuration et donc le comportement de la semelle.

Appliqué à l'étude du comportement dynamique du pied et d'une semelle 3D, nous avons ici mis en évidence l'intérêt et l'efficacité des méthodes par réduction de modèle et interpolation appliqués à l'analyse de résultats de simulations par éléments finis. Celles-ci permettent en effet à partir de l'analyse de résultats présents dans une base d'apprentissage de prédire, soit à partir de paramètres variables du modèle (paramètre physiologique du pied, paramètres semelle) leur influence sur un critère d'évaluation dynamique (ligne de charge, hauteur naviculaire) soit, par des algorithmes d'optimisation par analyse inverse, à prédire à partir d'un critère d'évaluation expérimentale dynamique défini les paramètres du modèle FEA permettant de reproduire ce comportement. Cette méthodologie présente par ailleurs plusieurs avantages tels qu'une grande rapidité de prédiction et d'analyse (quelques secondes) pour une bonne précision du résultat prédit. Il convient toutefois de garder à l'esprit que ce sont des méthodes numériques d'analyse de bases de données et que les résultats prédits sont entièrement dépendants des résultats de la base d'apprentissage, que ce soit en termes de taille et d'homogénéité de l'espace des réponses, de la capacité du critère d'évaluation choisit pour représenter le phénomène étudié et de la précision du modèle éléments finis de référence.

De prime abord, les techniques, méthodes et modèles présentés dans ce travail pourraient inquiéter tout professionnel de santé qui verrait dans ces outils une perte d'indépendance vis-à-vis de sa pratique professionnelle. Il convient alors de préciser que comme tout outil d'aide à la décision, les résultats proposés restent entièrement dépendants des informations (objectifs thérapeutiques, paramétrages de la semelle, définition du patient) saisies par le professionnel, qu'il peut ainsi à tout moment adapter ou modifier. La vocation de ces outils reste ainsi d'offrir un accompagnement dans la définition d'un plan d'appareillage qui corresponde à son objectif thérapeutique tout en permettant d'appréhender des concepts mécaniques complexes.

Vers un modèle de pied optimisé et personnalisé

Par ailleurs il convient de noter les simplifications liées aux nombreuses variabilités interindividuelles tant dans la représentation des structures ligamentaires, musculaires et articulaires, la définition des propriétés matériaux, que dans les conditions de chargement provenant de la littérature et qui ont été intégrés au modèle pour pouvoir simuler dynamiquement la phase de marche. Bien que ces choix limitent le degré de précision de ce modèle, cette stratégie a été délibérément mise en place afin de pouvoir créer un modèle générique, facilement paramétrable, qui ne soit donc pas contraint par la structure anatomique propre à un modèle spécifique (morphologie osseuse contraignant les mouvements articulaires, activité musculaire...) et qui puisse pour un temps de calcul réduit simuler de nombreux comportements pathologiques lors de la marche. Ces simplifications permettent notamment de limiter le nombre de paramètres variables du modèle en s'affranchissant de l'influence de certaines structures

dont les propriétés restent encore mal connues. Les résultats obtenus montrent que cette représentation apparaît suffisante pour obtenir un comportement dynamique du pied qui soit réaliste. Toutefois, cette stratégie limite l'obtention de certaines configurations extrêmes pouvant être rencontrées en cabinet et ayant principalement pour origines une **déformation articulaire plus ou moins irréductible** (modification de l'organisation articulaire en décharge typique des pieds creux et plats rigides). La représentation de ces déformations par des outils de morphing ou la modélisation de **structures anatomiques supplémentaires** pourront faire l'objet d'une future évolution du modèle pour lui permettre d'élargir sa gamme de comportements pathologiques.

L'utilisation d'un modèle générique donc non personnalisé rend par ailleurs la validation de son comportement de manière expérimentale particulièrement compliqué puisque nécessitant à la fois une adaptation des conditions de chargement, mais aussi de la géométrie générale du pied. Néanmoins l'ensemble du processus d'aide à la conception de semelle pourrait faire l'objet d'une étude sur sujet volontaire consistant à évaluer la prédiction du comportement de la semelle.

Vers un modèle de pied intelligent

Comme nous l'avons mentionné lors de la présentation des choix de modélisation, l'influence de l'activité musculaire active et passive n'est représentée qu'au travers de la définition en termes de mobilité et de raideur des complexes articulaires. Cette approche a notamment été choisie afin de s'affranchir de nombreuses variabilités, liées à la fois à leur modélisation, mais aussi à leurs modes d'activations (fonctions temporelles de force maximale) qui apparaissent associés aux différents comportements pathologiques du pied et qui rendent leur intégration dans un modèle générique paramétrable particulièrement compliqué. Bien que dans ce travail se soit principalement concentré sur l'aspect structurel passif du pied, la réponse musculaire induite par le port d'une semelle n'a pas été prise en compte. Cet aspect est particulièrement abordé dans le domaine de la posturologie où la conception de semelles orthopédiques vise à stimuler localement les zones plantaires afin d'actionner certains récepteurs sensitifs et ainsi permettre, par une réaction musculaire, de rééquilibrer une posture ou une fonction. Une des évolutions possibles de notre modèle serait alors d'intégrer ces **effets musculaires actifs** au travers de **boucles réflexe** (Salin et al. 2016) avec pour effet de rendre le modèle plus sensible aux conditions de chargement, mais aussi à l'influence d'une semelle.

Vers de nouvelles applications

Appliquée à la prédiction du comportement dynamique de modèles éléments finis ces méthodes par réduction de modèle et interpolation sont très prometteuses. Outre la marche qui a été étudiée dans ce travail, ce modèle par sa stratégie de conception et de mise en charge dynamique offre des possibilités d'utilisation dans des **conditions de sollicitation variées** (activités sportives, course à pied, étude de la marche chez les sujets amputés) ou pour l'évaluation de **nouveaux dispositifs de semelles, de prothèses ou de chaussure**.

Basées sur l'exploitation de données expérimentales, ces méthodes et outils d'optimisation proposés dans ce travail (modèles réduits, analyse inverse, morphing) ouvrent par ailleurs des perspectives de **personnalisation rapide et précise de modèles éléments finis** permettant ainsi d'aider à la compréhension de certains mécanismes lésionnels.

Enfin, cette démarche pourrait tout aussi bien s'appliquer au développement d'outils d'aide à la conception pour de **nombreuses solutions technologiques** devant répondre à des contraintes biomécaniques et nécessitant du sur-mesure. Parmi ces applications potentielles, nous pouvons noter l'aide au développement de prothèses, d'orthèses, d'implants chirurgicaux (dentaire, cochléaire, orthopédiques...), les traitements d'orthodontie, de produits sportifs ou de protection individuels.

Références

- Aboutorabi, Atefe, Mokhtar Arazpour, Stephen William Hutchins, Sarah Curran, and Maryam Maleki. 2015. "The Efficacy of Foot Orthoses on Alteration to Center of Pressure Displacement in Subjects with Flat and Normal Feet: A Literature Review." *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 10 (6): 439–44. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.913716>.
- Ahanchian, Nafiseh, Christopher J. Nester, David Howard, Lei Ren, and Daniel Parker. 2017. "Estimating the Material Properties of Heel Pad Sub-Layers Using Inverse Finite Element Analysis." *Medical Engineering & Physics* 40 (February): 11–19. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.11.003>.
- Akrami, Mohammad, Zhihui Qian, Zhemin Zou, David Howard, Chris J. Nester, and Lei Ren. 2017. "Subject-Specific Finite Element Modelling of the Human Foot Complex during Walking: Sensitivity Analysis of Material Properties, Boundary and Loading Conditions." *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, November. <https://doi.org/10.1007/s10237-017-0978-3>.
- Aminian, Arash, and Bruce J. Sangeorzan. 2008. "The Anatomy of Cavus Foot Deformity." *Foot and Ankle Clinics, Cavovarus Foot*, 13 (2): 191–98. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2008.01.004>.
- Andrews, Michelle, Frank R. Noyes, Timothy E. Hewett, and Thomas P. Andriacchi. 1996. "Lower Limb Alignment and Foot Angle Are Related to Stance Phase Knee Adduction in Normal Subjects: A Critical Analysis of the Reliability of Gait Analysis Data." *Journal of Orthopaedic Research* 14 (2): 289–95. <https://doi.org/10.1002/jor.1100140218>.
- Angin, Salih, Gillian Crofts, Karen J. Mickle, and Christopher J. Nester. 2014. "Ultrasound Evaluation of Foot Muscles and Plantar Fascia in Pes Planus." *Gait & Posture* 40 (1): 48–52. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.008>.
- Angin, Salih, Karen J. Mickle, and Christopher J. Nester. 2018. "Contributions of Foot Muscles and Plantar Fascia Morphology to Foot Posture." *Gait & Posture* 61 (March): 238–42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.022>.
- Arndt, A., P. Wolf, A. Liu, C. Nester, A. Stacoff, R. Jones, P. Lundgren, and A. Lundberg. 2007. "Intrinsic Foot Kinematics Measured in Vivo during the Stance Phase of Slow Running." *Journal of Biomechanics* 40 (12): 2672–78. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.009>.
- ASTM international. 1999. "Standard Test Method for Shock Attenuating Properties of Materials Systems for Athletic Footwear (ASTM F 1614 – 99)."
- Athanasiou, K. A., G. T. Liu, L. A. Lavery, D. R. Lanctot, and R. C. Schenck. 1998. "Biomechanical Topography of Human Articular Cartilage in the First Metatarsophalangeal Joint." *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 348(March): 269–81.
- Ball, Kevin Arthur, and Margaret J. Afheldt. 2002a. "Evolution of Foot Orthotics—part 2: Research Reshapes Long-Standing Theory." *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 25 (2): 125–34. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.121416>.

- . 2002b. “Evolution of Foot Orthotics—part 1: Coherent Theory or Coherent Practice?” *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 25 (2): 116–24. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.121415>.
- Balsdon, Megan E. R., Kristen M. Bushey, Colin E. Dombroski, Marie-Eve LeBel, and Thomas R. Jenkyn. 2016. “Medial Longitudinal Arch Angle Presents Significant Differences Between Foot Types: A Biplane Fluoroscopy Study.” *Journal of Biomechanical Engineering* 138 (10): 101007-101007–6. <https://doi.org/10.1115/1.4034463>.
- Banwell, Helen A., Shylie Mackintosh, and Dominic Thewlis. 2014. “Foot Orthoses for Adults with Flexible Pes Planus: A Systematic Review.” *Journal of Foot and Ankle Research* 7 (1): 23. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-23>.
- Barnes, A., J. Wheat, and C. Milner. 2008. “Association between Foot Type and Tibial Stress Injuries: A Systematic Review.” *British Journal of Sports Medicine* 42 (2): 93–98. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.036533>.
- Behforootan, Sara, Panagiotis Chatzistergos, Roozbeh Naemi, and Nachiappan Chockalingam. 2017. “Finite Element Modelling of the Foot for Clinical Application: A Systematic Review.” *Medical Engineering & Physics* 39 (January): 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.10.011>.
- Bennett, P. J., C. Patterson, S. Wearing, and T. Baglioni. 1998. “Development and Validation of a Questionnaire Designed to Measure Foot-Health Status.” *Journal of the American Podiatric Medical Association* 88 (9): 419–28. <https://doi.org/10.7547/87507315-88-9-419>.
- Bensussan, Denis, and Jacques Nicolas. 1983. *Harmonie et Dysalgie Par La Podothérapie*. édité par les auteurs.
- Bhatia, Gurpreet Singh, and Geeta Arora. 2016. “Radial Basis Function Methods for Solving Partial Differential Equations-A Review.” *Indian Journal of Science and Technology* 9. <https://doi.org/10.17485/ijst/2016/v9i45/105079>.
- Blackwood, C. Brian, Tracy J. Yuen, Bruce J. Sangeorzan, and William R. Ledoux. 2005. “The Midtarsal Joint Locking Mechanism.” *Foot & Ankle International* 26 (12): 1074–80. <https://doi.org/10.1177/107110070502601213>.
- Bolgia, Lori A., and Terry R. Malone. 2004. “Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice.” *Journal of Athletic Training* 39 (1): 77–82.
- Brockett, Claire L., and Graham J. Chapman. 2016. “Biomechanics of the Ankle.” *Orthopaedics and Trauma* 30 (3): 232–38. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>.
- Bruening, Dustin A., Kevin M. Cooney, and Frank L. Buczek. 2012. “Analysis of a Kinetic Multi-Segment Foot Model Part II: Kinetics and Clinical Implications.” *Gait & Posture* 35 (4): 535–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.012>.
- Budiman-Mak, Elly, Kendon J Conrad, Jessica Mazza, and Rodney M Stuck. 2013. “A Review of the Foot Function Index and the Foot Function Index – Revised.” *Journal of Foot and Ankle Research* 6 (February): 5. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-5>.
- Buldt, Andrew K., Jamie J. Allan, Karl B. Landorf, and Hylton B. Menz. 2018. “The Relationship between Foot Posture and Plantar Pressure during Walking in Adults: A Systematic Review.” *Gait & Posture* 62: 56–67. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.026>.
- Buldt, Andrew K., Saeed Forghany, Karl B. Landorf, George S. Murley, Pazit Levinger, and Hylton B. Menz. 2018. “Centre of Pressure Characteristics in Normal, Planus and

- Cavus Feet.” *Journal of Foot and Ankle Research* 11 (February).
<https://doi.org/10.1186/s13047-018-0245-6>.
- Buldt, Andrew K., Pazit Levinger, George S. Murley, Hylton B. Menz, Christopher J. Nester, and Karl B. Landorf. 2015. “Foot Posture Is Associated with Kinematics of the Foot during Gait: A Comparison of Normal, Planus and Cavus Feet.” *Gait & Posture* 42 (1): 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>.
- Buldt, Andrew K., and Hylton B. Menz. 2018. “Incorrectly Fitted Footwear, Foot Pain and Foot Disorders: A Systematic Search and Narrative Review of the Literature.” *Journal of Foot and Ankle Research* 11: 43. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0284-z>.
- Buldt, Andrew K., George S. Murley, Paul Butterworth, Pazit Levinger, Hylton B. Menz, and Karl B. Landorf. 2013. “The Relationship between Foot Posture and Lower Limb Kinematics during Walking: A Systematic Review.” *Gait & Posture* 38 (3): 363–72. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.010>.
- Buldt, Andrew K., George S. Murley, Pazit Levinger, Hylton B. Menz, Christopher J. Nester, and Karl B. Landorf. 2015. “Are Clinical Measures of Foot Posture and Mobility Associated with Foot Kinematics When Walking?” *Journal of Foot and Ankle Research* 8 (November): 63. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0122-5>.
- Burkhart, Timothy A., David M. Andrews, and Cynthia E. Dunning. 2013. “Finite Element Modeling Mesh Quality, Energy Balance and Validation Methods: A Review with Recommendations Associated with the Modeling of Bone Tissue.” *Journal of Biomechanics* 46 (9): 1477–88. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.022>.
- Burns, Joshua, Jack Crosbie, Robert Ouvrier, and Adrienne Hunt. 2006. “Effective Orthotic Therapy for the Painful Cavus Foot: A Randomized Controlled Trial.” *Journal of the American Podiatric Medical Association* 96 (3): 205–11. <https://doi.org/10.7547/0960205>.
- Butler, Robert J., Howard Hillstrom, Jinsup Song, Christine J. Richards, and Irene S. Davis. 2008. “Arch Height Index Measurement System: Establishment of Reliability and Normative Values.” *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98 (2): 102–6.
- Caravaggi, Paolo, Alessia Giangrande, Giada Lullini, Giuseppe Padula, Lisa Berti, and Alberto Leardini. 2016. “In Shoe Pressure Measurements during Different Motor Tasks While Wearing Safety Shoes: The Effect of Custom Made Insoles vs. Prefabricated and off-the-Shelf.” *Gait & Posture* 50 (October): 232–38. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.013>.
- C. Rencurel, M. Janin, C. Puil, D. Rouland, E. Ceccaldi, V. Boissonnot, T. Bréard. 2017. “Orthèses Plantaires: Types, Familles et Concepts.” *Podologie*. [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0292-062X\(17\)63885-6](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0292-062X(17)63885-6).
- Cavanagh, Peter R., and Mary M. Rodgers. 1987. “The Arch Index: A Useful Measure from Footprints.” *Journal of Biomechanics* 20 (5): 547–51. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90255-7).
- Chan, CARL W., and ANDREW Rudins. 1994. “Foot Biomechanics During Walking and Running.” *Mayo Clinic Proceedings* 69 (5): 448–61. [https://doi.org/10.1016/S0025-6196\(12\)61642-5](https://doi.org/10.1016/S0025-6196(12)61642-5).
- Chen, Roland K., Yu-an Jin, Jeffrey Wensman, and Albert Shih. 2016. “Additive Manufacturing of Custom Orthoses and prostheses—A Review.” *Additive Manufacturing* 12 (October): 77–89. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.04.002>.
- Chen, Tony Lin-Wei, Duo Wai-Chi Wong, Yan Wang, Jin Lin, and Ming Zhang. 2019. “Foot Arch Deformation and Plantar Fascia Loading during Running with Rearfoot Strike

- and Forefoot Strike: A Dynamic Finite Element Analysis." *Journal of Biomechanics* 83 (January): 260–72. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.007>.
- Chen, Weng-Pin, Fuk-Tan Tang, and Chia-Wei Ju. 2001. "Stress Distribution of the Foot during Mid-Stance to Push-off in Barefoot Gait: A 3-D Finite Element Analysis." *Clinical Biomechanics* 16 (7): 614–20. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00047-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00047-X).
- Chen, Wen-Ming, and Peter Vee-Sin Lee. 2015. "Explicit Finite Element Modelling of Heel Pad Mechanics in Running: Inclusion of Body Dynamics and Application of Physiological Impact Loads." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18 (14): 1582–95. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.930447>.
- Chen, Wen-Ming, Sung-Jae Lee, and Peter Vee Sin Lee. 2014. "The in Vivo Plantar Soft Tissue Mechanical Property under the Metatarsal Head: Implications of Tissues' Joint-Angle Dependent Response in Foot Finite Element Modeling." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 40 (December): 264–74. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.007>.
- . 2015. "Plantar Pressure Relief under the Metatarsal Heads – Therapeutic Insole Design Using Three-Dimensional Finite Element Model of the Foot." *Journal of Biomechanics* 48 (4): 659–65. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.043>.
- Chen, Wen-Ming, Taeyong Lee, Peter Vee-Sin Lee, Jin Woo Lee, and Sung-Jae Lee. 2010. "Effects of Internal Stress Concentrations in Plantar Soft-tissue—A Preliminary Three-Dimensional Finite Element Analysis." *Medical Engineering & Physics* 32 (4): 324–31. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.01.001>.
- Chen, Wen-Ming, Jaeyoung Park, Seung-Bum Park, Victor Phyu-Wui Shim, and Taeyong Lee. 2012. "Role of Gastrocnemius–soleus Muscle in Forefoot Force Transmission at Heel Rise — A 3D Finite Element Analysis." *Journal of Biomechanics* 45 (10): 1783–89. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.04.024>.
- Chen, Wen-Ming, Victor Phyu-Wui Shim, Seung-Bum Park, and Taeyong Lee. 2011. "An Instrumented Tissue Tester for Measuring Soft Tissue Property under the Metatarsal Heads in Relation to Metatarsophalangeal Joint Angle." *Journal of Biomechanics* 44 (9): 1801–4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.03.031>.
- Chen, Yen-Nien, Chih-Wei Chang, Chun-Ting Li, Chih-Han Chang, and Cheng-Feng Lin. 2015. "Finite Element Analysis of Plantar Fascia during Walking: A Quasi-Static Simulation." *Foot & Ankle International* 36 (1): 90–97. <https://doi.org/10.1177/1071100714549189>.
- Chen Wang, M. D., Xiang Geng, Shaobai Wang, M. D. Xin Ma, M. D. Xu Wang, M. D. Jiazhang Huang, M. D. Chao Zhang, M. S. Li Chen, Junsheng Yang, and Kan Wang. 2016. "In Vivo Kinematic Study of the Tarsal Joints Complex Based on Fluoroscopic 3D-2D Registration Technique." *Gait & Posture* 49 (September): 54–60. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.009>.
- Cheng, Hsin-Yi Kathy, Chun-Li Lin, Hsien-Wen Wang, and Shih-Wei Chou. 2008. "Finite Element Analysis of Plantar Fascia under Stretch—the Relative Contribution of Windlass Mechanism and Achilles Tendon Force." *Journal of Biomechanics* 41 (9): 1937–44. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.028>.
- Cheung, Jason Tak-Man, Jia Yu, Duo Wai-Chi Wong, and Ming Zhang. 2009. "Current Methods in Computer-Aided Engineering for Footwear Design." *Footwear Science* 1 (1): 31–46. <https://doi.org/10.1080/19424280903002323>.
- Cheung, Jason Tak-Man, and Ming Zhang. 2006. "Finite Element and Cadaveric Simulations of the Muscular Dysfunction of Weightbearing Foot." *HKIE Transactions* 13 (4): 8–15. <https://doi.org/10.1080/1023697X.2006.10668056>.

- . 2008. "Parametric Design of Pressure-Relieving Foot Orthosis Using Statistics-Based Finite Element Method." *Medical Engineering & Physics* 30 (3): 269–77. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.05.002>.
- Cheung, Jason Tak-Man, Ming Zhang, and Kai-Nan An. 2004. "Effects of Plantar Fascia Stiffness on the Biomechanical Responses of the Ankle-foot Complex." *Clinical Biomechanics* 19 (8): 839–46. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.002>.
- . 2006. "Effect of Achilles Tendon Loading on Plantar Fascia Tension in the Standing Foot." *Clinical Biomechanics* 21 (2): 194–203. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.016>.
- Cheung, Jason Tak-Man, Ming Zhang, Aaron Kam-Lun Leung, and Yu-Bo Fan. 2005. "Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot during Standing—a Material Sensitivity Study." *Journal of Biomechanics* 38 (5): 1045–54. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.035>.
- Chevalier, Thierry L., and Nachiappan Chockalingam. 2012. "Effects of Foot Orthoses: How Important Is the Practitioner?" *Gait & Posture* 35 (3): 383–88. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.356>.
- Chevalier, Thierry Larose, and Nachiappan Chockalingam. 2011. "Foot Orthoses: A Review Focusing on Kinematics." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 101 (4): 341–48.
- Chiu, Min-Chi, Hsin-Chieh Wu, Li-Yu Chang, and Min-Huan Wu. 2013. "Center of Pressure Progression Characteristics under the Plantar Region for Elderly Adults." *Gait & Posture* 37 (3): 408–12. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.010>.
- Chu, W. C., S. H. Lee, W. Chu, T. J. Wang, and M. C. Lee. 1995. "The Use of Arch Index to Characterize Arch Height: A Digital Image Processing Approach." *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 42 (11): 1088–93. <https://doi.org/10.1109/10.469375>.
- Chuter, Vivienne, Craig Payne, and Kathryn Miller. 2003. "Variability of Neutral-Position Casting of the Foot." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 93 (1): 1–5.
- Cibulka, Michael T., Kyle Winters, Teri Kampwerth, Blake McAfee, Lisa Payne, Tara Roeckenhaus, and Sandy A. Ross. 2016. "Predicting Foot Progression Angle during Gait Using Two Clinical Measures in Healthy Adults, a Preliminary Study." *International Journal of Sports Physical Therapy* 11 (3): 400–408.
- Cifuentes-De la Portilla, Christian, Ricardo Larrainzar-Garijo, and Javier Bayod. 2019. "Biomechanical Stress Analysis of the Main Soft Tissues Associated with the Development of Adult Acquired Flatfoot Deformity." *Clinical Biomechanics* 61 (January): 163–71. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.009>.
- Clarke, H. Harrison. 1933. "An Objective Method of Measuring the Height of the Longitudinal Arch in Foot Examinations." *Research Quarterly. American Physical Education Association* 4 (3): 99–107. <https://doi.org/10.1080/23267402.1933.10626636>.
- Cobb, Stephen C., Laurie L. Tis, Jeffrey T. Johnson, Yong "Tai" Wang, Mark D. Geil, and Frances A. McCarty. 2009. "The Effect of Low-Mobile Foot Posture on Multi-Segment Medial Foot Model Gait Kinematics." *Gait & Posture* 30 (3): 334–39. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.06.005>.
- Cody, Elizabeth A., Andrew P. Kraszewski, Anca Marinescu, Grace C. Kunas, Srinivasan B. Mani, Smita Rao, Howard H. Hillstrom, and Scott J. Ellis. 2017. "Measuring Joint Flexibility in Hallux Rigidus Using a Novel Flexibility Jig." *Foot & Ankle International* 38 (8): 885–92. <https://doi.org/10.1177/1071100717709538>.

- Cornwall, Mark W., and Thomas G. McPoil. 2003. "Reliability and Validity of Center-of-Pressure Quantification." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 93 (2): 142–49.
- Cornwall, M. W., and T. G. McPoil. 2000. "Velocity of the Center of Pressure during Walking." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (7): 334–38. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-7-334>.
- Dakhil, Nawfal, Tristan Tarrade, Michel Behr, Fuhao Mo, Morgane Evin, Laurent Thefenne, Tang Liu, and Maxime Llari. 2020. "Influence of the Scale Reduction in Designing Sockets for Trans-Tibial Amputees." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, May, 954411920921648. <https://doi.org/10.1177/0954411920921648>.
- Dananberg, Hj. 2000. "Sagittal Plane Biomechanics. American Diabetes Association." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (1): 47–50. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-47>.
- Daniel, PETCU, and ANCA Colda. 2012. "Foot Functioning Paradigms."
- Davis, W. Hodges, Mark Sobel, Edward F. DiCarlo, Peter A. Torzilli, Xianghua Deng, Mark J. Geppert, Manoj B. Patel, and Jonathan Deland. 1996. "Gross, Histological, and Microvascular Anatomy and Biomechanical Testing of the Spring Ligament Complex." *Foot & Ankle International* 17 (2): 95–102. <https://doi.org/10.1177/107110079601700207>.
- Deland, Jonathan T. 2001. "The Adult Acquired Flatfoot and Spring Ligament Complex: Pathology and Implications for Treatment." *Foot and Ankle Clinics, Adult Acquired Flatfoot Deformity*, 6 (1): 129–35. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00086-X](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00086-X).
- Deland, Jonathan T., Richard J. de Asla, Il-Hoon Sung, Lauren A. Ernberg, and Hollis G. Potter. 2005. "Posterior Tibial Tendon Insufficiency: Which Ligaments Are Involved?" *Foot & Ankle International* 26 (6): 427–35. <https://doi.org/10.1177/107110070502600601>.
- Deschamps, Kevin, Filip Staes, Philip Roosen, Frank Nobels, Kaat Desloovere, Herman Bruyninckx, and Giovanni A. Matricali. 2011. "Body of Evidence Supporting the Clinical Use of 3D Multisegment Foot Models: A Systematic Review." *Gait & Posture* 33 (3): 338–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.018>.
- Desmyttere, Gauthier, Maryam Hajizadeh, Jacinte Bleau, and Mickael Begon. 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 (November): 117–29. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.018>.
- Diaz, Michelle A., Mandi W. Gibbons, Jinsup Song, Howard J. Hillstrom, Kersti H. Choe, and Maria R. Pasquale. 2018. "Concurrent Validity of an Automated Algorithm for Computing the Center of Pressure Excursion Index (CPEI)." *Gait & Posture* 59 (January): 7–10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.022>.
- Doya, Hideo, Naoki Haraguchi, Hisateru Niki, Masato Takao, and Haruyasu Yamamoto. 2010. "Proposed Novel Unified Nomenclature for Range of Joint Motion: Method for Measuring and Recording for the Ankles, Feet, and Toes." *Journal of Orthopaedic Science* 15 (4): 531–39. <https://doi.org/10.1007/s00776-010-1492-y>.
- Elftman, H. 1960. "The Transverse Tarsal Joint and Its Control." *Clinical Orthopaedics* 16: 41–46.
- Erdemir, Ahmet, Meredith L. Viveiros, Jan S. Ulbrecht, and Peter R. Cavanagh. 2006. "An Inverse Finite-Element Model of Heel-Pad Indentation." *Journal of Biomechanics* 39 (7): 1279–86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.007>.

- Eslami, Mansour, Mickaël Begon, Nader Farahpour, and Paul Allard. 2007. "Forefoot-rearfoot Coupling Patterns and Tibial Internal Rotation during Stance Phase of Barefoot versus Shod Running." *Clinical Biomechanics* 22 (1): 74–80. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.08.002>.
- Fan, Yifang, Yubo Fan, Zhiyu Li, Changsheng Lv, and Donglin Luo. 2011. "Natural Gaits of the Non-Pathological Flat Foot and High-Arched Foot." *PLoS ONE* 6 (3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017749>.
- Ferri, Melanie, Angela V. Scharfenberger, Gord Goplen, Timothy R. Daniels, and Dawn Pearce. 2008. "Weightbearing CT Scan of Severe Flexible Pes Planus Deformities." *Foot & Ankle International* 29 (2): 199–204. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0199>.
- Finni, T., P. V. Komi, and J. Lukkariniemi. 1998. "Achilles Tendon Loading during Walking: Application of a Novel Optic Fiber Technique." *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 77 (3): 289–91. <https://doi.org/10.1007/s004210050335>.
- Fiolkowski, Paul, Denis Brunt, Mark Bishop, Raymund Woo, and MaryBeth Horodyski. 2003. "Intrinsic Pedal Musculature Support of the Medial Longitudinal Arch: An Electromyography Study." *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 42 (6): 327–33. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2003.10.003>.
- Fontanella, C. G., A. Forestiero, E. L. Carniel, and A. N. Natali. 2013. "Analysis of Heel Pad Tissues Mechanics at the Heel Strike in Bare and Shod Conditions." *Medical Engineering & Physics* 35 (4): 441–47. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.008>.
- Fontanella, C. G., Antonella Forestiero, Emanuele L. Carniel, and Arturo N. Natali. 2015. "Investigation of the Mechanical Behaviour of the Plantar Soft Tissue during Gait Cycle: Experimental and Numerical Activities." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 229 (10): 713–20. <https://doi.org/10.1177/0954411915601702>.
- Franco, Abby Herzog. 1987. "Pes Cavus and Pes Planus Analyses and Treatment." *Physical Therapy* 67 (5): 688–94. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.5.688>.
- Franklin, Simon, Michael J. Grey, Nicola Heneghan, Laura Bowen, and François-Xavier Li. 2015. "Barefoot vs Common Footwear: A Systematic Review of the Kinematic, Kinetic and Muscle Activity Differences during Walking." *Gait & Posture* 42 (3): 230–39. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>.
- Fukuchi, Claudiane Arakaki, Reginaldo Kisho Fukuchi, and Marcos Duarte. 2019. "Effects of Walking Speed on Gait Biomechanics in Healthy Participants: A Systematic Review and Meta-Analysis." *Systematic Reviews* 8 (1): 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z>.
- Fuller, E. A. 2000. "The Windlass Mechanism of the Foot. A Mechanical Model to Explain Pathology." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (1): 35–46. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-35>.
- G Curvale, and A Rochwerger. 2002. "Pieds Creux" *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*: 14-112-NaN-10.
- Gazdag, A. R., and A. Cracchiolo. 1997. "Rupture of the Posterior Tibial Tendon. Evaluation of Injury of the Spring Ligament and Clinical Assessment of Tendon Transfer and Ligament Repair." *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 79 (5): 675–81. <https://doi.org/10.2106/00004623-199705000-00006>.
- Gefen, Amit. 2003. "The in Vivo Elastic Properties of the Plantar Fascia during the Contact Phase of Walking." *Foot & Ankle International* 24 (3): 238–44. <https://doi.org/10.1177/107110070302400307>.

- Gentili, A., S. Masih, L. Yao, and L. L. Seeger. 1996. "Pictorial Review: Foot Axes and Angles." *The British Journal of Radiology* 69 (826): 968–74. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-69-826-968>.
- Gheidi, Naghmeh, Thomas W. Kernozek, John D. Willson, Andrew Revak, and Keith Diers. 2018. "Achilles Tendon Loading during Weight Bearing Exercises." *Physical Therapy in Sport* 32 (July): 260–68. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.007>.
- Gijon-Nogueron, Gabriel, Inmaculada Palomo-Toucedo, Alejandro Gil-Tinoco, Ana Belen Ortega-Avila, and Pedro Vicente Munuera-Martínez. 2018. "Effect Produced on Ground Reaction Forces by a Prefabricated, Weight-Bearing and Non-Weight-Bearing Foot Orthosis in the Treatment of Pronated Foot: Pilot Study." *Medicine* 97 (22): e10960. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000010960>.
- Greiner, Thomas M. 2007. "The Jargon of Pedal Movements." *Foot & Ankle International* 28 (1): 109–25. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0020>.
- Grigoriadis, Grigoris, Nicolas Newell, Diagarajen Carpanen, Alexandros Christou, Anthony M. J. Bull, and Spyros D. Masouros. 2017. "Material Properties of the Heel Fat Pad across Strain Rates." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65 (January): 398–407. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.09.003>.
- Gu, Yaodong, Jianshe Li, Xuejun Ren, Mark J. Lake, and Yanjun Zeng. 2010. "Heel Skin Stiffness Effect on the Hind Foot Biomechanics during Heel Strike." *Skin Research and Technology: Official Journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)* 16 (3): 291–96. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2010.00425.x>.
- Guiotto, Annamaria, Zimi Sawacha, Gabriella Guarneri, Angelo Avogaro, and Claudio Cobelli. 2014. "3D Finite Element Model of the Diabetic Neuropathic Foot: A Gait Analysis Driven Approach." *Journal of Biomechanics* 47 (12): 3064–71. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.029>.
- Hagedorn, Thomas J., Alyssa B. Dufour, Yvonne M. Golightly, Jody L. Riskowski, Howard J. Hillstrom, Virginia A. Casey, and Marian T. Hannan. 2013. "Factors Affecting Center of Pressure in Older Adults: The Framingham Foot Study." *Journal of Foot and Ankle Research* 6 (1): 18. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-18>.
- Hagedorn, Thomas J., Alyssa B. Dufour, Jody L. Riskowski, Howard J. Hillstrom, Hylton B. Menz, Virginia A. Casey, and Marian T. Hannan. 2013. "Foot Disorders, Foot Posture, and Foot Function: The Framingham Foot Study." *PLoS ONE* 8 (9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0074364>.
- Halabchi, Farzin, Reza Mazaheri, Maryam Mirshahi, and Ladan Abbasian. 2013. "Pediatric Flexible Flatfoot; Clinical Aspects and Algorithmic Approach." *Iranian Journal of Pediatrics* 23 (3): 247–60.
- Han, Jin Tae, Hyun Mo Koo, Jae Min Jung, Yeun Jung Kim, and Jung Hoon Lee. 2011. "Differences in Plantar Foot Pressure and COP between Flat and Normal Feet During Walking." *Journal of Physical Therapy Science* 23 (4): 683–85. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.683>.
- Hannah, Iain, Zimi Sawacha, Annamaria Guiotto, and Claudia Mazzà. 2016. "Relationship between Sagittal Plane Kinematics, Foot Morphology and Vertical Forces Applied to Three Regions of the Foot." *International Biomechanics* 3 (1): 50–56. <https://doi.org/10.1080/23335432.2016.1229135>.
- Harradine, Paul, and Lawrence Bevan. 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 (4): 317–25.

- Hatton, Anna Lucy, John Dixon, Keith Rome, and Denis Martin. 2008. "Effect of Foot Orthoses on Lower Limb Muscle Activation: A Critical Review." *Physical Therapy Reviews* 13 (4): 280–93. <https://doi.org/10.1179/174328808X252037>.
- Hawes, M. R., W. Nachbauer, D. Sovak, and B. M. Nigg. 1992. "Footprint Parameters as a Measure of Arch Height." *Foot & Ankle* 13 (1): 22–26.
- Hawke, Fiona, and Joshua Burns. 2009. "Understanding the Nature and Mechanism of Foot Pain." *Journal of Foot and Ankle Research* 2 (January): 1. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-1>.
- Hawke, Fiona, Joshua Burns, Joel A. Radford, and Verona du Toit. 2008. "Custom-Made Foot Orthoses for the Treatment of Foot Pain." *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 3(July): CD006801. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006801.pub2>.
- Healy, Aoife, David N. Dunning, and Nachiappan Chockalingam. 2010. "Materials Used for Footwear Orthoses: A Review." *Footwear Science* 2 (2): 93–110. <https://doi.org/10.1080/19424280.2010.486045>.
- Hedel, H. J. A. van, L. Tomatis, and R. Müller. 2006. "Modulation of Leg Muscle Activity and Gait Kinematics by Walking Speed and Bodyweight Unloading." *Gait & Posture* 24 (1): 35–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.06.015>.
- Hicks, J H. 1953. "The Mechanics of the Foot. I. The Joints." *Journal of Anatomy* 87 (4): 345–57.
- Hillstrom, Howard J., Jinsup Song, Andrew P. Kraszewski, Jocelyn F. Hafer, Rajshree Mootanah, Alyssa B. Dufour, Betty Shingpui Chow, and Jonathan T. Deland. 2013. "Foot Type Biomechanics Part 1: Structure and Function of the Asymptomatic Foot." *Gait & Posture* 37 (3): 445–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>.
- Hopson, M. M., T. G. McPoil, and M. W. Cornwall. 1995. "Motion of the First Metatarsophalangeal Joint. Reliability and Validity of Four Measurement Techniques." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 85 (4): 198–204. <https://doi.org/10.7547/87507315-85-4-198>.
- Houck, Jeff R., Josh M. Tome, and Deborah A. Nawoczenski. 2008. "Subtalar Neutral Position as an Offset for a Kinematic Model of the Foot during Walking." *Gait & Posture* 28 (1): 29–37. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.008>.
- Hsu, John D., John W. Michael, and John R. Fisk. 2008. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Mosby.
- Hume, Patria, Will Hopkins, Keith Rome, Peter Maulder, Greg Coyle, and Benno Nigg. 2008. "Effectiveness of Foot Orthoses for Treatment and Prevention of Lower Limb Injuries : A Review." *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 38 (9): 759–79.
- Hunt, Adrienne E., and Richard M. Smith. 2004. "Mechanics and Control of the Flat versus Normal Foot during the Stance Phase of Walking." *Clinical Biomechanics* 19 (4): 391–97. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010>.
- Huson, A. 1991. "Functional Anatomy of the Foot." *Disorders of the Foot and Ankle: Medical and Surgical Treatment*, 408–31.
- Iaquinto, Joseph M., and Jennifer S. Wayne. 2010. "Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability." *Journal of Biomechanical Engineering* 132 (2): 21009–021009–6. <https://doi.org/10.1115/1.4000939>.
- Imhauser, Carl W., Sorin Siegler, Jayaram K. Udupa, and Jason Toy. 2008. "SUBJECT-SPECIFIC MODELS REVEAL THE EXISTANCE OF A RELATIONSHIP BETWEEN MORPHOLOGY OF THE ANKLE JOINT COMPLEX AND ITS PASSIVE MECHANICAL PROPERTIES." *Journal of Biomechanics* 41 (6): 1341–49. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.12.017>.

- Irving, D. B., J. L. Cook, and H. B. Menz. 2006. "Factors Associated with Chronic Plantar Heel Pain: A Systematic Review." *Journal of Science and Medicine in Sport* 9 (1): 11–22. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.02.004>.
- Irwin, Leslie W. 1937. "A Study of the Tendency of School Children to Develop Flat-Footedness." *Research Quarterly. American Physical Education Association* 8 (1): 46–53. <https://doi.org/10.1080/23267402.1937.10761799>.
- Isman, R. E., and V. T. Inman. 1969. "Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle." *Bull Prosthet Res* 11: 97–129.
- Isvilanonda, Vara, Evan Dengler, Joseph M. Iaquinto, Bruce J. Sangeorzan, and William R. Ledoux. 2012. "Finite Element Analysis of the Foot: Model Validation and Comparison between Two Common Treatments of the Clawed Hallux Deformity." *Clinical Biomechanics* 27 (8): 837–44. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.05.005>.
- Isvilanonda, Vara, Joseph M. Iaquinto, Shruti Pai, Peter Mackenzie-Helnwein, and William R. Ledoux. 2016. "Hyperelastic Compressive Mechanical Properties of the Subcalcaneal Soft Tissue: An Inverse Finite Element Analysis." *Journal of Biomechanics* 49 (7): 1186–91. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.003>.
- Jahss, M. H., J. D. Michelson, P. Desai, R. Kaye, F. Kummer, W. Buschman, F. Watkins, and S. Reich. 1992. "Investigations into the Fat Pads of the Sole of the Foot: Anatomy and Histology." *Foot & Ankle* 13 (5): 233–42.
- Jarvis, Hannah L., Christopher J. Nester, Peter D. Bowden, and Richard K. Jones. 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 (February): 7. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0189-2>.
- Jastifer, James R., and Peter A. Gustafson. 2014. "The Subtalar Joint: Biomechanics and Functional Representations in the Literature." *The Foot* 24 (4): 203–9. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.06.003>.
- Johnson, K. A., and D. E. Strom. 1989. "Tibialis Posterior Tendon Dysfunction." *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 239(February): 196–206.
- Karatsidis, Angelos, Giovanni Bellusci, H. Martin Schepers, Mark de Zee, Michael S. Andersen, and Peter H. Veltink. 2016. "Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture." *Sensors (Basel, Switzerland)* 17 (1). <https://doi.org/10.3390/s17010075>.
- Kayvantash, Kambiz. 2019. "Model Order Reduction Techniques For Real-Time Parametric Crash and Safety Simulations." *CARHS, AutomotiveCAEcompanion*, 76–79.
- Kendall, Julie C., Adam R. Bird, and Michael F. Azari. 2014. "Foot Posture, Leg Length Discrepancy and Low Back Pain – Their Relationship and Clinical Management Using Foot Orthoses – An Overview." *The Foot* 24 (2): 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.03.004>.
- Keuler, Emily M., Isaac F. Loegering, Jack A. Martin, Joshua D. Roth, and Darryl G. Thelen. 2019. "Shear Wave Predictions of Achilles Tendon Loading during Human Walking." *Scientific Reports* 9 (1): 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-49063-7>.
- Kirby, K. A. 2000. "Biomechanics of the Normal and Abnormal Foot." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (1): 30–34. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-30>.
- . 2001. "Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 91 (9): 465–87.

- . 2010. "Evolution of Foot Orthoses in Sports." In *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*, edited by Matthew B. Werd and E. Leslie Knight, 19–35. New York, NY: Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-0-387-76416-0_2.
- Kirtley, Chris. 2006. *Clinical Gait Analysis. Theory and Practice*. Edinburgh ; New York: Elsevier.
- Kitaoka, H. B., Z. P. Luo, E. S. Growney, L. J. Berglund, and K. N. An. 1994. "Material Properties of the Plantar Aponeurosis." *Foot & Ankle International* 15 (10): 557–60. <https://doi.org/10.1177/107110079401501007>.
- Kleipool, Roeland P., and Leendert Blankevoort. 2010. "The Relation between Geometry and Function of the Ankle Joint Complex: A Biomechanical Review." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 18 (5): 618–27. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1088-2>.
- Kodithuwakku Arachchige, Sachini N. K., Harish Chander, and Adam Knight. 2019. "Flatfeet: Biomechanical Implications, Assessment and Management." *The Foot* 38 (March): 81–85. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.02.004>.
- Kruger, Karen M., Adam Graf, Ann Flanagan, Benjamin D. McHenry, Haluk Altiok, Peter A. Smith, Gerald F. Harris, and Joseph J. Krzak. 2019. "Segmental Foot and Ankle Kinematic Differences between Rectus, Planus, and Cavus Foot Types." *Journal of Biomechanics* 94 (September): 180–86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.032>.
- Kulig, Kornelia, Judith M. Burnfield, Stephen Reischl, Susan Mais Requejo, Cesar E. Blanco, and David B. Thordarson. 2005. "Effect of Foot Orthoses on Tibialis Posterior Activation in Persons with Pes Planus." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37 (1): 24–29.
- Lai, Yu-Cheng, Huey-Shyan Lin, Hui-Fen Pan, Wei-Ning Chang, Chien-Jen Hsu, and Jenn-Huei Renn. 2014. "Impact of Foot Progression Angle on the Distribution of Plantar Pressure in Normal Children." *Clinical Biomechanics* 29 (2): 196–200. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.11.012>.
- Lamm, Bradley M., Paul A. Stasko, Martin G. Gesheff, and Anil Bhawe. 2016. "Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points." *The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons* 55 (5): 991–98. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2016.05.005>.
- Landorf, K. B., and A. M. Keenan. 2000. "Efficacy of Foot Orthoses. What Does the Literature Tell Us?" *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (3): 149–58. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149>.
- Langley, Ben, Mary Cramp, and Stewart C. Morrison. 2016. "Clinical Measures of Static Foot Posture Do Not Agree." *Journal of Foot and Ankle Research* 9 (December). <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3>.
- Latash, Mark L., and Vladimir M. Zatsiorsky. 1993. "Joint Stiffness: Myth or Reality?" *Human Movement Science* 12 (6): 653–92. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(93\)90010-M](https://doi.org/10.1016/0167-9457(93)90010-M).
- Laughton, Carrie, Irene McClay Davis, and Dorsey S. Williams. 2002. "A Comparison of Four Methods of Obtaining a Negative Impression of the Foot." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 92 (5): 261–68.
- Leardini, A., M. G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, and S. Giannini. 2007. "Rear-Foot, Mid-Foot and Fore-Foot Motion during the Stance Phase of Gait." *Gait & Posture* 25 (3): 453–62. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>.
- Leardini, Alberto, Paolo Caravaggi, Tim Theologis, and Julie Stebbins. 2019. "Multi-Segment Foot Models and Their Use in Clinical Populations." *Gait & Posture* 69 (March): 50–59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>.

- Ledoux, William R., and Howard J. Hillstrom. 2002. "The Distributed Plantar Vertical Force of Neutrally Aligned and Pes Planus Feet." *Gait & Posture* 15 (1): 1–9. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00165-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00165-5).
- Ledoux, William R., Eric S. Rohr, Randal P. Ching, and Bruce J. Sangeorzan. 2006. "Effect of Foot Shape on the Three-Dimensional Position of Foot Bones." *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 24 (12): 2176–86. <https://doi.org/10.1002/jor.20262>.
- Ledoux, William R., Jane B. Shofer, Jessie H. Ahroni, Douglas G. Smith, Bruce J. Sangeorzan, and Edward J. Boyko. 2003. "Biomechanical Differences among Pes Cavus, Neutrally Aligned, and Pes Planus Feet in Subjects with Diabetes." *Foot & Ankle International* 24 (11): 845–50. <https://doi.org/10.1177/107110070302401107>.
- Levinger, Pazit, George S. Murley, Christian J. Barton, Matthew P. Cotchett, Simone R. McSweeney, and Hylton B. Menz. 2010. "A Comparison of Foot Kinematics in People with Normal- and Flat-Arched Feet Using the Oxford Foot Model." *Gait & Posture* 32 (4): 519–23. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>.
- Lewis, Gregory S., Kevin A. Kirby, and Stephen J. Piazza. 2007. "Determination of Subtalar Joint Axis Location by Restriction of Talocrural Joint Motion." *Gait & Posture* 25 (1): 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.001>.
- Li, Bo, Qipeng Xiang, and Xianyi Zhang. 2020. "The Center of Pressure Progression Characterizes the Dynamic Function of High-Arched Feet during Walking." *Journal of Leather Science and Engineering* 2 (1): 1. <https://doi.org/10.1186/s42825-019-0016-6>.
- Lin, Kuang-Wei, Chia-Jung Hu, Wen-Wen Yang, Li-Wei Chou, Shun-Hwa Wei, Chen-Sheng Chen, and Pi-Chang Sun. 2019. "Biomechanical Evaluation and Strength Test of 3D-Printed Foot Orthoses." Research Article. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2019. <https://www.hindawi.com/journals/abb/2019/4989534/>.
- Lumley, John L. 1967. "The Structure of Inhomogeneous Turbulent Flows." In .
- Lundberg, A., I. Goldie, B. Kalin, and G. Selvik. 1989. "Kinematics of the Ankle/foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion." *Foot & Ankle* 9 (4): 194–200.
- Lundgren, P., C. Nester, A. Liu, A. Arndt, R. Jones, A. Stacoff, P. Wolf, and A. Lundberg. 2008. "Invasive in Vivo Measurement of Rear-, Mid- and Forefoot Motion during Walking." *Gait & Posture* 28 (1): 93–100. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.009>.
- MacDonald, Ashlee, David Cifo, Emma Knapp, Hani Awad, John Ketz, Adolph Flemister, and Irvin Oh. 2018. "Peritalar Kinematic Changes Associated with Increased Spring Ligament Tear in Cadaveric Flatfoot Model." *Foot & Ankle Orthopaedics* 3 (3): 2473011418S00326. <https://doi.org/10.1177/2473011418S00326>.
- Maceira, Ernesto, and Manuel Monteagudo. 2015. "Subtalar Anatomy and Mechanics." *Foot and Ankle Clinics, The Subtalar Joint*, 20 (2): 195–221. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2015.02.001>.
- Manter, John T. 1941. "Movements of the Subtalar and Transverse Tarsal Joints." *The Anatomical Record* 80 (4): 397–410. <https://doi.org/10.1002/ar.1090800402>.
- May, Bella J., and Margery A. Lockard. 2011. *Prosthetics & Orthotics in Clinical Practice: A Case Study Approach*. F.A. Davis.
- McCrary, J. L., M. J. Young, A. J. M. Boulton, and P. R. Cavanagh. 1997. "Arch Index as a Predictor of Arch Height." *The Foot* 7 (2): 79–81. [https://doi.org/10.1016/S0958-2592\(97\)90052-3](https://doi.org/10.1016/S0958-2592(97)90052-3).
- McKeon, Patrick O., Jay Hertel, Dennis Bramble, and Irene Davis. 2015. "The Foot Core System: A New Paradigm for Understanding Intrinsic Foot Muscle Function."

- British Journal of Sports Medicine* 49 (5): 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>.
- McNutt, Ellison J., Bernhard Zipfel, and Jeremy M. DeSilva. 2018. "The Evolution of the Human Foot." *Evolutionary Anthropology* 27 (5): 197–217. <https://doi.org/10.1002/evan.21713>.
- McPoil, T. G., and G. C. Hunt. 1995. "Evaluation and Management of Foot and Ankle Disorders: Present Problems and Future Directions." *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 21 (6): 381–88. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.6.381>.
- McPoil, Thomas G., and Mark W. Cornwall. 2005. "Use of the Longitudinal Arch Angle to Predict Dynamic Foot Posture in Walking." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 95 (2): 114–20. <https://doi.org/10.7547/0950114>.
- Menz, H. B. 1998. "Alternative Techniques for the Clinical Assessment of Foot Pronation." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 88 (3): 119–29. <https://doi.org/10.7547/87507315-88-3-119>.
- Menz, Hylton B. 2009. "Foot Orthoses: How Much Customisation Is Necessary?" *Journal of Foot and Ankle Research* 2: 23. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-23>.
- Menz, Hylton B., Alyssa B. Dufour, Jody L. Riskowski, Howard J. Hillstrom, and Marian T. Hannan. 2013a. "Foot Posture, Foot Function and Low Back Pain: The Framingham Foot Study." *Rheumatology (Oxford, England)* 52 (12): 2275–82. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket298>.
- . 2013b. "Planus Foot Posture and Pronated Foot Function Are Associated with Foot Pain: The Framingham Foot Study." *Arthritis Care & Research* 65 (12): 1991–99. <https://doi.org/10.1002/acr.22079>.
- Menz, Hylton B., Mohammad R Fotoohabadi, Elin Wee, and Martin J Spink. 2012. "Visual Categorisation of the Arch Index: A Simplified Measure of Foot Posture in Older People." *Journal of Foot and Ankle Research* 5 (Suppl 1): P15. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-S1-P15>.
- Menz, Hylton B., and Shannon E. Munteanu. 2005. "Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People." *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 35 (8): 479–86. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.8.479>.
- Miller-Young, Janice E., Neil A. Duncan, and Gamal Baroud. 2002. "Material Properties of the Human Calcaneal Fat Pad in Compression: Experiment and Theory." *Journal of Biomechanics* 35 (12): 1523–31. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00090-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00090-8).
- Mills, Kathryn, Peter Blanch, Andrew R. Chapman, Thomas G. McPoil, and Bill Vicenzino. 2010. "Foot Orthoses and Gait: A Systematic Review and Meta-Analysis of Literature Pertaining to Potential Mechanisms." *British Journal of Sports Medicine* 44 (14): 1035–46. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.066977>.
- Mo, Fuhao, Junjie Li, Zurong Yang, Shuangyuan Zhou, and Michel Behr. 2019. "In Vivo Measurement of Plantar Tissue Characteristics and Its Indication for Foot Modeling." *Annals of Biomedical Engineering* 47 (12): 2356–71. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02314-0>.
- Mootanah, Rajshree, Jinsup Song, Mark W. Lenhoff, Jocelyn F. Hafer, Sherry I. Backus, David Gagnon, Jonathan T. Deland, and Howard J. Hillstrom. 2013. "Foot Type Biomechanics Part 2: Are Structure and Anthropometrics Related to Function?" *Gait & Posture* 37 (3): 452–56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.008>.
- Morales-Orcajo, Enrique, Javier Bayod, and Estevam Barbosa de Las Casas. 2016. "Computational Foot Modeling: Scope and Applications." *Archives of Computational*

- Methods in Engineering* 23 (3): 389–416. <https://doi.org/10.1007/s11831-015-9146-z>.
- Morales-Orcajo, Enrique, Thales R. Souza, Javier Bayod, and Estevam Barbosa de Las Casas. 2017. “Non-Linear Finite Element Model to Assess the Effect of Tendon Forces on the Foot-Ankle Complex.” *Medical Engineering & Physics* 49 (Supplement C): 71–78. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.07.010>.
- Munuera, Pedro V., Piedad Trujillo, and Israel Güiza. 2012. “Hallux Interphalangeal Joint Range of Motion in Feet with and without Limited First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion.” *Journal of the American Podiatric Medical Association* 102 (1): 47–53.
- Murley, G. S., J. M. Tan, R. M. Edwards, J. De Luca, S. E. Munteanu, and J. L. Cook. 2014. “Foot Posture Is Associated with Morphometry of the Peroneus Longus Muscle, Tibialis Anterior Tendon, and Achilles Tendon.” *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 24 (3): 535–41. <https://doi.org/10.1111/sms.12025>.
- Murley, George S., Karl B. Landorf, and Hylton B. Menz. 2010. “Do Foot Orthoses Change Lower Limb Muscle Activity in Flat-Arched Feet towards a Pattern Observed in Normal-Arched Feet?” *Clinical Biomechanics* 25 (7): 728–36. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001>.
- Murley, George S., Karl B. Landorf, Hylton B. Menz, and Adam R. Bird. 2009. “Effect of Foot Posture, Foot Orthoses and Footwear on Lower Limb Muscle Activity during Walking and Running: A Systematic Review.” *Gait & Posture* 29 (2): 172–87. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015>.
- Murley, George S., Hylton B. Menz, and Karl B. Landorf. 2009a. “A Protocol for Classifying Normal- and Flat-Arched Foot Posture for Research Studies Using Clinical and Radiographic Measurements.” *Journal of Foot and Ankle Research* 2 (July): 22. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22>.
- . 2009b. “Foot Posture Influences the Electromyographic Activity of Selected Lower Limb Muscles during Gait.” *Journal of Foot and Ankle Research* 2 (November): 35. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35>.
- . 2014. “Electromyographic Patterns of Tibialis Posterior and Related Muscles When Walking at Different Speeds.” *Gait & Posture* 39 (4): 1080–85. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.018>.
- Myerson, M. S. 1997. “Adult Acquired Flatfoot Deformity: Treatment of Dysfunction of the Posterior Tibial Tendon.” *Instructional Course Lectures* 46: 393–405.
- Najafi, Bijan, Elizabeth Barnica, James S. Wrobel, and Joshua Burns. 2012. “Dynamic Plantar Loading Index: Understanding the Benefit of Custom Foot Orthoses for Painful Pes Cavus.” *Journal of Biomechanics* 45 (9): 1705–11. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.006>.
- Natali, A. N., C. G. Fontanella, and E. L. Carniel. 2010. “Constitutive Formulation and Analysis of Heel Pad Tissues Mechanics.” *Medical Engineering & Physics* 32 (5): 516–22. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.02.018>.
- . 2012. “A Numerical Model for Investigating the Mechanics of Calcaneal Fat Pad Region.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 5 (1): 216–23. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.08.025>.
- Natali, A. N., C. G. Fontanella, E. L. Carniel, and Miller Young. 2011. “Biomechanical Behaviour of Heel Pad Tissue: Experimental Testing, Constitutive Formulation, and Numerical Modelling.” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 225 (5): 449–59. <https://doi.org/10.1177/09544119JEM851>.
- Natali, A. N., A. Forestiero, E. L. Carniel, P. G. Pavan, and C. Dal Zovo. 2010. “Investigation of Foot Plantar Pressure: Experimental and Numerical Analysis.” *Medical &*

- Biological Engineering & Computing* 48 (12): 1167–74.
<https://doi.org/10.1007/s11517-010-0709-8>.
- Neal, Bradley S., Ian B. Griffiths, Geoffrey J. Dowling, George S. Murley, Shannon E. Munteanu, Melinda M. Franettovich Smith, Natalie J. Collins, and Christian J. Barton. 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): 55. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0055-4>.
- Ness, Mary Ellen, Jason Long, Richard Marks, and Gerald Harris. 2008. "Foot and Ankle Kinematics in Patients with Posterior Tibial Tendon Dysfunction." *Gait & Posture* 27 (2): 331–39. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.04.014>.
- Nester, C. J., A. Findlow, and P. Bowker. 2001. "Scientific Approach to the Axis of Rotation at the Midtarsal Joint." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 91 (2): 68–73.
- Nester, C. J., S. Hutchins, and P. Bowker. 2000. "Shank Rotation: A Measure of Rearfoot Motion during Normal Walking." *Foot & Ankle International* 21 (7): 578–83. <https://doi.org/10.1177/107110070002100709>.
- Nester, C. J., M. L. van der Linden, and P. Bowker. 2003. "Effect of Foot Orthoses on the Kinematics and Kinetics of Normal Walking Gait." *Gait & Posture* 17 (2): 180–87. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00065-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00065-6).
- Nester, C. J., A. M. Liu, E. Ward, D. Howard, J. Cocheba, T. Derrick, and P. Patterson. 2007. "In Vitro Study of Foot Kinematics Using a Dynamic Walking Cadaver Model." *Journal of Biomechanics* 40 (9): 1927–37. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.008>.
- Netter, Franck H. 2011. *Atlas D'anatomie Humaine*. 5e édition.
- Neumann, Donald A. 2010. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation* [edited by] Donald A. Neumann. St. Louis, Mo.: Mosby/Elsevier.
- Nicolopoulos, C. S., J. Black, and E. G. Anderson. 2000. "Foot Orthoses Materials." *The Foot* 10 (1): 1–3. <https://doi.org/10.1054/foot.1999.0531>.
- Nilsson, J., and A. Thorstensson. 1989. "Ground Reaction Forces at Different Speeds of Human Walking and Running." *Acta Physiologica Scandinavica* 136 (2): 217–27. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>.
- Nilsson, Mette Kjærgaard, Rikke Friis, Maria Skjoldahl Michaelsen, Patrick Abildgaard Jakobsen, and Rasmus Oestergaard Nielsen. 2012. "Classification of the Height and Flexibility of the Medial Longitudinal Arch of the Foot." *Journal of Foot and Ankle Research* 5 (February): 3. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-3>.
- Okita, Nori, Steven A. Meyers, John H. Challis, and Neil A. Sharkey. 2014. "Midtarsal Joint Locking: New Perspectives on an Old Paradigm." *Journal of Orthopaedic Research* 32 (1): 110–15. <https://doi.org/10.1002/jor.22477>.
- O'Leary, Katherine, Kristin Anderson Vorpahl, and Bryan Heiderscheid. 2008. "Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces During Running." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98 (1): 36–41. <https://doi.org/10.7547/0980036>.
- Oosterwaal, Michiel, Sylvain Carbes, Scott Telfer, James Woodburn, Søren Tørholm, Amir A. Al-Munajjed, Lodewijk van Rhijn, and Kenneth Meijer. 2016. "The Glasgow-Maastricht Foot Model, Evaluation of a 26 Segment Kinematic Model of the Foot." *Journal of Foot and Ankle Research* 9 (July). <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0152-7>.
- Orlin, M. N., and T. G. McPoil. 2000. "Plantar Pressure Assessment." *Physical Therapy* 80 (4): 399–409.

- Otter, A. R den, A. C. H Geurts, T Mulder, and J Duysens. 2004. "Speed Related Changes in Muscle Activity from Normal to Very Slow Walking Speeds." *Gait & Posture* 19 (3): 270–78. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00071-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00071-7).
- Ouzounian, T. J., and M. J. Shereff. 1989. "In Vitro Determination of Midfoot Motion." *Foot & Ankle* 10 (3): 140–46.
- Pai, Shruti, and William R. Ledoux. 2010. "The Compressive Mechanical Properties of Diabetic and Non-Diabetic Plantar Soft Tissue." *Journal of Biomechanics* 43 (9): 1754–60. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.021>.
- Pallari, Jari H. P., Kenneth W. Dalgarno, and James Woodburn. 2010. "Mass Customization of Foot Orthoses for Rheumatoid Arthritis Using Selective Laser Sintering." *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 57 (7): 1750–56. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2044178>.
- Patry, Jérôme, Richard Belley, Mario Côté, and Marie-Ludivine Chateau-Degat. 2013. "Plantar Pressures, Plantar Forces, and Their Influence on the Pathogenesis of Diabetic Foot Ulcers." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 103 (4): 322–32. <https://doi.org/10.7547/1030322>.
- Payne, Craig. 2007. "Payne C. Cost Benefit Comparison of Plaster Casts and Optical Scans of the Foot for the Manufacturing of Foot Orthoses." *Aust J Podiatr Med*.
- Perrier, Antoine, Vincent Luboz, Marek Bucki, Nicolas Vuillerme, and Yohan Payan. 2017. "Conception and Evaluation of a Musculoskeletal Finite Element Model of the Foot." *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 32nd Annual Congress of the French Society of Physical and Rehabilitation Medicine, 60 (Supplement): e28–29. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.07.127>.
- Petre, Marc, Ahmet Erdemir, Vassilis P. Panoskaltis, Thomas A. Spirka, and Peter R. Cavanagh. 2013. "Optimization of Nonlinear Hyperelastic Coefficients for Foot Tissues Using a Magnetic Resonance Imaging Deformation Experiment." *Journal of Biomechanical Engineering* 135 (6): 61001–061001–12. <https://doi.org/10.1115/1.4023695>.
- Piazza, Stephen J. 2005. "Mechanics of the Subtalar Joint and Its Function During Walking." *Foot and Ankle Clinics, The Calcaneus*, 10 (3): 425–42. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2005.04.001>.
- Pita-Fernandez, Salvador, Cristina Gonzalez-Martin, Francisco Alonso-Tajes, Teresa Seoane-Pillado, Sonia Pertega-Diaz, Sergio Perez-Garcia, Rocio Seijo-Bestilleiro, and Vanesa Balboa-Barreiro. 2017. "Flat Foot in a Random Population and Its Impact on Quality of Life and Functionality." *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR* 11 (4): LC22-LC27. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24362.9697>.
- Pohl, Michael B., Neil Messenger, and John G. Buckley. 2007. "Forefoot, Rearfoot and Shank Coupling: Effect of Variations in Speed and Mode of Gait." *Gait & Posture* 25 (2): 295–302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.012>.
- Pothrat, Claude, Guillaume Authier, Elke Viehweger, Eric Berton, and Guillaume Rao. 2015. "One- and Multi-Segment Foot Models Lead to Opposite Results on Ankle Joint Kinematics during Gait: Implications for Clinical Assessment." *Clinical Biomechanics* 30 (5): 493–99. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.004>.
- Powell, Douglas W., Benjamin Long, Clare E. Milner, and Songning Zhang. 2011. "Frontal Plane Multi-Segment Foot Kinematics in High- and Low-Arched Females during Dynamic Loading Tasks." *Human Movement Science* 30 (1): 105–14. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.08.015>.
- Prachgosin, Tulaya, Desmond Y. R. Chong, Wipawan Leelasamran, Pruittikorn Smithmairie, and Surapong Chatpun. 2015. "Medial Longitudinal Arch

- Biomechanics Evaluation during Gait in Subjects with Flexible Flatfoot." *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 17 (4): 121–30.
- Putti, A. B., G. P. Arnold, L. A. Cochrane, and R. J. Abboud. 2008. "Normal Pressure Values and Repeatability of the Emed® ST4 System." *Gait & Posture* 27 (3): 501–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.009>.
- Qian, Zihui, Lei Ren, Yun Ding, John R. Hutchinson, and Luquan Ren. 2013. "A Dynamic Finite Element Analysis of Human Foot Complex in the Sagittal Plane during Level Walking." *PLoS ONE* 8 (11). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0079424>.
- Qiu, Tian-Xia, Ee-Chon Teo, Ya-Bo Yan, and Wei Lei. 2011. "Finite Element Modeling of a 3D Coupled Foot–boot Model." *Medical Engineering & Physics* 33 (10): 1228–33. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.012>.
- Rankine, Leah, Jason Long, Karl Canseco, and Gerald F. Harris. 2008. "Multisegmental Foot Modeling: A Review." *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 36 (2–3): 127–81.
- Rao, Smita, Jinsup Song, Andrew Kraszewski, Sherry Backus, Scott J. Ellis, Jonathan T. Deland Md, and Howard J. Hillstrom. 2011. "The Effect of Foot Structure on 1st Metatarsophalangeal Joint Flexibility and Hallucal Loading." *Gait & Posture* 34 (1): 131–37. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.028>.
- Rathleff, M. S., R. G. Nielsen, O. Simonsen, C. G. Olesen, and U. G. Kersting. 2010. "Perspectives for Clinical Measures of Dynamic Foot function—Reference Data and Methodological Considerations." *Gait & Posture* 31 (2): 191–96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.004>.
- Razak, Abdul Hadi Abdul, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg, and Yufridin Wahab. 2012. "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review." *Sensors (Basel, Switzerland)* 12 (7): 9884–9912. <https://doi.org/10.3390/s120709884>.
- Razeghi, Mohsen, and Mark Edward Batt. 2002. "Foot Type Classification: A Critical Review of Current Methods." *Gait & Posture* 15 (3): 282–91. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5).
- Redmond, Anthony C., Yvonne Z. Crane, and Hylton B. Menz. 2008. "Normative Values for the Foot Posture Index." *Journal of Foot and Ankle Research* 1 (1): 6. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-6>.
- Redmond, Anthony C., Jack Crosbie, and Robert A. Ouvrier. 2006. "Development and Validation of a Novel Rating System for Scoring Standing Foot Posture: The Foot Posture Index." *Clinical Biomechanics* 21 (1): 89–98. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002>.
- Richie, Douglas H. 2007. "Biomechanics and Clinical Analysis of the Adult Acquired Flatfoot." *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, The Adult Acquired Flatfoot*, 24 (4): 617–44. <https://doi.org/10.1016/j.cpm.2007.07.003>.
- Richter, Randy R., Tricia M. Austin, and Mark F. Reinking. 2011. "Foot Orthoses in Lower Limb Overuse Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis—Critical Appraisal and Commentary." *Journal of Athletic Training* 46 (1): 103–6. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.103>.
- Riskowski, JL, AB Dufour, TJ Hagedorn, Howard Hillstrom, VA Casey, and MT Hannan. 2013. "Associations of Foot Posture and Function to Lower Extremity Pain: The Framingham Foot Study." *Arthritis Care & Research* 65 (11): 1804–12. <https://doi.org/10.1002/acr.22049>.
- Roach, Koren E., Bibo Wang, Ashley L. Kapron, Niccolo M. Fiorentino, Charles L. Saltzman, K. Bo Foreman, and Andrew E. Anderson. 2016. "In Vivo Kinematics of the Tibiotalar and Subtalar Joints in Asymptomatic Subjects: A High-Speed Dual Fluoroscopy Study." *Journal of Biomechanical Engineering* 138 (9): 0910061–69. <https://doi.org/10.1115/1.4034263>.

- Root, M. L., W. P. Orien, and J. H. Weed. 1977. *Normal and Abnormal Function of the Foot*. Los Angeles : Clinical Biomechanics Corp. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp.
- Rosenbaum, Andrew J., Jordan Lisella, Nilay Patel, and Nani Phillips. 2014. "The Cavus Foot." *Medical Clinics of North America*, Managing and Treating Common Foot and Ankle Problems, 98 (2): 301–12. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2013.10.008>.
- Rosenbloom, Kevin B. 2011. "Pathology-Designed Custom Molded Foot Orthoses." *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, Foot and Ankle Athletic Injuries, 28 (1): 171–87. <https://doi.org/10.1016/j.cpm.2010.11.001>.
- Rouse, Elliott J., Robert D. Gregg, Levi J. Hargrove, and Jonathon W. Sensinger. 2013. "The Difference between Stiffness and Quasi-Stiffness in the Context of Biomechanical Modeling." *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 60 (2): 562–68. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2230261>.
- Sachithanandam, V., and B. Joseph. 1995. "The Influence of Footwear on the Prevalence of Flat Foot. A Survey of 1846 Skeletally Mature Persons." *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 77 (2): 254–57.
- Salin, Dorian, Pierre-Jean Arnoux, Kambiz Kayvantash, and Michel Behr. 2016. "Implementation of Reflex Loops in a Biomechanical Finite Element Model." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19 (14): 1578–82. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1170123>.
- Salles, André S., and Diane E. Gyi. 2012. "The Specification of Personalised Insoles Using Additive Manufacturing." *Work (Reading, Mass.)* 41 Suppl 1: 1771–74. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0383-1771>.
- Salles, Andre S., and Diane E. Gyi. 2013. "An Evaluation of Personalised Insoles Developed Using Additive Manufacturing." *Journal of Sports Sciences* 31 (4): 442–50. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.736629>.
- Saltzman, C. L., D. A. Nawoczenski, and K. D. Talbot. 1995. "Measurement of the Medial Longitudinal Arch." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76 (1): 45–49.
- Sanchis, Enrique, Joaquín Luis Sancho-Bru, Alba Roda-Sales, and Javier Pascual Huerta. 2017. "Variability of the Dynamic Stiffness of Foot Joints. Effect of Gait Velocity Variation." *Journal of the American Podiatric Medical Association*, November. <https://doi.org/10.7547/17-035>.
- Sanchis-Sales, E., J. L. Sancho-Bru, A. Roda-Sales, and J. Pascual-Huerta. 2018. "Effect of Static Foot Posture on the Dynamic Stiffness of Foot Joints during Walking." *Gait & Posture* 62 (May): 241–46. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.028>.
- Sanchis-Sales, Enrique, Joaquin L. Sancho-Bru, Alba Roda-Sales, and Javier Pascual-Huerta. 2016. "Dynamic Flexion Stiffness of Foot Joints During Walking." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 106 (1): 37–46. <https://doi.org/10.7547/14-141>.
- Saraswat, Prabhav, Bruce A. MacWilliams, Roy B. Davis, and Jacques L. D’Astous. 2014. "Kinematics and Kinetics of Normal and Planovalgus Feet during Walking." *Gait & Posture* 39 (1): 339–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.003>.
- Sarrafian, SK. 2011. *Sarrafian’s Anatomy of the Foot and Ankle*. 3rd edition. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- Scarton, Alessandra, Annamaria Guiotto, Tiago Malaquias, Fabiola Spolaor, Giacomo Sinigaglia, Claudio Cobelli, Ilse Jonkers, and Zimi Sawacha. 2017. "A Methodological Framework for Detecting Ulcers’ Risk in Diabetic Foot Subjects by Combining Gait Analysis, a New Musculoskeletal Foot Model and a Foot Finite Element Model." *Gait & Posture*, September. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.036>.

- Segal, Ava, Eric Rohr, Michael Orendurff, Jane Shofer, Matthew O'Brien, and Bruce Sangeorzan. 2004. "The Effect of Walking Speed on Peak Plantar Pressure." *Foot & Ankle International* 25 (12): 926–33.
- Sheehan, Frances T. 2010. "The Instantaneous Helical Axis of the Subtalar and Talocrural Joints: A Non-Invasive in Vivo Dynamic Study." *Journal of Foot and Ankle Research* 3 (July): 13. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-3-13>.
- Shiang, T. Y., S. H. Lee, S. J. Lee, and W. C. Chu. 1998. "Evaluating Different Footprint Parameters as a Predictor of Arch Height." *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 17 (6): 62–66.
- Shibuya, Naohiro, Daniel C. Jupiter, Louis J. Ciliberti, Vincent VanBuren, and Javier La Fontaine. 2010. "Characteristics of Adult Flatfoot in the United States." *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 49 (4): 363–68. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2010.04.001>.
- Shultz, Sarah P., Jinsup Song, Andrew P. Kraszewski, Jocelyn F. Hafer, Smita Rao, Sherry Backus, Rajshree M. Hillstrom, and Howard J. Hillstrom. 2017. "An Investigation of Structure, Flexibility, and Function Variables That Discriminate Asymptomatic Foot Types." *Journal of Applied Biomechanics* 33 (3): 203–10. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0001>.
- Sirovich, Lawrence. 1987. "TURBULENCE AND THE DYNAMICS OF COHERENT STRUCTURES PART III: DYNAMICS AND SCALING." *Quarterly of Applied Mathematics* 45 (3): 583–90.
- Smith, Brian A., Robert S. Adelaar, and Jennifer S. Wayne. 2017. "Patient Specific Computational Models to Optimize Surgical Correction for Flatfoot Deformity." *Journal of Orthopaedic Research* 35 (7): 1523–31. <https://doi.org/10.1002/jor.23399>.
- Smyth, Niall A., Amiethab A. Aiyer, Jonathan R. Kaplan, Clayton A. Carmody, and Anish R. Kadakia. 2017. "Adult-Acquired Flatfoot Deformity." *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 27 (4): 433–39. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-1945-5>.
- Song, J., H. J. Hillstrom, D. Secord, and J. Levitt. 1996. "Foot Type Biomechanics. Comparison of Planus and Rectus Foot Types." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 86 (1): 16–23. <https://doi.org/10.7547/87507315-86-1-16>.
- Sopher, Ran, Jane Nixon, Elizabeth McGinnis, and Amit Gefen. 2011. "The Influence of Foot Posture, Support Stiffness, Heel Pad Loading and Tissue Mechanical Properties on Biomechanical Factors Associated with a Risk of Heel Ulceration." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4 (4): 572–82. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.01.004>.
- Spears, I. R., J. E. Miller-Young, J. Sharma, R. F. Ker, and F. W. Smith. 2007. "The Potential Influence of the Heel Counter on Internal Stress during Static Standing: A Combined Finite Element and Positional MRI Investigation." *Journal of Biomechanics* 40 (12): 2774–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.01.004>.
- Spratley, E. Meade, Erika A. Matheis, Curtis W. Hayes, Robert S. Adelaar, and Jennifer S. Wayne. 2013. "Validation of a Population of Patient-Specific Adult Acquired Flatfoot Deformity Models." *Journal of Orthopaedic Research* 31 (12): 1861–68. <https://doi.org/10.1002/jor.22471>.
- Stacoff, Alex, Inès Kramers-de Quervain, Markus Dettwyler, Peter Wolf, Renate List, Thomas Ukelo, and Edgar Stüssi. 2007. "Biomechanical Effects of Foot Orthoses during Walking." *The Foot* 17 (3): 143–53. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2007.02.004>.

- Stagni, Rita, Alberto Leardini, John J. O'Connor, and Sandro Giannini. 2003. "Role of Passive Structures in the Mobility and Stability of the Human Subtalar Joint: A Literature Review." *Foot & Ankle International* 24 (5): 402–9. <https://doi.org/10.1177/107110070302400505>.
- Stebbins, J., M. Harrington, N. Thompson, A. Zavatsky, and T. Theologis. 2006. "Repeatability of a Model for Measuring Multi-Segment Foot Kinematics in Children." *Gait & Posture* 23 (4): 401–10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.002>.
- Stolwijk, N. M., K. L. M. Koenraadt, J. W. K. Louwerens, D. Grim, J. Duysens, and N. L. W. Keijsers. 2014. "Foot Lengthening and Shortening during Gait: A Parameter to Investigate Foot Function?" *Gait & Posture* 39 (2): 773–77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.014>.
- Sun, Dong, Gusztáv Fekete, Qichang Mei, and Yaodong Gu. 2018. "The Effect of Walking Speed on the Foot Inter-Segment Kinematics, Ground Reaction Forces and Lower Limb Joint Moments." *PeerJ* 6: e5517. <https://doi.org/10.7717/peerj.5517>.
- Sun, Pi-Chang, Shih-Liang Shih, Yu-Ling Chen, Yu-Chun Hsu, Ruei-Cheng Yang, and Chen-Sheng Chen. 2012. "Biomechanical Analysis of Foot with Different Foot Arch Heights: A Finite Element Analysis." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15 (6): 563–69. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.550165>.
- Suzuki, Ryo, Kohta Ito, Taeyong Lee, and Naomichi Ogihara. 2017. "In-Vivo Viscous Properties of the Heel Pad by Stress-Relaxation Experiment Based on a Spherical Indentation." *Medical Engineering & Physics* 50 (December): 83–88. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.10.010>.
- Tao, Kai, Wen-Ting Ji, Dong-Mei Wang, Cheng-Tao Wang, and Xu Wang. 2010. "Relative Contributions of Plantar Fascia and Ligaments on the Arch Static Stability: A Finite Element Study." *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering* 55 (5): 265–71. <https://doi.org/10.1515/BMT.2010.041>.
- Tarrade, Tristan, Fabrice Doucet, Nicolas Saint-Lô, Maxime Llari, and Michel Behr. 2019. "Are Custom-Made Foot Orthoses of Any Interest on the Treatment of Foot Pain for Prolonged Standing Workers?" *Applied Ergonomics* 80 (October): 130–35. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.013>.
- Taş, Serkan, Nezehat Özgül Ünlüer, and Feza Korkusuz. 2018. "Morphological and Mechanical Properties of Plantar Fascia and Intrinsic Foot Muscles in Individuals with and without Flat Foot." *Journal of Orthopaedic Surgery* 26 (3): 2309499018802482. <https://doi.org/10.1177/2309499018802482>.
- Telfer, Scott, Mandy Abbott, Martijn P. M. Steultjens, and James Woodburn. 2013. "Dose-response Effects of Customised Foot Orthoses on Lower Limb Kinematics and Kinetics in Pronated Foot Type." *Journal of Biomechanics* 46 (9): 1489–95. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.036>.
- Telfer, Scott, Kellie S. Gibson, Kym Hennessy, Martijn P. Steultjens, and Jim Woodburn. 2012. "Computer-Aided Design of Customized Foot Orthoses: Reproducibility and Effect of Method Used to Obtain Foot Shape." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93 (5): 863–70. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.12.019>.
- Telfer, Scott, and James Woodburn. 2010. "The Use of 3D Surface Scanning for the Measurement and Assessment of the Human Foot." *Journal of Foot and Ankle Research* 3 (September): 19. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-3-19>.
- Teyhen, Deydre S., Brian E. Stoltenberg, Keith M. Collinworth, Crystal L. Giesel, Drew G. Williams, Cryus H. Kardouni, Joseph M. Molloy, Stephen L. Goffar, Douglas S. Christie, and Thomas McPoil. 2009. "Dynamic Plantar Pressure Parameters

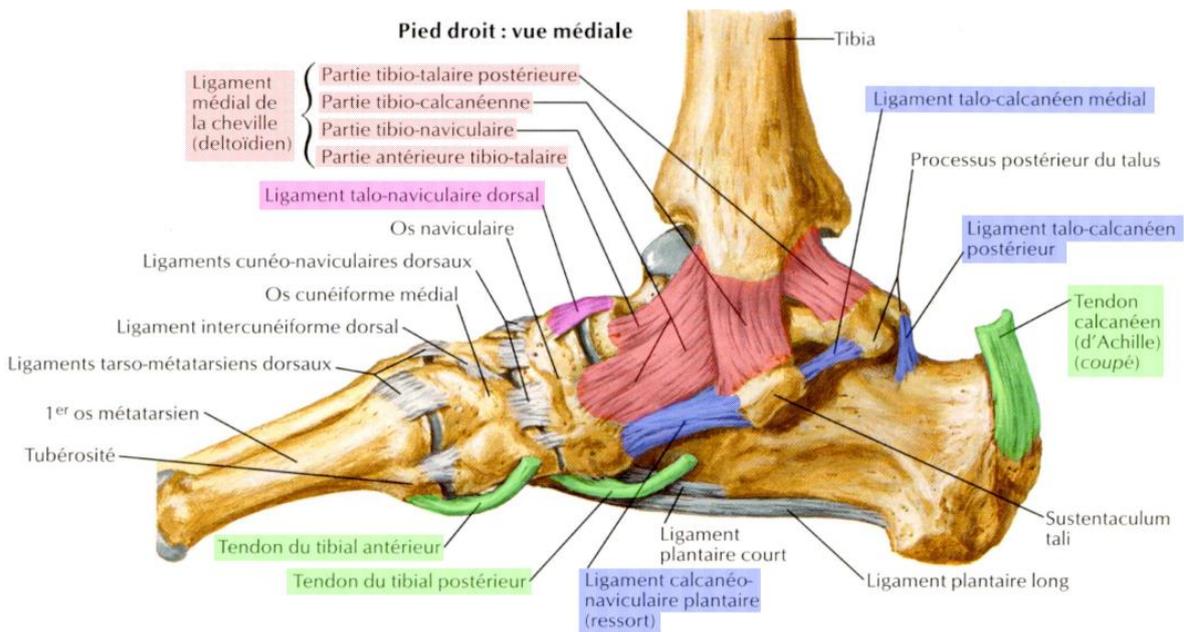
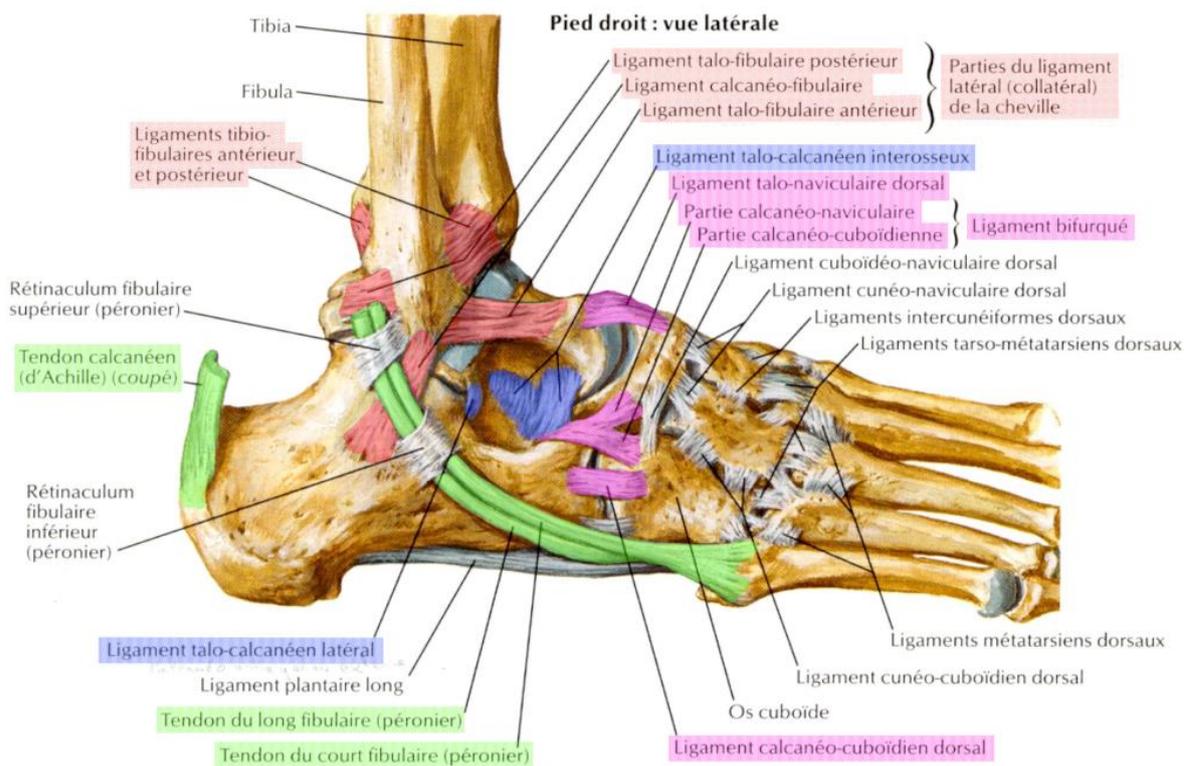
- Associated with Static Arch Height Index during Gait.” *Clinical Biomechanics* 24 (4): 391–96. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.006>.
- Thomas, Martin J., Edward Roddy, Weiya Zhang, Hylton B. Menz, Marian T. Hannan, and George M. Peat. 2011. “The Population Prevalence of Foot and Ankle Pain in Middle and Old Age: A Systematic Review.” *PAIN* 152 (12): 2870–80. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2011.09.019>.
- Tong, Jasper W. K., and Pui W. Kong. 2013. “Association between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review with Meta-Analysis.” *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 43 (10): 700–714. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>.
- Toullec, E. 2015. “Adult Flatfoot.” *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2014 Instructional Course Lectures (SoFCOT), 101 (1, Supplement): S11–17. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.07.030>.
- Trevino, Saul G., William L. Buford, Takayuki Nakamura, Anthony John Wright, and Rita M. Patterson. 2004. “Use of a Torque-Range-of-Motion Device for Objective Differentiation of Diabetic from Normal Feet in Adults.” *Foot & Ankle International* 25 (8): 561–67. <https://doi.org/10.1177/107110070402500809>.
- Tsung, Bonnie Yuk San, Ming Zhang, Arthur Fuk Tat Mak, and Margaret Wan Nar Wong. 2004. “Effectiveness of Insoles on Plantar Pressure Redistribution.” *Journal of Rehabilitation Research and Development* 41 (6A): 767–74.
- Uhl, Jean-François, Maxime Chahim, and François-André Allaert. 2015. “Compression versus Inner Sole for Venous Patients with Foot Static Disorders: A Prospective Trial Comparing Symptoms and Quality of Life.” *Phlebology* 30 (1): 32–38. <https://doi.org/10.1177/0268355513505508>.
- Van Boerum, Drew H, and Bruce J Sangeorzan. 2003. “Biomechanics and Pathophysiology of Flat Foot.” *Foot and Ankle Clinics, Adult -Acquired Flat Foot Deformity*, 8 (3): 419–30. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00084-6).
- Wallace, Ian J., Elizabeth Koch, Nicholas B. Holowka, and Daniel E. Lieberman. 2018. “Heel Impact Forces during Barefoot versus Minimally Shod Walking among Tarahumara Subsistence Farmers and Urban Americans.” *Royal Society Open Science* 5 (3): 180044. <https://doi.org/10.1098/rsos.180044>.
- Wang, Yan, Zengyong Li, Duo Wai-Chi Wong, Cheng-Kung Cheng, and Ming Zhang. 2018. “Finite Element Analysis of Biomechanical Effects of Total Ankle Arthroplasty on the Foot.” *Journal of Orthopaedic Translation, Clinical Translation and Application in Orthopaedics*, 12 (January): 55–65. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2017.12.003>.
- Wang, Yan, Zengyong Li, Duo Wai-Chi Wong, and Ming Zhang. 2015. “Effects of Ankle Arthrodesis on Biomechanical Performance of the Entire Foot.” *PLoS ONE* 10 (7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134340>.
- Wang, Yan, Duo Wai-Chi Wong, and Ming Zhang. 2016. “Computational Models of the Foot and Ankle for Pathomechanics and Clinical Applications: A Review.” *Annals of Biomedical Engineering* 44 (1): 213–21. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1359-7>.
- Wang, Zhongkui, Kan Imai, Masamitsu Kido, Kazuya Ikoma, and Shinichi Hirai. 2014. “A Finite Element Model of Flatfoot (Pes Planus) for Improving Surgical Plan.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference 2014*: 844–47. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943723>.
- Wang, Zhongkui, Masamitsu Kido, Kan Imai, Kazuya Ikoma, and Shinichi Hirai. 2018. “Towards Patient-Specific Medializing Calcaneal Osteotomy for Adult Flatfoot: A

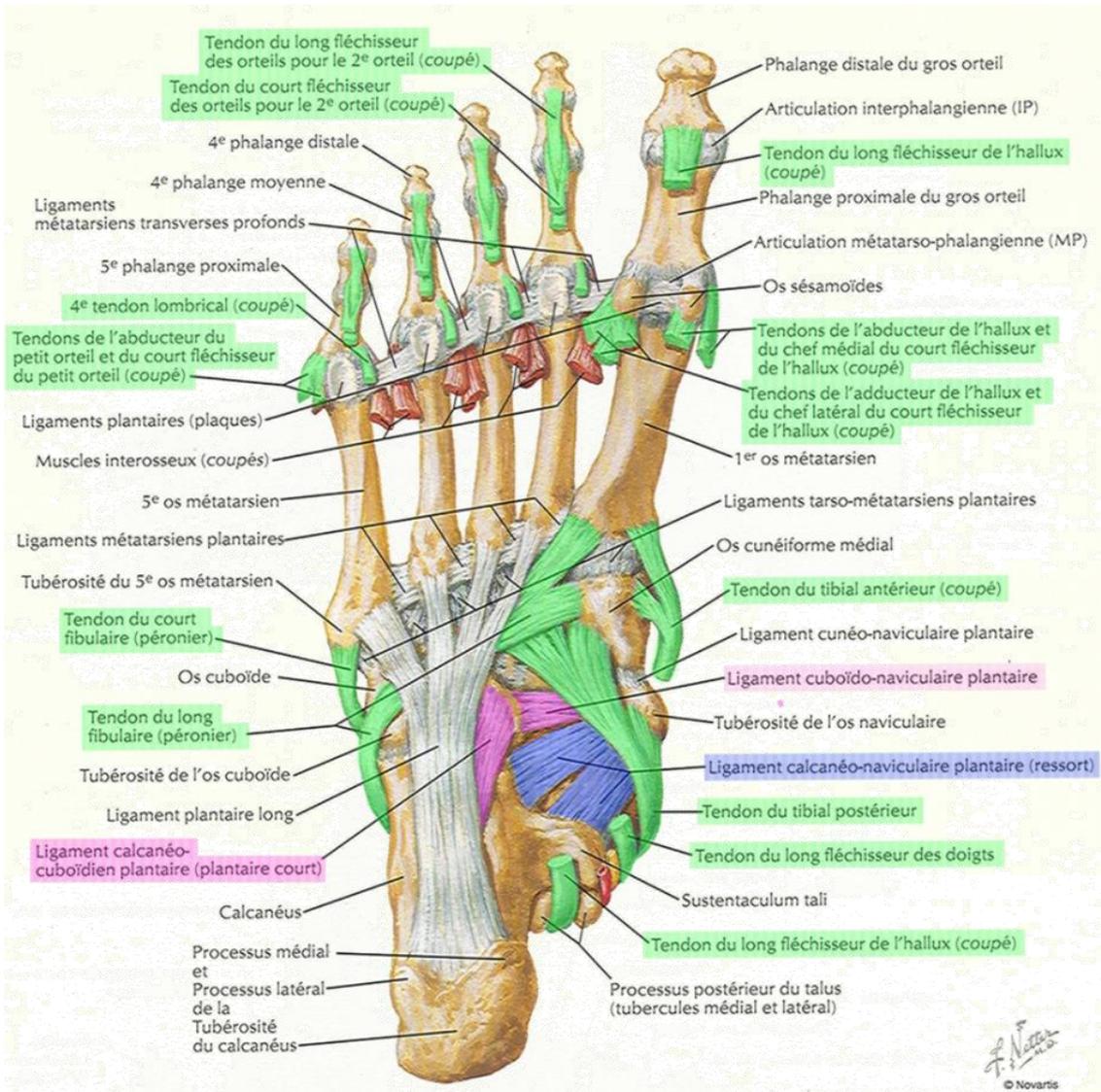
- Finite Element Study." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21 (4): 332–43. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1452202>.
- Warren, Gordon L., Ruth M. Maher, and Elizabeth J. Higbie. 2004. "Temporal Patterns of Plantar Pressures and Lower-Leg Muscle Activity during Walking: Effect of Speed." *Gait & Posture* 19 (1): 91–100. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00031-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00031-6).
- Watanabe, Kota, Harold B. Kitaoka, Tadashi Fujii, Xavier Crevoisier, Lawrence J. Berglund, Kristin D. Zhao, Kenton R. Kaufman, and Kai-Nan An. 2013. "Posterior Tibial Tendon Dysfunction and Flatfoot: Analysis with Simulated Walking." *Gait & Posture* 37 (2): 264–68. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.015>.
- Wearing, Scott C., James E. Smeathers, Stephen R. Urry, Ewald M. Hennig, and Andrew P. Hills. 2006. "The Pathomechanics of Plantar Fasciitis." *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 36 (7): 585–611. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636070-00004>.
- Whittaker, Eric C., Patrick M. Aubin, and William R. Ledoux. 2011. "Foot Bone Kinematics as Measured in a Cadaveric Robotic Gait Simulator." *Gait & Posture* 33 (4): 645–50. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.011>.
- Whittaker, Glen A., Shannon E. Munteanu, Hylton B. Menz, Jade M. Tan, Chantel L. Rabusin, and Karl B. Landorf. 2017. "Foot Orthoses for Plantar Heel Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis." *British Journal of Sports Medicine*, September. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097355>.
- Williams, Dorsey S., and Irene S. McClay. 2000. "Measurements Used to Characterize the Foot and the Medial Longitudinal Arch: Reliability and Validity." *Physical Therapy* 80 (9): 864–71. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.864>.
- Williams, Dorsey S., Irene S. McClay, Joseph Hamill, and Thomas S. Buchanan. 2001. "Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches." *Journal of Applied Biomechanics* 17 (2): 153–63. <https://doi.org/10.1123/jab.17.2.153>.
- Wong, Duo Wai-Chi, Yan Wang, Aaron Kam-Lun Leung, Ming Yang, and Ming Zhang. 2018. "Finite Element Simulation on Posterior Tibial Tendinopathy: Load Transfer Alteration and Implications to the Onset of Pes Planus." *Clinical Biomechanics* 51 (Supplement C): 10–16. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.11.001>.
- Wong, Lilian, Adrienne Hunt, Joshua Burns, and Jack Crosbie. 2008. "Effect of Foot Morphology on Center-of-Pressure Excursion during Barefoot Walking." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98 (2): 112–17.
- Woodburn, James, Philip S. Helliwell, and Sharon Barker. 2003. "Changes in 3D Joint Kinematics Support the Continuous Use of Orthoses in the Management of Painful Rearfoot Deformity in Rheumatoid Arthritis." *The Journal of Rheumatology* 30 (11): 2356–64.
- Wright, D. G., S. M. Desai, and W. H. Henderson. 1964. "Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex during the Stance Phase of Walking." *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 46 (March): 361–82.
- Wright, D. G., and D. C. Rennels. 1964. "A Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia." *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 46 (April): 482–92.
- Wu, Lijun. 2007. "Nonlinear Finite Element Analysis for Musculoskeletal Biomechanics of Medial and Lateral Plantar Longitudinal Arch of Virtual Chinese Human after Plantar Ligamentous Structure Failures." *Clinical Biomechanics* 22 (2): 221–29. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.009>.
- Xiong, Shuping, Ravindra S. Goonetilleke, Channa P. Witana, Thilina W. Weerasinghe, and Emily Yim Lee Au. 2010. "Foot Arch Characterization: A Review, a New Metric, and a Comparison." *Journal of the American Podiatric Medical Association* 100 (1): 14–24.

- Zelik, Karl E., Valentina La Scaleia, Yuri P. Ivanenko, and Francesco Lacquaniti. 2015. "Coordination of Intrinsic and Extrinsic Foot Muscles during Walking." *European Journal of Applied Physiology* 115 (4): 691–701. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3056-x>.
- Zhang, M., and A. F. T. Mak. 1999. "In Vivo Friction Properties of Human Skin." *Prosthetics and Orthotics International* 23 (2): 135–41. <https://doi.org/10.3109/03093649909071625>.
- Zhang, Xianyi, Jeroen Aeles, and Benedicte Vanwanseele. 2017. "Comparison of Foot Muscle Morphology and Foot Kinematics between Recreational Runners with Normal Feet and with Asymptomatic over-Pronated Feet." *Gait & Posture* 54 (May): 290–94. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.030>.
- Zing, Emmanuel, and Alain Goldcher. 2014. "Examen Clinique Du Pied et de La Cheville Chez L'adulte." *Revue Du Rhumatisme Monographies, Pathologies du Pied et de la Cheville. Première partie.*, 81 (2): 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2014.01.004>.

Annexes

Annexe 1 : Schémas représentant les tendons (vert) et les ligaments du pied (articulations de la cheville (rouge), sous-talienne (bleu) médio-tarse (violet)) (figures adaptées de Netter (Netter 2011))





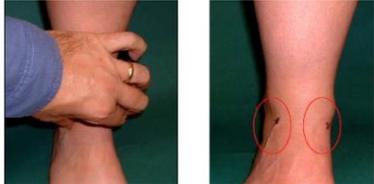
Annexe 2 : Revue des études ayant réalisées une analyse du mouvement du pied par marqueurs invasifs

auteurs	(Ouzounian and Shereff 1989)	(Nester et al. 2007)	(Lundgren et al. 2008)	(E. C. Whittaker, Aubin, and Ledoux 2011)	(Arndt et al. 2007)	(Chen Wang et al. 2016)
protocole	10 Cadavres / marqueurs invasifs / effort flexion/éversion 1 ^{er} et 5 ^{ème} MT	13 Cadavres / marqueurs invasifs / marche	6 sujets / marqueurs invasifs / marche	3-6 Cadavres / marche	4 sujets / marqueur invasifs / course lente	7 sujets sains / invivo 3D to 2D Xray / marche

		Articulations	(Ouzounian)	(Nester)	(Lundgren)	(Whittaker)	(Arndt)	(Chen Wang)	%	moyenne
ROM Sagittal (°)	Sous-talienne	Talo-calcaneus	11.4*	7.8	6.8	6.8	5.7	6.93	100%D	7
	Chopart	Talo-naviculaire (longi.)	7	12.2	8.4	9.6	6.5	7.39	100%D	8.5
		Calcaneo-cuboïdienne (obli.)	2.3	9.8	9.7	8.8	7.8	4.88	100%D	8.5
	tarse	Naviculo-cunéiforme médiale	5.0	11.4		12.2	7.1		100%D	10.5
		Naviculo-cunéiforme médiane	5.2	9.8	11.5				100%D	
		Naviculo-cunéiforme latérale	2.6	14.3					100%D	
	Lisfranc	Cunéo-métatarsienne 1 ^{er} MT	3.5	5.6	5.3	5.6	4.9		100%D	5.5
		Cunéo-métatarsienne 2 ^{ème} MT	0.6	5.3					100%D	
		Cunéo-métatarsienne 3 ^{ème} MT	1.6	7.3		7.4			100%D	
		Cuboïdo-métatarsienne 4 ^{ème} MT	9.6	10.4					100%D	
	Cuboïdo-métatarsienne 5 ^{ème} MT	10.2	12.5	13.3	12.3	11.4		100%D	11	
ROM Frontal (°)	Sous-talienne	Talo-calcaneus	11.4*	9.7	9.8	8.6	8.9	13.69	50%	10
	Chopart	Talo-naviculaire (longi.)	17.7	12.4	14.9	18.8	13.5	21.12	50%	15
		Calcaneo-cuboïdienne (obli.)	7.3	7.6	11.3	8.6	6.3	8.2	50%	8.5
	tarse	Naviculo-cunéiforme médiale	7.3	8.3		9.4	8.1			8.5
		Naviculo-cunéiforme médiane	3.5	8.1	10.4					
		Naviculo-cunéiforme latérale	2.1	7.4						
	Lisfranc	Cunéo-métatarsienne 1 ^{er} MT	1.5	6.9	5.4	8.5	5.3		50%	5.5
		Cunéo-métatarsienne 2 ^{ème} MT	1.2	5.1						
		Cunéo-métatarsienne 3 ^{ème} MT	2.6	7.7		5.8				
		Cuboïdo-métatarsienne 4 ^{ème} MT	11.1	10.4						
	Cuboïdo-métatarsienne 5 ^{ème} MT	9.0	12.9	10.4	11.9	5.1			11	
ROM Transverse (°)	Sous-talienne	Talo-calcaneus		8.1	7.5	6.2	5.9	10.74	66%ABD	7.5
	Chopart	Talo-naviculaire (longi.)		16.8	16.3	14.9	8.7	16.11	75%ABD	15
		Calcaneo-cuboïdienne (obli.)		8.0	8.1	7.5	6.9	9.11		8.5
	tarse	Naviculo-cunéiforme médiale		4.5		5.8	4.1			5.5
		Naviculo-cunéiforme médiane		5.4	6.2					
		Naviculo-cunéiforme latérale		11.2						
	Lisfranc	Cunéo-métatarsienne 1 ^{er} MT		5.1	6.1	5.5	4.3			5.5
		Cunéo-métatarsienne 2 ^{ème} MT		4.6						
		Cunéo-métatarsienne 3 ^{ème} MT		4.9		7.0				
		Cuboïdo-métatarsienne 4 ^{ème} MT		5.3						
	Cuboïdo-métatarsienne 5 ^{ème} MT		5.1	9.8	9.1	9.6			10	

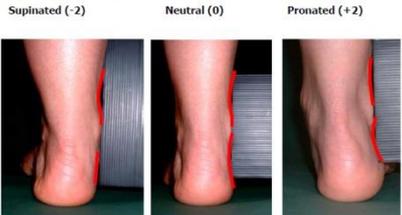
Annexe 3 : Critères et échelle de notation du Foot Posture Index (FPI)

1. Évaluation de la position de la tête du talus (par palpation)



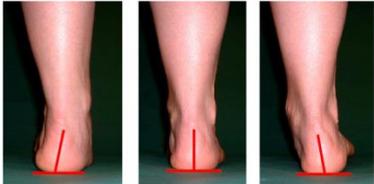
Score	-2	-1	0	1	2
	Talar head palpable on lateral side/ but not on medial side	Talar head palpable on lateral side/ slightly palpable on medial side	Talar head equally palpable on lateral and medial side	Talar head slightly palpable on lateral side/ palpable on medial side	Talar head not palpable on lateral side/ but palpable on medial side

2. Évaluation de la courbe au-dessus et au-dessous de la malléole latérale (par observation)



Score	-2	-1	0	1	2
	Curve below the malleolus either straight or convex	Curve below the malleolus concave, but flatter/ more shallow than the curve above the malleolus	Both infra and supra malleolar curves roughly equal	Curve below malleolus more concave than curve above malleolus	Curve below malleolus markedly more concave than curve above malleolus

3. Orientation du calcanéus (observation inversion et éversion du calcanéus)



Score	-2	-1	0	1	2
	More than an estimated 5° inverted (varus)	Between vertical and an estimated 5° inverted (varus)	Vertical	Between vertical and an estimated 5° everted (valgus)	More than an estimated 5° everted (valgus)

4. Proéminence dans la région de l'articulation talo-naviculaire



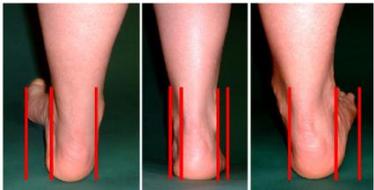
Score	-2	-1	0	1	2
	Area of TNJ markedly concave	Area of TNJ slightly, but definitely concave	Area of TNJ flat	Area of TNJ bulging slightly	Area of TNJ bulging markedly

5. Hauteur et congruence de l'arche longitudinale médiale



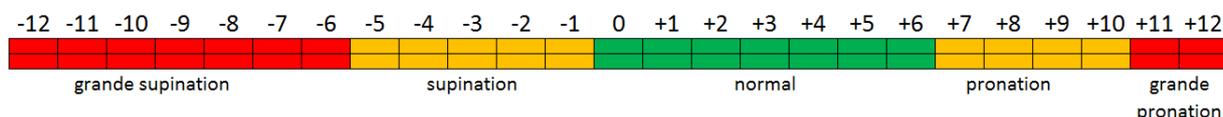
Score	-2	-1	0	1	2
	Arch high and acutely angled towards the posterior end of the medial arch	Arch moderately high and slightly acute posteriorly	Arch height normal and concentrically curved	Arch lowered with some flattening in the central portion	Arch very low with severe flattening in the central portion - arch making ground contact

6. Abduction/ adduction de l'avant-pied sur l'arrière pied



Score	-2	-1	0	1	2
	No lateral toes visible. Medial toes clearly visible	Medial toes clearly more visible than lateral	Medial and lateral toes equally visible	Lateral toes clearly more visible than medial	No medial toes visible. Lateral toes clearly visible

Echelle de notation du FPI :



Annexe 4 : Coefficients de corrélation intra classe (ICC) des critères statiques

Auteurs	Protocole	Empreintes						Visuel	Mesures directes							Radiographies				
		arch angle (AA)	footprint index (FI)	arch index (AI)	truncated Arch index (TAI)	modified arch index (MAI)	arch length index (ALI)	foot posture index (FPI)	LAA	hauteur arche (AH)	arch height index (AHI)	hauteur naviculaire (NH)	hauteur naviculaire normalisée (NNH)	hauteur naviculaire normalisée troncatée (NNHt)	malleolar valgus index (MVI)	calcaneal inclination angle (CIA)	calcaneal-first metatarsal angle (C1MA)	hauteur naviculaire (NHR)	hauteur naviculaire normalisée (NNHr)	hauteur naviculaire normalisée troncatée (NNHtr)
(Hylton B. Menz and Munteanu 2005)	n=95 personnes âgées			intra : 0.99				intra : 0.61							intra : 0.99	intra : 0.98	intra : 0.99	intra : 0.98	intra : 0.99	
(Hawes et al. 1992)	n=115 H	intra : 0.91 inter : 0.79	intra : 0.94 inter : 0.86	intra : 0.93 inter : 0.91	intra : 0.96 inter : 0.91				intra : 0.99 inter : 0.98											
(Xiong et al. 2010)	n=48		intra : 0.96	intra : 0.97		intra : 0.98				intra : 0.96		intra : 0.98		/						
(Saltzman, Nawoczenski, and Talbot 1995)	n=100								intra : 0.91 inter : 0.76		intra : 0.90 inter : 0.74	intra : 0.92 inter : 0.75			intra : 0.99 inter : 0.99	intra : 0.99 inter : 0.99				
(Williams and McClay 2000)	n= 51 (102 mesures) 10 -90%BW									intra : 0.97 inter : 0.83	intra : 0.97 inter : 0.76	intra : 0.97 inter : 0.74	intra : 0.97 inter : 0.74							
(Shiang et al. 1998)	n=34 (68 mesures)	/																		
(George S. Murley, Menz, and Landorf 2009a)	n=91	/																		
(Song et al. 1996)	n=20													intra : 0.98 inter : 0.97						
(Langley, Cramp, and Morrison 2016)	n=30		Intra : 0.93						intra : 0.91											
(McCrorry et al. 1997)	n=45																intra : 1.00	intra : 1.00		
(Teyhen et al. 2009)	n=1000									inter : 0.98	inter : 0.96									
(Razeghi and Batt 2002)	revue								intra : 0.90 inter : 0.81						intra : 0.99	intra : 0.99				
(Chu et al. 1995)	n=51 (102 mesures)	/					coef variation : 1.28%													
(Thomas G. McPoil and Cornwall 2005)	N=42								intra : 0.95 inter : 0.67											
(Redmond, Crosbie, and Ouvrier 2006)	/							intra : 0.62-0.91												
Intra-individus		0.91	0.94-0.96	0.93-0.99	0.96	0.98	0.96	0.61-0.91	0.90-0.95	0.91-0.99	0.96 - 0.97	0.90-0.97	0.92-0.98	0.97	0.98	0.99	0.98-0.99	0.99-1	0.98-1	0.99
Inter-individus		0.79	0.86	0.91	0.91	/	0.7	/	0.67-0.81	0.76-0.98	0.83-0.96	0.74-0.76	0.74-0.75	0.74	0.97	0.99	0.99			

Annexe 5 : Corrélation des critères statiques (r=coefficient de Pearson)

critères	Empreintes						Visuel	Mesures directes						Radiographies					
	arch angle (AA)	footprint index (FI)	arch index (AI)	truncated Arch index (TAI)	modified arch index (MAI)	arch length index (ALI)	foot posture index (FPI)	LAA	hauteur arche (AH)	arch height index (AHI)	hauteur naviculaire (NH)	hauteur naviculaire normalisée (NNH)	hauteur naviculaire normalisée tronquée (NNHt)	maleolar valgus index (MVI)	calcaneal inclination angle (CIA)	calcaneal-first metatarsal angle (C1MA)	hauteur naviculaire (NHr)	hauteur naviculaire normalisée (NNHr)	hauteur naviculaire normalisée tronquée (NNHtr)
Empreintes	footprint index (FI)	-0.68 ^d -0.48 ^c																	
	arch index (AI)	-0.81 ^d -0.5 ^c	-0.59 ^d -0.89 ^b -0.76 ^b -0.55 ^c																
	truncated Arch index (TAI)	0.92 ^d 0.62 ^c	-0.64 ^d 0.89 ^c	-0.89 ^d -0.81 ^c															
	modified arch index (MAI)	-0.58 ^c	-0.67 ^b -0.59 ^c	0.76 ^b 0.89 ^b 0.94 ^c	-0.80 ^c														
	arch length index (ALI)	-0.93 ^d -0.13 ^{*c}	-0.66 ^d -0.01 ^{*c}	0.85 ^d 0.04 ^{*c}	-0.89 ^d -0.05 ^{*c}	0.08 ^{*c}													
Visuel	foot posture index (FPI)			0.42 ^a															
Visuel	hauteur arche (AH)	0.39 ^d	0.2 ^d	-0.39 ^d	0.35 ^d		-0.36 ^d												
	arch height index (AHI)		0.44 ^b	-0.52 ^b -0.32 ^b		-0.27 ^{*b}													
	hauteur naviculaire (NH)	0.46 ^c	0.55 ^c	-0.47 ^a -0.70 ⁱ -0.73 ^c	0.65 ^c	-0.71 ⁱ -0.74 ^c	-0.14 ^{*c}	-0.73 ^a											
	hauteur naviculaire normalisée (NNH)		0.69 ^b	-0.49 ^a -0.66 ^b -0.47 ^b		-0.34 ^b		-0.73 ^a		0.77 ^b	0.98 ^a 0.91 ^f								
	hauteur naviculaire normalisée tronquée (NNHt)			-0.47 ^a -0.58 ^g				-0.72 ^a			0.99 ^a	0.98 ^a							
	maleolar valgus index (MVI)		-0.22 ^{*b}	0.29 ^{*b} -0.03 ^{*b}		-0.13 ^{*b}				-0.427 ^b		-0.42 ^b							
Radiographies	calcaneal inclination angle (CIA)			-0.68 ^a -0.59 ^g			-0.36 ^a			0.44 ^a	0.45 ^a 0.57 ^e	0.43 ^a 0.60 ^g							
	calcaneal-first metatarsal angle (C1MA)			0.71 ^a 0.66 ^g			0.42 ^a			-0.52 ^a	-0.55 ^a -0.77 ^e	-0.54 ^a -0.70 ^g							
	hauteur naviculaire (NHr)			-0.52 ^a 0.67 ^h			-0.59 ^a			0.79 ^a 0.90 ^{**f}	0.78 ^a	0.80 ^a							
	hauteur naviculaire normalisée (NNHr)			-0.51 ^a 0.71 ^h			-0.58 ^a			0.72 ^a	0.76 ^a 0.91 ^{**f}	0.755 ^a							
	hauteur naviculaire normalisée tronquée (NNHtr)			-0.517 ^a			-0.565 ^a			0.72 ^a	0.75 ^a	0.75 ^a 0.92 ^{**f}							

^a(Hylton B. Menz and Munteanu 2005), ^b(Xiong et al. 2010), ^c(Shiang et al. 1998), ^d(Hawes et al. 1992), ^e(Saltzman, Nawoczinski, and Talbot 1995), ^f(Williams and McClay 2000), ^g(George S. Murley, Menz, and Landorf 2009a), ^h(McCrorry et al. 1997), ⁱ(Chu et al. 1995), ^j(Song et al. 1996), *p>0.05 ; ** ICC ; en rouge = r < 0.5, en orange = 0.5 < r < 0.7, en vert = r > 0.7, en blanc = différences trouvées entre les auteurs

Annexe 6 : Revue de littérature de sur la cinématique des pieds plats et creux durant la marche

Auteurs	protocole	Résultats pied plat	Résultats pied creux
(Levinger et al. 2010)	N=19 : 10 normal 9 plats, Radiographie antéro-postérieur and latérale : talus-second metatarsal angle, talonavicular coverage angle, calcaneal inclination angle, calcaneal-first metatarsal angle Oxford foot model (4 segments) AVP (AVP-ARP) / ARP (APR-tibia) / tibia (tibia-laboratoire)	<ul style="list-style-type: none"> • Avant-pied : + pic de flexion plantaire / + abduction / - pic adduction • Arrière-pied : + rotation interne (plus grande pronation) / + éversion / = sagittal • Tibia : + rotation interne (transverse) / + déplacement latéral (frontal) / =sagittal 	
(Saraswat et al. 2014)	N=20, enfants (8-14ans) 10 planovalgus (18pieds) et 10 normaux (20pieds) Radiographie : calcaneal pitch, lateral talo-first metatarsal angle, talonavicular coverage angle, AP talo-first metatarsal + calcaneal valgus (goniomètre) Modèle cinématique 3 segments (mSHCG foot model) scores pied plat : normal<2.5, faible : 2.5-5, modéré : 5-7.5, sévère : 7.5-10, très sévère >10	<ul style="list-style-type: none"> • cheville : + éversion (valgus)/ +flexion plantaire / - ROM flexion / = ROM inv/éversion • médio-pied : +flexion dorsale /+pronation dorsale / = ROM flexion • hallux : + flexion plantaire / - ROM flexion 	
(Kruger et al. 2019)	N=33 adultes : 11 creux, 11plat, 11 normal, posture : RCSP + FF-RF (Hillstrom et al. 2013) Milwaukee Foot Model (MFM) + capture du mouvement (Vicon) Tibia (Tibia/labo), arrière-pied (ARP-tibia), avant-pied (AVP-ARP) position neutre en charge	<ul style="list-style-type: none"> • arrière-pied : - flexion dorsale / +éversion / +rotation externe (transverse) • avant-pied : - flexion plantaire / + varus (coronal) • tibia : += rotation interne 	<ul style="list-style-type: none"> • arrière-pied : + flexion dorsale / +inversion • avant-pied : + flexion plantaire / +valgus (coronal) / +adduction (transverse) • tibia : + rotation interne
(Buldt, Levinger, et al. 2015)	N=97 (37 normaux, 30 creux, 30 plat) Posture : FPI, Arch Index et hauteur naviculaire normalisée model : 5 segments (proche Oxford foot model) position neutre en charge	<ul style="list-style-type: none"> • medio-pied : - ROM éversion et propulsion 	<ul style="list-style-type: none"> • arrière-pied : + pic éversion / + abduction / altération angle frontal (inversion-éversion) transverse • medio-pied : - pic flexion dorsale / -ROM transverse durant contact et appui unipodal
(Rankine et al. 2008)	Revue de littérature modèle cinématique PTTD	<ul style="list-style-type: none"> • arrière-pied : -flexion dorsale / + éversion / +rotation externe • avant-pied : - flexion plantaire / - abduction • hallux (Ness) : - flexion dorsale / + inversion contact et - inversion reste cycle / - abduction 	
(E. Sanchis-Sales et al. 2018)	N= 70 (30 normaux, 20 plat, 20 creux) Posture : FPI Plan sagittal uniquement	<ul style="list-style-type: none"> • cheville : -ROM flexion • métatarses : -ROM flexion 	Pas différence pied creux et normal
(Buldt et al. 2013)	revue de littérature : (Houck, Tome, and Nawoczinski 2008) (Cobb et al. 2009) (Powell et al. 2011) (Hunt and Smith 2004)	<ul style="list-style-type: none"> • arrière-pied : + ROM transverse / + pic éversion • avant-pied : + ROM transverse (éversion) différence dans le plan frontal 	

Annexe 6 (suite) : Synthèse consensus cinématique du pied

	Plan sagittal (flexion plantaire dorsale)		Plan frontal/coronal (éversion-inversion)		Plan transverse (abduction-adduction) (rotation interne-externe)	
	plat	Creux	plat	creux	plat	creux
Arrière-pied	<p>- flexion dorsale (Rankine et al. 2008) (Kruger et al. 2019)</p> <p>+ flexion plantaire (Saraswat et al. 2014)</p> <p>- ROM flexion (Saraswat et al. 2014)</p>	<p>+ flexion dorsale (Kruger et al. 2019)</p>	<p>+ éversion (Rankine et al. 2008) (Levinger et al. 2010) (Buldt et al. 2013) (Kruger et al. 2019) (Saraswat et al. 2014)</p>	<p>+ eversion (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p> <p>+ inversion (Kruger et al. 2019)</p>	<p>+ rotation externe avant propulsion (Rankine et al. 2008) (Kruger et al. 2019)</p> <p>+ rotation interne tibia (Levinger et al. 2010)</p>	<p>+ rotation externe (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p>
Médio-pied	<p>+ flexion dorsale (Saraswat et al. 2014)</p>	<p>- flexion dorsale (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p>	<p>- ROM ever pre-swing (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p>			<p>- ROM (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p> <p>+ abduction contact (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p>
Avant-pied	<p>- flexion plantaire (Rankine et al. 2008) (Kruger et al. 2019)</p> <p>+ flexion plantaire (Levinger et al. 2010)</p>	<p>+ flexion plantaire (Kruger et al. 2019)</p>	<p>+ inversion (Kruger et al. 2019) (Shift to Varus +)</p> <p>+ eversion (Buldt et al. 2013)</p> <p>Pas de consensus (Rankine et al. 2008)</p>	<p>- inversion (Buldt, Levinger, et al. 2015) (Kruger et al. 2019) (Shift to valgus)</p>	<p>+ abduction (Rankine et al. 2008) (Levinger et al. 2010)</p> <p>- adduction (Levinger et al. 2010)</p>	<p>- abduction (Buldt, Levinger, et al. 2015) (Kruger et al. 2019)</p>
Hallux	<p>- flexion dorsale (Rankine et al. 2008)</p> <p>+ flexion plantaire (Saraswat et al. 2014)</p> <p>- ROM flexion (Saraswat et al. 2014)</p>		<p>+ inversion (contact) - inversion (reste) (Rankine et al. 2008)</p>	<p>+ inversion (Buldt, Levinger, et al. 2015)</p>	<p>+ abduction jusqu'à propulsion (Rankine et al. 2008)</p>	

Annexe 7 : Synthèse des principaux modèles éléments finis de pied, et des propriétés matériaux utilisées

*GRF : force de réaction au sol, pts : instants dynamique de la phase d'appui choix pour l'analyse quasi-statique, CSA : aire de la section (mm²)

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Cheung et al. 2005)	propriété matériau : influence raideur tissu mou sur pression plantaire	statique + 1 patient pression	Cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasiou et al. 1998)	0.4
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964) CSA = 290.7mm ²	/
			tissu mou	3D tétra	hyper-élastique	C10=0.08556, C01=-0.05841, C20=0.039, C11=-0.042319, C02=0.00851, D1=3,65273, D2=0.000 (Lemmon et al., 1997)	/
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa (Siegler et al., 1988) CSA = 18,4mm ²	/
(Erdemir et al. 2006)	propriété matériau talon : sain et diabétique	statique talon compression + 20 sujets sain et diabétique épaisseur tissu/pression	tissu mou talon	2D quad	Ogden hyper-élastique	(homogène : peau + tissu mous) normal : $\mu_1=16.45\text{Kpa}$ (8.27), $\alpha_1=6.82$ (1.57) diabétique : $\mu_1=16.88$ (6.70), $\alpha_1=7.02$ (1.43)	/
(Cheung and Zhang 2006)	Fonction (pied plat : dysfonction tibial postérieur) : influence suppression fascia et tendon tibial postérieur sur contraintes des tissus + mouvement	statique phase appui + cadavre / force musculaire	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasiou et al. 1998)	0.45 - 0.49
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa (Siegler et al., 1988), CSA=18.4mm ²	0.3
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964), CSA=58.6mm ²	/
			tissu mou	3D tétra	hyper-élastique	C10= 0.08556, C01= -0.05841, C20= 0.03900, C11= - 0.02319, C02= 0.00851 D1= 3.65273, D2= 0.00000 (Lemmon et al., 1997)	/
(Spears et al. 2007)	ortho (maintien talon) : influence sur contrainte tissus talon	model 2D talon + statique + 1 personne IRM	peau	2D tria	Ogden hyper-élastique	composite : $\mu_1=640\text{KPa}$, $\alpha_1=6.8$ homogène : $\mu_1=16\text{KPa}$, $\alpha_1=6.2$ (Erdemir 2006)	/
			tissu mou talon	2D tria	Ogden hyper-élastique	composite : $\mu_1=0.290\text{KPa}$, $\alpha_1=8.8$ homogène : $\mu_1=16\text{KPa}$, $\alpha_1=6.82$ (Erdemir 2006)	/
(Wu 2007)	fonction : influence suppression fascia, tension muscles intrinsèques et ligaments sur contrainte os muscles	2D arche médiale/latérale statique + littérature (pression, muscle)	cartilage	2D tria	Neo-Hookean hyper- élastique	C10 = 1.67 MPa Buchler et al. (2002) E = 10 MPa, Jacob and Patil (1999)	0.1
			ligament	Barre	linéaire élastique	E= 260MPa (Cheung et al. 2004 2005)	/
			muscle : tendon	2D tria	linéaire élastique $E_x/E_y = 42$ $E_x/G_{xy} = 120$	E=1200 MPa, m = 0.4 (Mow et al. 2000) (Maganaris and Paul, 1999)	/
			muscles intrinsèque	2D tria	Mooney-Rivlin hyper- élastique	C10= 0.1MPa, C01 = 0.06MPa, E=1.08MPa (Buchler et al., 2002)	/
			fascia plantaire	2D tria	Linéaire élastique $E_x/E_y = 42$ $E_x/G_{xy} = 120$	E = 350MPa (wright and Rennels, 1964) (Cheung et al. 2004 2005)	/
			tissu mou talon	2D tria	linéaire élastique	E=1Mpa Jacob and Patil (1999)	/

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Cheng et al. 2008)	fonction : influence flexion dorsale orteils sur contrainte et déformation fascia et hauteur d'arche	statique + littérature cadavre / hauteur arche Xray 6 sujets	cartilage	3D Tétra	linéaire élastique	E=10MPa (Gefen 2003)	0.4
			ligament	Barre	linéaire élastique	E=260MPa (Siegler et al., 1988).	0.49
			fascia plantaire	3D tétra	Mooney-Rivlin hyper-élastique	C10= -222.1, C01= 290.97, C20= -1.1257, C11= 4.7267, C02= 79.602 (Kitaoka et al. 1994), e=2mm	/
(Cheung and Zhang 2008)	ortho : influence paramètres semelle sur pression plantaire	statique + cheung 2005	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasίου et al. 1998)	0.4
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa (Siegler et al., 1988), CSA=18.4mm ²	/
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964), CSA=58.6mm ²	/
			tissu mou	3D tétra	hyper-élastique	C10=0.08556, C01=-0.05841, C20=0.039, C11=-0.042319, C02=0.00851, D1=3.65273, D2=0.000 (Lemmon et al., 1997)	/
(Cheung et al. 2009)	synthèse cheung fascia + semelle	statique + 1 patient	ligament	Barre	homogène, linéaire élastique	E= 260MPa (Siegler et al. 1988) CSA = 18.4mm ²	/
			fascia plantaire	Barre	homogène, linéaire élastique	E=350MPa (variation entre 0 => 700) (wright and Rennels, 1964) CSA = 58.6mm ²	0.4
			tissu mou	3D tétra	hyper-élastique	C10= 0.08556, C01= -0.05841, C20= 0.03900, C11= -0.02319, C02= 0.00851 D1= 3.65273, D2= 0.00000 (Lemmon et al., 1997)	0.485
(W.-M. Chen et al. 2010)	fonction : influence charge statique sur contrainte des tissus mous (métatarses)	statique +1 patient pression	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1.01MPa (Athanasίου et al. 1998)	0.4
			ligament	Barre	linéaire élastique	E=260MPa (Siegler et al., 1988)	0.4
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964), CSA=290.7mm ²	0.4
			tissu mou	3D tétra	Ogden hyper-élastique	C10= 0.08556, C01= -0.05841, C20= 0.03900, C11= -0.02319, C02= 0.00851 D1= 3.65273, D2= 0.00000 (Lemmon et al., 1997)	/
(Gu et al. 2010)	propriété matériau talon peau : influence variation propriété peau sur déformation du talon	quasi-statique impact talon + pression	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa	0.4
			peau	3D tétra	Ogden hyper-élastique	$\mu_1=122\text{KPa}$, $\alpha_1=18$	/
			tissu mou	3D tétra	linéaire élastique	E=0.15MPa	0.4
			tissu mou talon	3D tétra	Ogden hyper-élastique	$\mu_1=2.2\text{KPa}$, $\alpha_1=15.96$	/
(Natali et al. 2010)	ortho : influence interaction semelle/pied sur pression plantaire/raideur fascia	quasi-statique phase d'appui + 1 patient	fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	K=180N/mm (170N/mm SD=45 : (Gefen A (2003))), CSA = 18mm ² (Cheung 2014) (Erdemir, 2005)	0.4
			tissu mou	/	talon : Ogden hyper-élastique, autre : hyper-élastique	(Natali, Fontanella, and Carniel 2010)	0.4998

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Natali, Fontanella, and Carniel 2010)	propriété matériau talon	in vitro / in vivo + cadavre	tissu mou talon	/	Hyper-élastique (in vitro)	C1 (μ 1)=4.65.10-3MPa, α 1=1.19, (Kv) 4.73×10-2Mpa	/
			tissu mou talon	/	Module visqueux (in vitro)	y1=8.95×10-1, T1=6.23×10-4s, y2=4.29×10-5, T2=1.55×10-2s, y3=2.76×10-3, T3=9.88×104s, y4=3.12×10-3, T4=9.82×105s	/
			tissu mou talon	/	Hyper-élastique + paramètres visqueux (in vivo)	Kv=1.25×10-1MPa, C1= 1.23×10-2MPa, et paramètre visqueux : y1=7.17×10-1, y2=1.55×10-1, y3=6.52×10-2, y4=6.26×10-2	/
(Iaquinto and Wayne 2010)	fonction corps-rigide (pied plat) : influence ligaments (±45%) déformation (4±2%) et fascia (suppression, raideur (±35%)) sur hauteur d'arche	corps rigide statique + littérature cadavre	cartilage	/	linéaire élastique	K= 13.1±3 N/ mm	/
			Lig ant talofibulaire	Barre	linéaire élastique	K=141.8±79.3 (Siegler et al. 1988)	0.4
			Lig Calcanéo-fibulaire	Barre	linéaire élastique	K=126.6±42.9 (Siegler et al. 1988)	/
			Lig Post deltoïde	Barre	linéaire élastique	K=234.3±77.6 (Siegler et al. 1988)	/
			Lig Post talo-fibulaire	Barre	linéaire élastique	K=164.3±55.5 (Siegler et al. 1988)	0.28
			Lig Tibio-naviculaire	Barre	linéaire élastique	K=39.1±16.6 (Siegler et al. 1988)	0.28
			Lig ressort	Barre	linéaire élastique	K=122.6±66.9 (Siegler et al. 1988)	0.3
			Fascia plantaire (lat)	Barre	linéaire élastique	K=182.2±37.3 (Kitaoka et al. 1994)	/
(Tao et al. 2010)	fonction : influence suppression fascia et ligaments sur contraintes tissus, pression, hauteur arche et déplacement os (plat)	statique + (Tao 2009)	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasios et al. 1998)	0.4
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa (Siegler et al. 1988), CSA=18.4mm ²	/
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels 1964), CSA=58.6mm ²	/
			tissu mou	3D tétra	linéaire élastique	E=0.45 (Hsu 2005)	0.49
(Qiu et al. 2011)	ortho : modélisation couplage pied chaussure	statique + littérature pression	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa	0.4
			ligament	3D tétra	linéaire élastique	E=260Mpa	0.4
			fascia plantaire	3D tétra	linéaire élastique	E=350Mpa	0.4
			tissu mou	3D tétra	incompressible Moonley-Rivlin hyper-élastique	C10 = 0.08556 Nmm-2, C01 = -0.05841 Nmm-2, C20 = 0.03900 Nmm-2, C11= -0.02319 Nmm-2, C02 = 0.00851Nmm-2, D1= 3.65273 mm2 N-1, D2=0 (Lemmon et al. 1997)	/
(Natali et al. 2011)	propriété matériau talon : model calcaneus	in vitro / in vivo + cadavre	tissu mou talon	3D tétra	hyper-élastique	in vitro : C1 μ 1=0.0123MPa, α 1=1.19, Kv (bulk modulus)=0.125 r=10.6 in situ : C1 μ 1=0.004MPa, α 1=23.2, Kv (bulk modulus)=0.0407MPa, r=0.232	0.49
(Sopher et al. 2011)	fonction : influence posture pied, raideur support, chargement et propriété tissu talon sur risque ulcères alité	statique talon alité + ?	peau	3D tétra	Ogden hyper-élastique	composite : μ 1=640 kPa, α 1=6.8, bulk module : 63.8 Mpa (KPA?) (Spears et al., 2007) (Miller-Young et al., 2002)	0.495
			tissu mou talon	3D tétra	Ogden hyper-élastique	composite : μ 1=0.29 kPa, α 1=8.8, Kcalculé= 28.9 kPa (bulk modulus) formule (Miller-Young et al., 2002)	0.495

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(W.-M. Chen et al. 2012)	fonction : influence variation force triceps sural sur pression avant-pied / rotation métatarses	quasi-statique phase d'appui second pic +1 patient pression métatarses	tendon Achille	3D tétra	linéaire élastique	E= 816MPa (Wren et al.,2001)	0.3
			autres tendons	Barre		autres tendons E= 450MPa (Garcia-Gonzalez et al.,2009)	0.3
			tissu mou (2nd TMT)	3D tétra	Ogden hyper-élastique	(homogène) $\mu=0.0375\text{KPa}$, $\alpha=5.5$	/
(Isvilanonda et al. 2012)	ortho : influence activation muscles sur griffe hallux + chirurgie sur pression et angle	statique phase appui + pression, alignement littérature	cartilage	3D tétra	rigide	E=0.97 (Athanasίου et al. 1998) friction : statique : 0.102, dynamique 0.085 (Merkher et al., 2006)	0.07
			ligament	Barre	Non linéaire : fonction force/déformation	(Felton, 1996; Luo et al., 1997; Mkandawire et al., 2005; Sarrafian, 1993)	/
			fascia plantaire	Barre	Non linéaire : fonction force/déformation	(Kitaoka et al. 1994)	/
			tissu mou	3D tétra	linéaire élastique	E=2.49MPa (Lemmon et al., 1997)	0.49
			tissu mou	3D tétra	Ogden hyper-élastique	$\mu_1=-0.964\text{MPa}$, $\alpha_1=-0.055$, $\mu_2=-0.00034\text{MPa}$, $\alpha_2=-7.15$ (Lemmon et al., 1997)	0.49
			tissu mou talon	3D tétra	Hyper-élastique	$\mu_1=0.000011\text{MPa}$, $\alpha_1=30.9$, $\mu_2=0.28\text{MPa}$, $\alpha_2=0.467$, $\mu_3=-0.90\text{MPa}$, $\alpha_3=0.14$ (Pai and Ledoux, 2010)	0.49
			tissu mou talon	3D tétra	linéaire élastique	E=1.04MPa (Pai and Ledoux, 2010)	0.49
(Natali, Fontanella, and Carniel 2012)	propriété matériau talon : modèle élément fini simplifié	quasi-statique + tissu cochon	tissu mou (septa = ligament Talo fibulaire)	3D tétra	fibre-renforcée hyper-élastique	$K_v=0.0202\text{Mpa}$, $C_1=0.00463\text{Mpa}$ $C_4=0.236\text{Mpa}$, $a_4=54.8$	/
			tissu mou talon (tissu adipeux cochon)	3D tétra	hyper-élastique	$K_v=0.231\text{Mpa}$, $r=27.4$, $C_1=0.00219\text{Mpa}$, $a_1=53.5$	/
(P.-C. Sun et al. 2012)	fonction : modèles pieds plat, normal, creux : influence hauteur d'arche sur contrainte fascia/os et pression	Statique debout (facteur échelle maillage) + 1 sujet pression	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa	/
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260MPa, CSA = 18.4mm ²	0.4
			fascia plantaire	Barre	Fonction raideur/Effort	(Wright and Rennels 1964), CSA = 5.42mm ²	/
			tissu mou	3D tétra	linéaire élastique	E=0.15MPa	/
(Petre et al. 2013)	propriété matériau avant-pied : modèle avant-pied	IRM décharge -> charge x5 + 1 sujet IRM position	muscle	3D hexa	Ogden hyper-élastique	(décomposé): $\mu_1=0.05737\text{MPa}$, $\alpha_1=28.82$ (homogène) $\mu=0.02660\text{MPa}$, $\alpha=17.68$	/
			peau	3D hexa	Ogden hyper-élastique	(décomposé) $\mu_1=0.04057\text{MPa}$, $\alpha_1=22.71$ (homogène) $\mu=0.02660\text{MPa}$, $\alpha=17.68$	/
			tissu mou	3D hexa	Ogden hyper-élastique	(décomposé) $\mu=0.01653\text{MPa}$, $\alpha=-0.77$ (homogène) $\mu=0.02660\text{MPa}$, $\alpha=17.68$	/
(Qian et al. 2013)	fonction : modèle 2D	statique et dynamique continue (explicite) 2D phase d'appui + 1 sujet GRF, CdP, mouvement os, pression	cartilage	2D quad	Néo-Hookean hyper-élastique	E=10Mpa (Wu 2007)	0.49
			tissu mou	2D quad	linéaire élastique	E= 1.15MPa (Chen 2001 distribution des contraintes durant la phase d'appui)	0.49

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Guiotto et al. 2014)	fonction : influence pied diabétique et normal sur pression et surface de contact	quasi-statique phase appui x4pts* 2 sujets + pression	cartilage			E=1.01MPa	/
			ligament	Barre	linéaire élastique	E=250MPa (Chen et al. 2010; Cheung et al. 2005)	0.4
			muscle : tendon	Barre	linéaire élastique	E=250MPa (Chen et al. 2010; Cheung et al. 2005)	/
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Chen et al. 2010; Cheung et al. 2005)	/
			tissu mou diabétique	3D tétra?	quasi-incompressible hyper-élastique	C10=0.17113, C01=-0.11683, C20=0.07800, C11=-0.04638, C02=0.01702, D1=1.82636, D2=0.000 (Chen et al. 2010)	0.4
tissu mou normal	3D tétra?	quasi-incompressible hyper-élastique	C10=0.08556, C01=-0.05841, C20=0.039, C11=-0.02319, C02=0.00851, D1=3.65273, D2=0 (Chen et al. 2010)	0.4			
(Z. Wang et al. 2014)	fonction : développement modèle pied plat	statique pied plat + 1 sujet pression	ligament	3D tétra	viscoélastique (modèle de Voigt)	E = 260MPa, c=100Pa.s (module visqueux) (Cheung et al. 2005) (Ozen, Sayman, and Havitcioglu 2013) (Qiu et al. 2011)	0.49
			muscle : tendon	3D tétra	viscoélastique (modèle de Voigt)	E=1500MPa, c=100Pa.s (module visqueux) (Maganaris and Paul 1999) (Peltonen et al. 2010)	/
			fascia plantaire	3D tétra	viscoélastique (modèle de Voigt)	E= 350MPa, c=100Pa.s (module visqueux) (Cheung et al. 2005) (Ozen, Sayman, and Havitcioglu 2013) (Qiu et al. 2011)	/
			tissu mou	3D tétra	viscoélastique (modèle de Voigt)	E=2.49MPa, c=100Pa.s (module visqueux) (Isvilanonda et al. 2012)	/
(Fontanella et al. 2015)	fonction : réponse mécanique tissu mous plantaire 1 ^{ère} partie phase de marche	dynamique 10 patients (GRF*, angle cheville) + GRF	cartilage	3D tétra	Hyper-élastique	(Venturato 2012 : foot cartilage hindfoot joint)	0.45 - 0.49
			peau	3D tétra	fibre renforcé hyper-élastique	(Fontanella 2012)	/
			tissu mou	3D tétra	Hyper-élastique	(Fontanella 2012)	0.475
			tissu mou talon	3D tétra	visco-hyperélastique	(Natali 2010, 2011, 2012)	0.4
(W.-M. Chen and Lee 2015)	fonction course talon : influence approche dynamique sur contrainte déformation	dynamique quasi-statique course modèle talon 2D chaussure et 3D + comparaison littérature (force-déformation)	peau	2D quad et 3D tétra	Ogden visco-hyper-élastique	$\mu=640$ kPa, $\alpha=6.8$ (Spears et al. 2007)	/
			tissu mou talon	2Dquad et 3D tétra	Ogden visco-hyper-élastique	$\mu=0.29$ kPa, $\alpha=15.8$ (Spears et al. 2007), paramètres viscoélastique (termes de Prony) : $g1=0.4621$, $t1=0.07294$ s; $g2=0.4959$, $t2=9.610$ s (Wu 2003)	/
(W.-M. Chen, Lee, and Lee 2015)	ortho : influence épaisseur semelle et position élément podologie sur distribution des contraintes dans métatarses	quasi-statique propulsion + (littérature Chen et al. 2010 et2012)	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1.01MPa (Athanasiou et al. 1998)	0.4
			ligament	Barre	ressort : isotropique linéaire élastique	E=260MPa (Siegler et al. 1988) CSA=18.4mm ²	0.4
			tendon fléchisseur	Barre	linéaire élastique	E=450MPa (Garcia-Gonzalez et al. 2009), CSA=12.5mm ²	0.3
			tendon Achille	3D tétra	linéaire élastique	E=816MPa (Wren et al. 2001)	0.3
			fascia plantaire	3D tétra	linéaire isotropique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964)	0.4
			tissu mou	3D tétra	Ogden hyper-élastique	$\mu1=0.0375$ MPa $\alpha1=5.5$ (Chen et al. 2012)	/
(Y.-N. Chen et al. 2015)	fonction : influence marche sur tension fascia	quasi-statique phase d'appui x12pts* + littérature cadavre	cartilage	3D hexa	linéaire élastique	E=50MPa	0.1
			ligament	2D quad	tension	E=260MPa, épaisseur = 0.1mm	0.45
			fascia plantaire	3D hexa	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels, 1964) épaisseur : 2mm	0.45

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Isvilanonda et al. 2016)	propriété matériau talon : sain	cadavre quasi-statique impacteur + courbe force/déformation	tissu mou talon (fat)	3D hexa	Ogden hyper-élastique	(sans peau) $\mu_1=0.0235$ kPa, $\alpha_1=12.07$	0.49
			tissu mou talon (fat)	3D hexa	Ogden hyper-élastique	(sans peau) : $\mu_1=-4.629 \times 10^{-6}$ kPa, $\alpha_1=-16.829$; $\mu_2=-1.613$ kPa, $\alpha_2=-1.043$	0.4
(Ahanchian et al. 2017)	Propriété matériau talon	quasi-statique et dynamique + in vivo analyse inverse	fascia	3D hexa	Linéaire élastique	E=350MPa (Cheung et al. 2005)	0.4
			muscle	3D hexa	Linéaire élastique	E=1.08MPa (Wu 2007)	0.49
			tissu mou talon	3D hexa	Ogden hyper-élastique + viscoélastique (Prony)	Homogène : $\mu=0.041$ MPa, $\alpha=4.2$, $G_1=0.11$ MPa, $\beta_1=0.08$ ms ⁻¹	0.499
(Grigoriadis et al. 2017)	propriété matériau talon	cadavre quasi-statique (0.01mm/s) et dynamique (0.6-3.4m/s)	tissu mou talon	3D tétra	quasi-linéaire élastique viscoélastique (QLV) Yeoh + termes prony	C10=0.1MPa, C30=7MPa, K=2GPa, A1=0.06 (1ms), A2=0.77(10ms), A3=0 (0.1s), A4=0(1s), A5=0.02(10s)	/
(Suzuki et al. 2017)	propriété matériau talon	indentation vitesse lente in vivo (modélisation simplifiée)	tissu mou talon	3D hexa	Ogden hyper-élastique	$c=9.87 \times 10^{-3}$, $a=8.12$, $g_0=0.70$, $g_1=0.18$, $g_2=0.12$, $T_1=0.57$, $T_2=6.03$	0.4
			tissu mou talon		Rivlin généralisé	$C_{10}=4.39 \times 10^{-3}$, $C_{20}=6.55 \times 10^{-4}$, $C_{30}=1.60 \times 10^{-3}$, $g_0=0.71$, $g_1=0.17$, $g_2=0.12$, $T_1=0.61$, $T_2=5.99$	0.4
(Akrami et al. 2017)	fonction : influence propriétés matériau ($\pm 20\%$) et conditions de chargement ($\pm 10\%$ GRF, orientation sol, muscle) sur pics de pression	quasi-statique phase d'appui x5pts* (3GRF+ 3anglesol/pied + 6muscles) + pression	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa	0.4
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa	0.4
			Tendon Achilles	3D tétra	linéaire élastique	E=816MPa (Chen et al. 2012)	0.4
			fascia plantaire	3D tétra	linéaire élastique	E=350MPa, épaisseur : 2mm	0.4
			tissu mou	3D tétra	linéaire élastique	E=1.15Mpa	0.49
(Morales-Orcajo et al. 2017)	fonction : influence force muscle extrinsèque (littérature) sur pronation/supination	quasi-statique phase appui x3pts et debout + 1 patient debout pression / littérature	cartilage arrière-pied	3D tétra	linéaire élastique	E=10MPa (gefen 2002)	
			cartilage avant-pied	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasίου et al. 1998)	0.3
			muscle : tendon	3D tétra	Ogden hyper-élastique	$\mu=33.1622$, $\alpha=24.8987$, $D=0.0001207$	0.49
			muscles	3D tétra	linéaire élastique	E=450MPa (Morales 2015)	/
			fascia plantaire	3D tétra	linéaire élastique	E=350MPa (Cheung 2006)	/
			tissu mou	3D tétra	Ogden hyper-élastique	(Chen 2010) $C_{10}=0.0856$, $C_{01}=-0.05841$, $C_{20}=0.039$, $C_{11}=-0.02319$, $C_{02}=0.00851$, $D_1=3.65273$, $D_2=0$	0.475
(Perrier et al. 2017)	fonction : représentation charge statique et mouvement en décharge par activation musculaire	statique et décharge + 1 patient pression statique debout, cinématique	muscle	3D hexa	hyper-élastique	E=60 kPa	0.495
			peau	3D hexa	hyper-élastique	E=0.2MPa, e=1mm	0.485
			tissu mou	3D hexa	hyper-élastique	E=0.03MPa	0.49
			tissu mou talon	3D hexa	hyper-élastique	E=0.1MPa	0.499
(Scarton et al. 2017)	fonction : méthodologie dynamique pour étudier les contraintes dans les tissus mous pied diabétique	quasi-statique phase d'appui x4pts* + 1 sujet pression	tous matériaux	tous	tous	A. Gefen, Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot, Med. Eng. Phys. 25 (2003) 491-499,	/
(Y. Wang et al. 2018)	ortho : influence prothèse de cheville sur contraintes os / force articulation	quasi-statique phase d'appui x3pts* (3GRF, 1angle sol/pied) + patient pression / cadavre	cartilage	3D tétra	linéaire élastique	E=1MPa (Athanasίου et al. 1998)	0.4
			ligaments	Barre	linéaire élastique	E=260Mpa (Siegler et al. 1988), CSA=18.4mm ²	0.4
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E=350MPa (Wright and Rennels 1964), CSA=58.6mm ²	/
			tissu mou (homogène)	3D tétra	hyper-élastique	$C_{10} = 0.08556$ Nmm ⁻² , $C_{01} = -0.05841$ Nmm ⁻² , $C_{20} = 0.03900$ Nmm ⁻² , $C_{11} = -0.02319$ Nmm ⁻² , $C_{02} = 0.00851$ Nmm ⁻² , $D_1 = 3.65273$ mm ² N ⁻¹ , $D_2 = 0$ (Lemmon et al. 1997)	/

Articles	Application : objectif	Condition et validation	Matériaux	Eléments	Modèle	Module d'Young (E en MPa) Raideur (K en N/mm)	Coef Poisson
(Z. Wang et al. 2018)	ortho (pied plat) : influence paramètres d'ostéotomie calcaneus sur pied plat	statique plat et normal + 2 sujets pression	ligament	Barre	linéaire élastique	E = 260MPa	0.4
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	E= 350MPa	0.4
			tissu mou (homogène)	3D tétra	hyper-élastique	C10=0.08556Nmm ⁻² , C01=-0.05841Nmm ⁻² , C20=0.03900Nmm ⁻² , C11=-0.02319Nmm ⁻² , C02=0.00851Nmm ⁻² , D1=3.65273mm ² N ⁻¹ , D2=0 (Lemmon et al. 1997)	/
(D. W.-C. Wong et al. 2018)	fonction (pied plat): influence muscle tibial postérieur sur déformation ligaments et force articulation	quasi-statique phase appui x5pts (3GRF, 3angle sol/pied) + patient pression / cadavre / impact pendule	ligament avant-pied	Barre	linéaire élastique	E=264.8MPa (Siegler et al. 1988) CSA=18.4mm ² (Milz et al. 1998)	/
			ligaments autre	2D quad	linéaire élastique	e=1.5mm (Cheung et al. 2005).	/
			muscle : tendon	Barre	/	/	0.4
			fascia plantaire	Poulie	linéaire élastique	K = [182.2 - 232.5] N/mm (Kitaoka et al. 1994)	/
			peau	2D tria	Ogden hyper-élastique	μ1=122KPa, α1=18 (Gu et al. 2010), e=2mm (Pailler-Mattei et al. 2008)	/
(Cifuentes-De la Portilla, Larrainzar-Garijo, and Bayod 2019)	fonction (pied plat acquis) : influence tissus (suppression) sur angle déformation	statique + position image IRM 12 patients	cartilage	3Dtétra	Ogden hyper-élastique	μ=4.4MPa, α=2 and D=0.45	0.49
			ligament	3D tétra	linéaire élastique	E=250MPa (Tao et al. 2010; Morales Orcajo et al. 2015)	0.07
			muscle : tendon	3D tétra	linéaire élastique	450MPa (Garcia-Aznar et al. 2009)	/
			fascia plantaire	3D tétra	linéaire élastique	E=240MPa (Wright and Rennels, 1964; Morales Orcajo et al. 2015)	/
(T. L.-W. Chen et al. 2019)	fonction : influence type attaque au sol (avant ou arrière pied) en course à pied sur tension fascia, angle cheville (MLA) et métatarses et déformation arche (AHI)	dynamique continue + littérature cadavre / 1patient (GRF)	ligament	Barre	linéaire élastique	arrière-pied : E=100-320MPa, CSA=7.1-256mm ² (Davis et al. 1996; Kura et al. 2001; Milz et al. 1998; Siegler et al. 1988), autre : 264.8MPa, CSA=10mm ² (Wong et al. 2016)	0.4
			muscle extrinsèques	Poulie	linéaire élastique	K=157.4N/mm (Cook and McDonagh, 1996)	0.4
			muscle intrinsèques	Barre	linéaire élastique	E=264.8MPa, CSA=10mm ² (Wong et al. 2016)	0.4
			fascia plantaire	Barre	linéaire élastique	182.4-232.5N/mm (Kitaoka et al. 1994)	/
			fascia plantaire profond	2D tri	linéaire élastique	E=190MPa (Hurschler et al. 1994), e=0.2mm	0.4
			peau	2D tri	Ogden hyper-élastique	μ1=0.122KPa, α1=18, e=2mm (Pailler-Mattei et al. 2008)	/
			tissu mou	3D tétra	isotropique linéaire élastique	E=800KPa (talon), E=700KPa (avt-pied), E=600KPa (orteils), E=200KPa (reste) (Cheung and Zhang, 2005; Ledoux and Blevins, 2007)	0.4

Annexe 8 : Lois matériaux

Loi linéaire élastique de Johnson-Cook

Dans notre étude, la loi suivant le modèle de Johnson-Cook a été utilisée pour les matériaux isotropes élasto-plastiques :

$$\sigma = (a + b\varepsilon_p^n) \left(1 + c \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right) (1 - T^{*m})$$

$(1 - T^{*m})$: influence du changement de température

$\left(1 + c \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)$: influence du taux de déformation

$(a + b\varepsilon_p^n)$: influence de la déformation plastique

σ = contrainte (Stress)

ε_p = déformation plastique (Plastic strain)

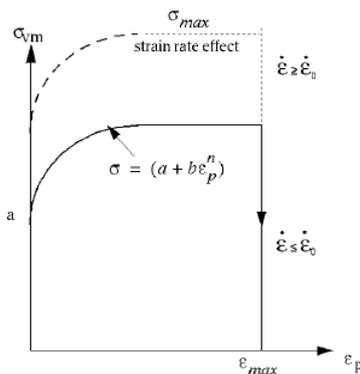
a = limite élastique (yield strength ou yield stress) = σ_y

b = paramètre d'écrouissage (Hardening modulus)

c et $\dot{\varepsilon}_0$ = traduisent la sensibilité à la vitesse de déformation et à la température

b et n = traduisent l'écrouissage et sont calculés suivant

$$a = \sigma_y \quad b = \frac{\sigma_u - \sigma_y}{n \varepsilon_{uts}^{n-1}} \quad n = \frac{\sigma_u \varepsilon_{uts}}{\sigma_u - \sigma_y}$$



σ_u : La limite à la rupture :

ε_{uts} : Déformation à la rupture

Loi hyper-élastique quasi-incompressible (Ogden, Moonley-Rivlin)

La relation contrainte-déformation basée sur la densité d'énergie de déformation est donnée par la formule suivante :

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_p \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_p} - 3) + \frac{K}{2} (J - 1)^2$$

La contrainte correspondante à cette énergie est notée :

$$\sigma_i = \frac{\lambda_i}{J} \frac{\partial W}{\partial \lambda_i},$$

$\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$ avec λ_i extensions principales et ε_i déformations principales

J : jacobien qui représente la variation relative de volume : $J = \frac{\rho_0}{\rho}$

K : module d'élasticité : $K = \mu \cdot \frac{2(1+\nu)}{3(1-2\nu)}$ et $\mu = \frac{\sum_p \mu_p \alpha_p}{2}$

ν : coefficient de poisson

α_p et μ_p : constantes du matériau

La version Moonley-Rivlin donne la contrainte en énergie comme :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$$

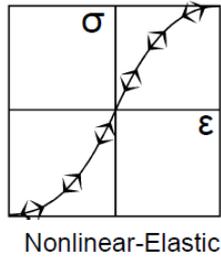
$$\mu_1 = 2 \cdot C_{10}$$

$$\mu_2 = -2 \cdot C_{01}$$

$$\alpha_1 = 2$$

$$\alpha_2 = -2$$

C_{10} et C_{01} sont des paramètres matériaux déterminés par test. I_1 et I_2 sont les 1er et 2nd invariants déviateurs de la déformation



Module visqueux : Modèle généralisé de Maxwell et termes de prony :

Les termes de viscoélasticité des matériaux proviennent du modèle de Maxwell généralisé qui consiste à mettre en parallèle une série de ressorts (raideur : E_i) et d'amortisseurs (viscosité : η_i) (voir Figure 66). Le temps de relaxation de Maxwell est

$$\tau_i = \frac{\eta_i}{E_i} \text{ ou } \beta_i = \frac{1}{\tau_i}$$

$$E(t) = E_\infty + \sum_{i=1}^n E_i e^{-\beta_i t}$$

Avec : E_i et η_i les paramètres de viscoélasticité et τ_i les temps de relaxation associés. La discrétisation de la loi de Maxwell permet d'obtenir les paramètres de séries de Prony (E_i et τ_i)

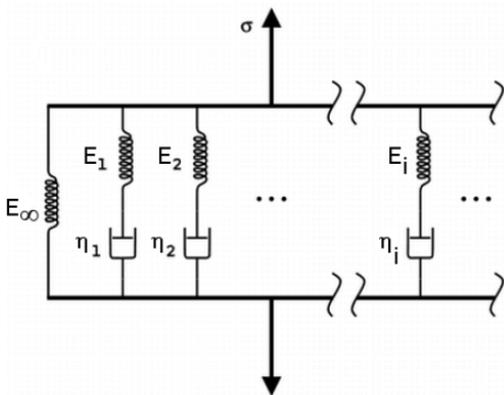
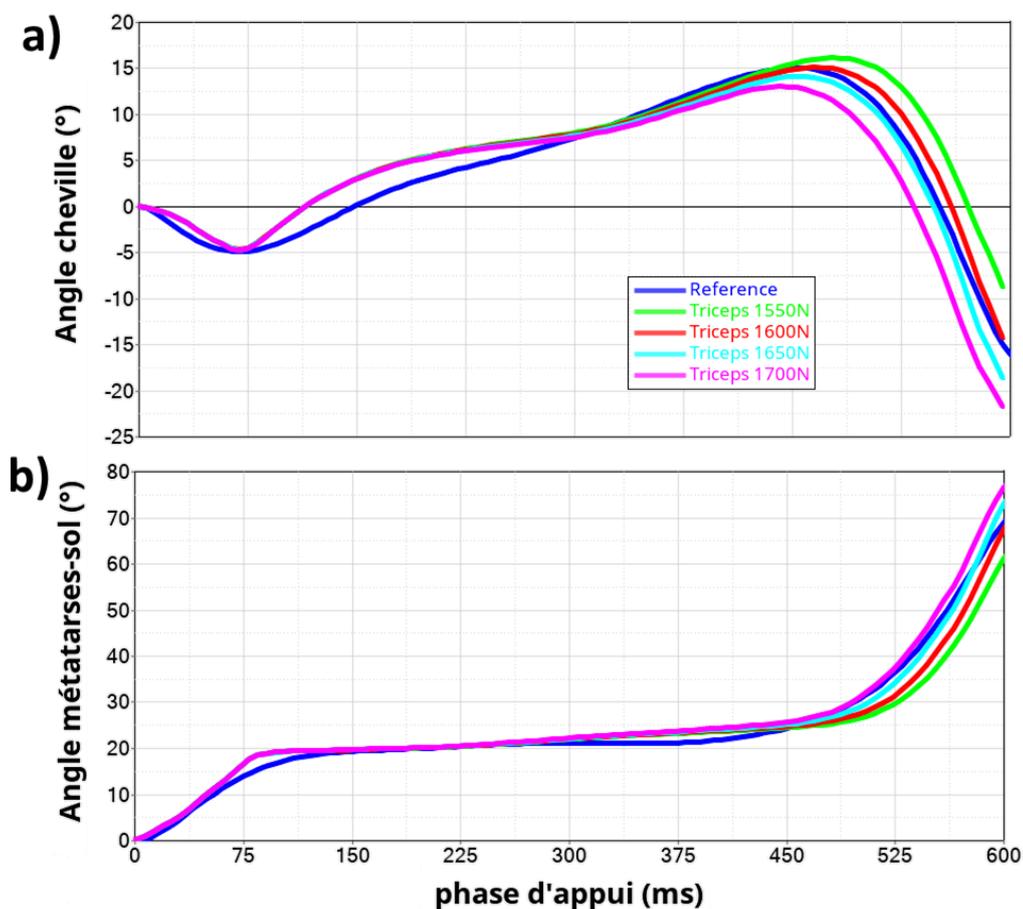


Figure 66 : Modèle de Maxwell généralisé

Annexe 9 : Résultats de l'étude de sensibilité à la force maximale d'activation du triceps sural pour le mouvement de rotation de la cheville (a) et pour le mouvement des métatarses par rapport au sol (b) dans le plan sagittal



La force maximale de contraction du triceps sural a été déterminée par un processus itératif permettant pour différents niveaux de chargement (de 1550N à 1750N) (W.-M. Chen et al. 2012), d'identifier la force nécessaire à un mouvement d'amplitude maximale de la cheville physiologique (de référence).

Annexe 10 : Pics de pression plantaire relevés expérimentalement durant la marche par zone d'intérêt

Auteurs	Outils mesure Type pied	Pics de pression (KPa)								
		Talon	Medio-pied	1 ^{ère} TMT	2 ^{ème} TMT	3 ^{ème} TMT	4 ^{ème} TMT	5 ^{ème} TMT	hallux	orteils
(Maetzler, Bochdansky, and Abboud 2010)	EMED ST2, 2s/cm ² N=23 normal	332 ±93	104 ±43	275 ±78	407 ±146	345 ±96	238 ±87	141 ±66	435 ±202	167 ±77 (2-5 ^{ème})
(Xu et al. 2017)	Footscan®, 2s/cm ² N=32 normal	256 ±50	65 ±27	178 ±38	367 ±88	345 ±101	235 ±56	116 ±31	161 ±49	47 ±22 (2-5 ^{ème})
(Putti et al. 2007)	Pedar in-shoe 1,5s/cm ² N=53 normal	264 ±44	109 ±38	248 ±70	246 ±48	225 ±50	161 ±50	142 ±58	280 ±83	121 ±45 (3-5 ^{ème})
(Bryant, Tinley, and Singer 2000)	EMED-SF, 4s/cm ² N=30 normal	350 ±78	73 ±31	290 ±116	420 ±147	366 ±114	251 ±103	249 ±207	442 ±197	159 ±78 (3-5 ^{ème})
(Putti et al. 2008)	EMED ST4 4s/cm ² N=53 normal	313 ±77	113 ±37	277 ±90	361 ±104	330 ±84	233 ±67	151 ±78	321 ±141	111 ±54 (3-5 ^{ème})
(Ramanathan et al. 2008)	Pedar-X in-shoe 1,5s/cm ² N=32 normal?	179 ±24	88 ±23	166 ±33	162 ±34	155 ± 29	125 ±19	94 ±15	174 ±45	93 ±30 (3-5 ^{ème})
(Putti, Arnold, and Abboud 2010)	The Pedar-M 1,5s/cm ² Normal ?	N=12 H 303 ±16	127 ±14	293 ±29	257 ±21	243 ±22	173 ±20	151 ±23	311 ±27	126 ±16 (3-5 ^{ème})
	N=16 F	277 ±11	108 ±9	270 ±21	261 ±15	207 ±16	131 ±15	116 ±16	249 ±20	125 ±11 (3-5 ^{ème})
(Tsung et al. 2004)	F-Scan® insole 4s/cm ² N=8 normal	240 ±20	116 ±10	183 ±21	211 ±20		153 ±17		251 ±48	/
(Han et al. 2011)	Matscan®, 1,4s/cm ² N=10 normal	248 ±38	55 ±29	156 ±79	273 ±51		130 ±68		213 ±101	55 ±28
Résultats	Min	179 ±24	55 ±29	156 ±79	162 ±34	155 ± 29	125 ±19	55 ±28	161 ±49	
	Max	350 ±78	127 ±14	293 ±29	420 ±147	366 ±114	251 ±103	249 ±207	442 ±197	

PP : Pic de pression, en rouge les valeurs maximales, en bleu les valeurs minimales
TMT : Têtes Métatarsiennes

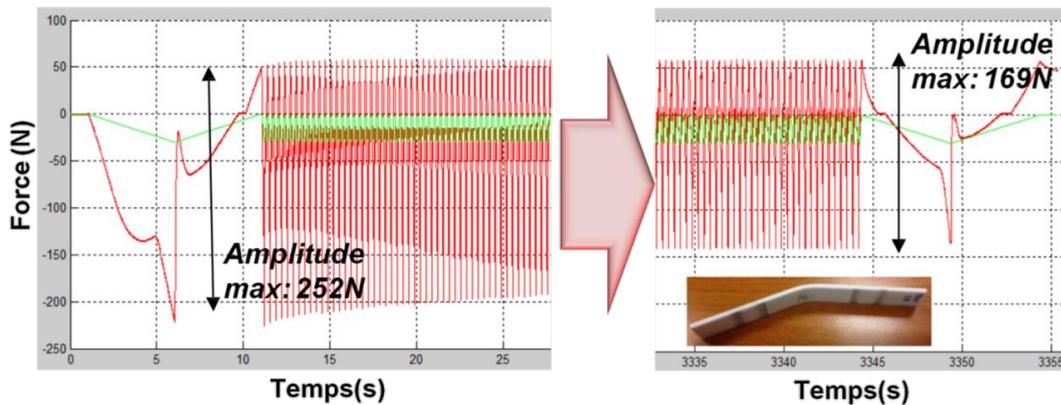
Annexe 11 : Paramétrages et gammes de valeurs proposés par la solution de semelle 3D ScientiFeet

Paramètres	Taille min	Taille max	Résolution	Contraintes
Semelle générale				
Pointure	25	55	1	
Largeur	S	L	S M O U L	
Épaisseur (mm)	1.5	2.5	0.5	
Ajustement rigidité				
Taille alvéoles (x14 zones)	7 (totalement fermées)	2 (totalement ouvertes)	1	
Éléments en relief				
Aucun				
ARC : hauteur (mm)	0	7	0.5	
ARC : méta 2/3 hauteur (mm)	0	7	0.5	
ARC : méta ¾ hauteur (mm)	0	7	0.5	
BRC : hauteur (mm)	0	7	0.5	
Ajustements talon				
Aucun : orientation (°)	10° valgus	10° varus	1	
Stabilisateur : orientation (°)	10° valgus	10° varus	1	Ø évidemment
Angulateur : orientation (°)	10° valgus	10° varus	1	Ø évidemment
Orientation Talon plat 50% (°)	10° valgus	10° varus	1	
Orientation Talon plat 100% (°)	10° valgus	10° varus	1	
Evidemment talon				Ø stabilisateur Ø angulateur
Ajustements avant-pied				
Nombre antéro-capitiaux	0	5	1	
Épaisseur Antéro-capitiaux (mm)	1.3	3	0.1	
Longueur Antéro-capitiaux (mm)	0	50	1	
Ajustement forme générale				
Aucun				
Hauteur voûte médiale (mm)	-10	+10	0.5	Hauteur max =30mm
Hauteur voûte latérale (mm)	-5	+5	0.5	
Hauteur voûte Talonnière (mm)	-5	+5	0.5	

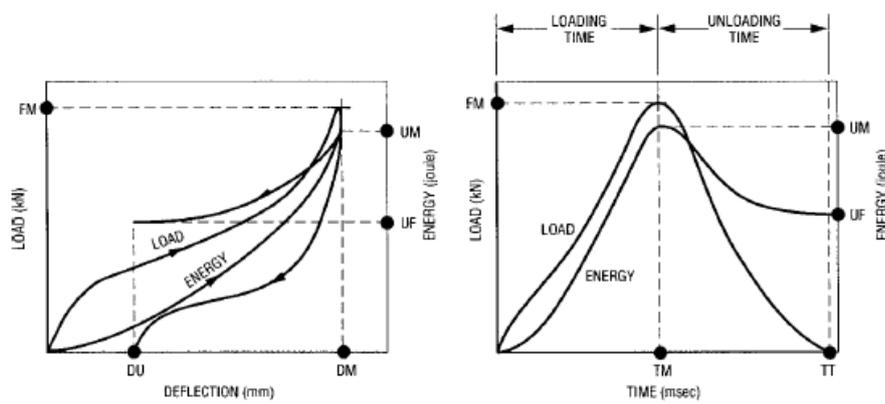
Annexe 12 : Paramètres de la loi matériau Johnson-Cook (isotropique elasto-plastique) du PA12 identifiés pour les échantillons pleins et alvéolaire

Rho_Initial	0.00093
E	1650.0
nu	0.39
lflag	
a	48.0
b	48.0
n	0.358
EPS_p_max	0.18
SIG_max0	48.0
c	0.0
EPS_DOT_0	5.91e-005

Annexe 13 : Résultats du comportement cyclique du PA12



Annexe 14 : Principes de la norme ASTM F 1614 – 99 pour la procédure 3



DESCRIPTION	DATA PARAMETER			
	TIME	LOAD	ENERGY	DEFLECTION
End of First Half of Compression Cycle	TM	FM	UM	DM
Completion of Compression Cycle	TT	—	UF	DU

FIG. 4 Typical Data Displays for Shock Absorbing Tests

Annexe 15 : Article publié dans la revue *Applied Ergonomics* (October): 130–35.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.013>.

TITLE

Are custom-made foot orthoses of any interest on the treatment of foot pain for prolonged standing workers?

AUTHOR NAMES AND AFFILIATIONS

Tristan Tarrade^{a,b}, Fabrice Doucet^c, Nicolas Saint-Lô^b, Maxime Llari^a, Michel Behr^a

^a Aix-Marseille Univ, IFSTTAR, LBA UMR_T24, F-13016 Marseille, France

^b Podo 3D SAS, ScientiFeet research department, 78130 Les Mureaux, France

^c Doucet podiatry, 24750 Trelissac, France

ABSTRACT

Background : The prolonged standing position is an important factor in the onset of foot musculoskeletal disorders among workers. Safety shoes, designed to protect against the physical constraints of the work environment, do not address this issue to date.

Objectives : The goal of this study is to assess the possible benefits of custom-made foot orthoses among prolonged standing workers.

Study design : repeated measures without control group.

Methods : Thirty-four standing workers who suffer from foot pain volunteered for the study. Custom-made foot orthoses, designed by a podiatrist, were 3D-printed and distributed to each volunteer. Static balance as well as static and dynamic plantar pressure measurements were carried out with sensors inserted in the safety shoes, before and after three weeks of wearing foot orthoses daily. A questionnaire on pain and comfort was also distributed before and after treatment.

Results : Feelings of pain, discomfort and heavy legs were found to be significantly reduced after wearing 3D-printed orthoses ($p < 0.05$). Additionally, in static and dynamic conditions, a significant decrease in mean peak pressure in the rearfoot area was observed along with a significant increase in mean peak pressure in the midfoot area ($p < 0.05$). There was also a significant improvement of balance in the medial-lateral direction.

Conclusion : Custom-made orthoses significantly increase the well-being of standing workers in our experimental testing conditions. The custom-made shape allows for a better balanced distribution of foot peak pressure thanks to its support and stimulation of the foot arches particularly through a shift of pressure from the heel to the midfoot.

KEYWORDS

Foot orthoses, Pain, Standing work

1. Background

Although employee safety has become an increasingly important priority for companies, safety shoes are generally seen as a mere means of physical protection of the foot rather than as a means of preventing musculoskeletal disorders (MSDs). And yet, foot MSDs can be easily detected through painful and debilitating signs, which, if left untreated, may result in a high number of sick leave absences. In the United States, ankle and foot pain accounted for nearly 10% of pain-related sick leave causes in 2015¹. Based on the analysis of a survey performed on 35,372 workers from 27 countries of the European Union in 2010, it was reported that the prevalence of work-related lower limb pain was around 16%^{2,3}. And while they directly affect the work of employees, their possible causes and triggering factors have rarely been studied^{4,5}.

Understanding the etiology of foot pain within a work environment is vital to developing effective solutions. Prolonged standing has already been established as one of the leading causes of lower limb MSDs^{3,6}. In Europe nearly 50% of employees from economic sectors including industry, education or construction are said to have been exposed to such MSDs risk in the course of their work in 2010^{2,7}. Risks associated to prolonged standing include venous insufficiency⁵⁻⁸, motor impairments⁷⁻⁹, discomfort⁷⁻¹¹ and increased fatigue^{7,8,10,11}.

Moreover, differences in safety footwear design can directly affect plantar pressure, comfort, fatigue levels and muscle activation^{7,12}. This is why the use of compression stockings, floor mats or insoles in conjunction with safety shoes have been suggested as solutions to prevent the development of MSDs related to prolonged standing^{7,8}. Among those solutions, the use of foot orthoses that are customized according to the patient appears as a valid solution^{13,14}, especially within the context of workers, as two recent studies show^{15,16}. These two last studies have compared the effect of heat-molded orthoses, with 2-mm elements placed under hyperpressure areas¹⁵, and 3D-printed versus prefabricated orthoses¹⁶ on the plantar pressures and comfort levels of standing workers. Both studies had small sample sizes (<20) and the effect of custom-made foot orthoses on the treatment of MSD-related pain and balance parameters were not studied. Indeed, as previously described^{11,17} prolonged standing position and the resulting fatigue has a great effect on postural stability while foot orthoses may be an effective means of improving static balance^{18,19}.

The goal of this study is to assess whether custom foot orthoses can be of any interest in the treatment of MSDs among prolonged standing workers. To do this, a particular manufacturing technology (ie 3D printed foot orthosis) which has not been compared to a control group of another technology (eg resin thermoformed foot orthosis) was arbitrarily chosen. This study wasn't focused on the assessment of foot orthosis technology but only focused on the observation of possible difference between the "without" and "with" foot orthosis conditions without excluding a possible placebo effect.

2. Methods

2.1. Study management

The study was conducted among production line voluntary workers working in a prolonged standing position as operators in a production plant of the food industry in Perigueux, France. This is a monocentric, repeated measures study which was carried out in three stages (Fig. 1).

During the first stage, the purpose of the study was presented to employees. A foot-health and a medical questionnaire were distributed to all volunteers and an informed consent

form was signed. Inclusion criteria were: spending more than 50% of working time in a standing position, suffering from foot pain (minimum score of 2 on an 11-point numeric rating scale questionnaire). In order to improve population homogeneity and consequently statistical power, exclusion criteria were defined as follows: overweighting (BMI>40), suffering from major traumatic sequelae, having neuropathic feet, displaying major morphopathological symptoms (leg length discrepancy>10mm) and wearing visually worn safety shoes.

The selected employees were then invited to the second stage, three weeks later, for a 15-minute session. An examination and a 3D plantar scan (Fig. 2a) were carried out by a qualified podiatrist. Static balance (stationary standing position) and static and dynamic (walking condition) plantar pressure measurements were made using a force plate and in-shoe pressure sensors inserted in safety shoes with neutral insoles (NI) (Ortholite (Amherst, MA), thickness: 3mm, density: 160 kg/m³, hardness: 40-45 shore A). Foot orthoses (FO) were then made by the podiatrist, 3D-printed and glued to the NI. The foot orthoses coupled with the neutral insoles (Fig. 2b), further called FO-NI in the rest of the paper, were then adjusted to the safety shoes before being distributed to each employee 2 weeks later. Two brands of safety shoes were used (Jallatte®, Ergos®). All participants were asked to keep their same pair of safety shoes all along the duration of the study.

After three weeks of wearing the FO-NI daily, workers were invited to another 15-minute session for the third stage. Plantar pressure (both static and dynamic) and balance measurements conducted in the second stage were repeated, but this time with the FO-NI inserted in the safety shoes. The foot health questionnaire was distributed once again. Workers who could not attend the second and third stages and who did not fully fill out the questionnaires were excluded from the study. This study has been previously authorized by the company and was approved by the institutional ethics committee.

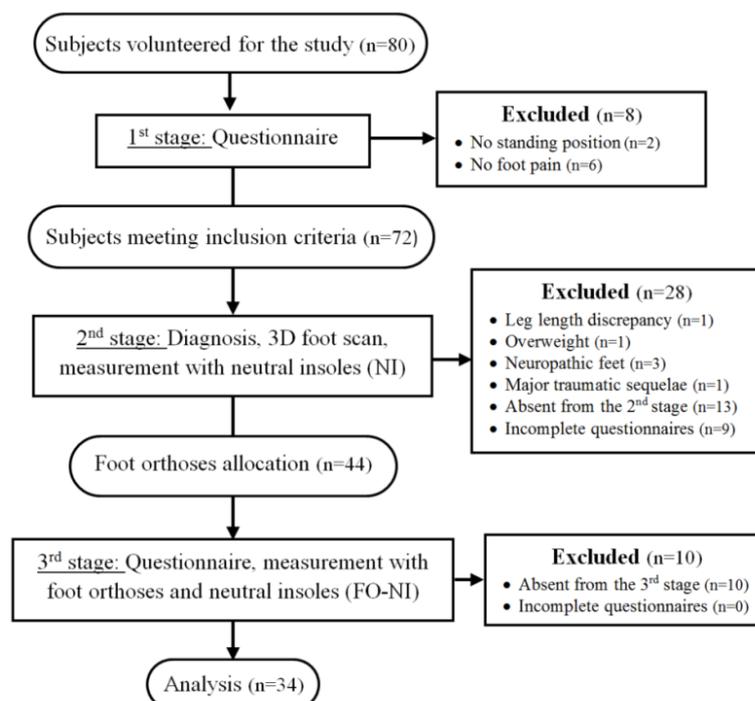


Figure 1: Flow chart of participants' recruitment and follow-up

2.2. Foot orthoses manufacturing process

Several weight bearing casting methods are available to make foot orthosis including non-weight-bearing, semi-weight-bearing or full-weight bearing conditions. The semi-weight bearing condition was chosen in this study as it was reported to provide the greatest peak pressure reduction compared to other insole designs²⁰. Foot geometry was acquired with a 3D footprint scanning device (PodoClic, Scientifeet, Paris, France). The device was pressed down on the unloaded foot by the same podiatrist (Fig. 2a). The 3D plantar shape was then scanned through the membrane and transferred to a dedicated application used to fit orthosis shape with footprint scan. FOs were then sent out to be printed in polyamide12 material with a 2-mm thickness by laser sintering and neutral insoles (NI) were glued to the surface of the FO (Fig. 2b). The overall fabrication cost of a pair of such customized foot orthosis is depending on the geometry and is lower than 50€.

2.3. Assessment of pain and comfort levels

In both first and third stages, workers were asked to assess pain and comfort levels in their questionnaires (before and after wearing FO-NI). The Foot Health Status Questionnaire (FHSQ) was selected for its reliability²¹. The FHSQ comprises eight parts but only the first four parts were used within the framework of this study. The questionnaire assesses foot health during the past week in terms of Pain (type, intensity...), Foot Function (walking, working...), Footwear and General Foot Health. The questionnaire had previously been translated into French and reworked to include 12 questions by the French National Authority for Health²². The results were then processed by the FHSQ Data Analysis Software (version 1.03, P. Bennett) and converted into a score for each category between 0 and 100 (worst to best condition). In addition to the FHSQ questionnaire, foot pain, comfort levels and feelings of heavy legs were assessed on a 11-point numeric rating scale from 0 (zero intensity) to 10 (extreme intensity). The paired Student's t-test was used with a p-value set at 0.05.

2.4. Assessment of plantar pressures

In-shoe pressure sensors (Anatolog, Anatoscope, Montpellier, France) were used to measure peak pressure in eight foot areas (Fig. 2d). The system, consisting of 8 force sensing resistors (FSR) sensors of diameter 18 mm, transmits real-time pressure data with an acquisition frequency of 50 Hz to a dedicated application. The sensors were calibrated by the company before the measurements were carried out. Templates with sensor location were used to repeatedly position the sensors on the insoles (NI and FO-NI) according to the different shoe sizes. Each sensor was numbered and assigned to a measuring zone (Fig. 2d). The NI and FO-NI equipped with sensors were then inserted in the safety footwear to replace the original insoles. Pressure measurements were recorded in g/mm^2 for each sensor. The collected data were exported to CSV format and processed by Matlab R2016b. Three areas were defined from the analysis of the eight sensors: the forefoot area (hallux, 1st 3rd and 5th metatarsal head), the midfoot area (medial and lateral midfoot) and the rearfoot area (medial and lateral heel). Static measurements were carried out during the balancing test and mean pressure values for each sensor, each area and across the foot were calculated for 50 seconds. Dynamic measurements were also carried out during gait at free walking speed on a distance of 10m, four times in a row (40m in total). Five gait cycles per employee were extracted. The gait cycle, or stance phase, is defined from the heel-strike (when heel sensors start responding) to the toe-off phase (when

hallux sensor stops responding). Average maximum peak pressure for each sensor, for each area and for the whole foot across the five gait cycles was recorded. The sum of average sensor response time values and the time-pressure integral were calculated as well. The paired Student's t-test was used with a p-value set at 0.05.

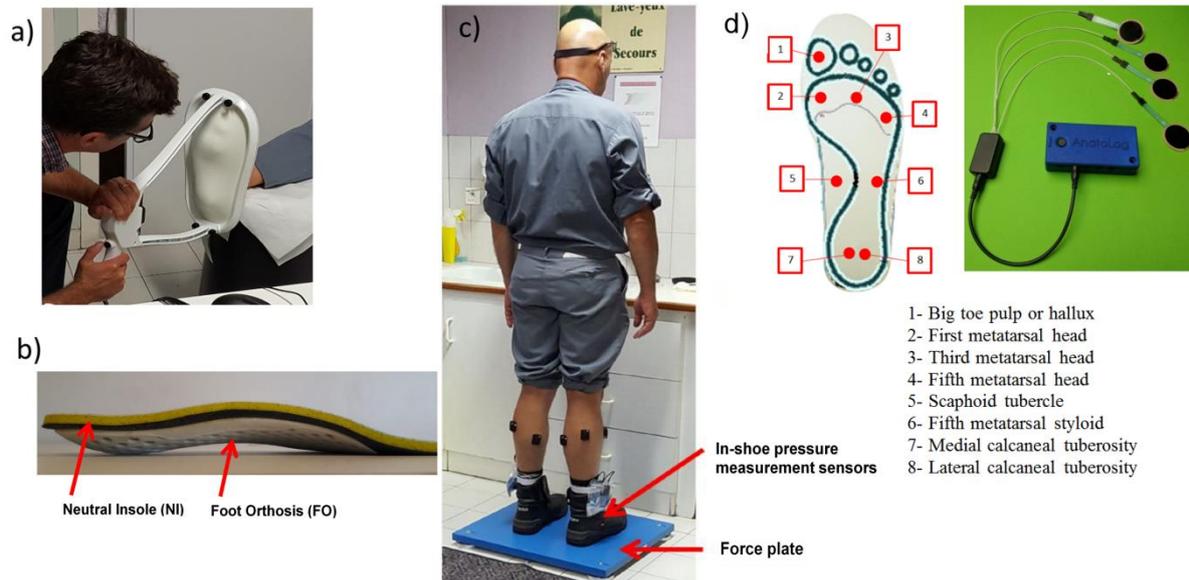


Figure 2 : a) 3D plantar scan with the PodoClic device, b) Foot Orthoses (FO) glued with neutral insole (NI) (FO-NI), c) Balance and static plantar pressure measurement, d) In-shoe pressure sensors and pressure measuring zone assignment

2.5. Assessment of balance parameters

The balance of the patients was tested with a Kistler 9260AA force plate (Kistler, Winterthur, Switzerland) at an acquisition frequency set to 100Hz. Patients were asked to maintain a static standing position in the center of the force plate, with relaxed arms along the body, loose jaw and eyes closed for a duration of 60 seconds (Fig. 2c). This instruction was given and repeated in the exact same way before every single measurement. Only one static measurement was performed because of the time allocated by the company. Although patients were asked to maintain a static standing position for 60s, only the last 51.2 seconds of data were extracted for further analysis as recommended²³. Data were processed by the MATLAB R2016b software (The MathWorks Inc., Natick, MA) and a 4th order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 5Hz was applied. The position of the center of pressure (COP) was determined and used to calculate COP path length, COP anteroposterior and medial-lateral velocity and amplitude of displacement, as well as the ellipse area that includes 95% of the COP positions. These parameters help understand the balancing strategies used by the employee before and after wearing FO-NI²⁴. An increase in those parameters would suggest a struggle in maintaining balance. The paired Student's t-test was used with a p-value set at 0.05.

3. Results

In accordance with the exclusion criteria, 34 employees, 27 men and 7 women (age: 43.8±10.9 years, BMI: 25.51±4 kg/m²), were selected for the study. Eight of the 34 participants wore prefabricated insoles in their safety shoes. The localization of pain and the identification of pathologies recorded via the questionnaire and the podiatric examination are detailed in Table 1. Two of the workers reported slight foot compression and were proposed a revised

insole with a 2-mm-thick insole (NI) instead of 3-mm, making the assumption that this modification would not have significant effect (density: 130 kg/m³, hardness: 50-60 shore A).

Table 1: Overview of painful pathologies recorded by the podiatrist for the 34 patients at forefoot, midfoot and rearfoot

	Forefoot	Midfoot	Rearfoot
Number of patients	21	18	27
Pathologies	- Metatarsalgia - Morton's neuroma - Burning /overheating	- <u>Plantar neuralgia</u> - Plantar Fasciitis - Cramps - Burning / overheating	- Heel pain (talalgia) - Plantar Fasciitis - Achilles tendonitis / calf cramps - <u>Heel spur</u> - Burning / overheating

Results from the FHSQ questionnaires and the numeric rating scale distributed before and after treatment are displayed in Table 2. Given the variability among workers of initial scores on the numeric scale (between 2 and 10), data were grouped together according to intensity: low intensity (from 0 to 3), moderate intensity (from 4 to 6) and severe intensity (from 7 to 10).

Table 2: Results of foot health questionnaires

	Intensity	Quantity of initial patients	Score before FO (SD)	Score after FO (SD)	General score before FO (SD)	General score after FO (SD)	P-value	
Numerical rating scale	Pain	Low	9	2.0 (0.0)	1.1 (0.9)	5.3 (2.4)	2.0 (2.0)	< 0.05
		Moderate	16	5.4 (0.8)	1.7 (1.7)			
		Severe	9	8.2 (1.2)	3.3 (2.7)			
	Comfort	Low	11	2.5 (0.7)	0.9 (1.4)	5.9 (2.8)	1.4 (2.1)	< 0.05
		Moderate	6	5.2 (1.0)	1.7 (2.7)			
		Severe	17	8.3 (1.0)	1.7 (2.2)			
	Heavy legs	Low	11	1.7 (1.3)	0.8 (1.5)	5.3 (3.1)	2.1 (2.4)	< 0.05
		Moderate	9	4.8 (1.0)	2.3 (2.0)			
		Severe	14	8.4 (0.9)	3.1 (2.8)			
FHSQ	Foot pain	/	/	/	59.5 (28.5)	85.1 (18.7)	< 0.05	
	Foot function	/	/	/	69.9 (24.6)	92.8 (15.2)	< 0.05	
	Footwear	/	/	/	37.0 (24.5)	47.3 (27.6)	< 0.05	
	general foot health	/	/	/	38.5 (27.6)	59.0 (25.0)	< 0.05	

Because of wide disparities in the initial pressure values and balance parameters, due to differences in gait patterns, weight and morphopathological symptoms among workers, relative evolution of values were calculated between the two stages using equation (1). E corresponds to the evolution in percentage, T1 to the result with NI and T2 to the results with FO-NI.

$$(1) E = ((T2_{\text{meanvalues}} - T1_{\text{meanvalues}}) / T1_{\text{meanvalues}} \times 100).$$

According to equation (1), positive evolution means that measured parameter increased with wearing FO-IN while negative evolution means that measured parameter decreased. However, statistical Student's paired T-tests were applied with the raw values. The results are reported in Table 3 and 4.

Table 3: Relative percentage difference of peak pressure per sensor and foot areas, of pressure activation time and of pressure-time integral after wearing FO for static and dynamic test configurations

	Static evolution (%)		Dynamic evolution (%)	
	Right foot	Left foot	Right foot	Left foot
hallux	-11.3	-24.8	-4.1	-4.6
1st MTa head	-16.3*	-40.5*	5.1	-22.0*
3rd MT head	-12.6*	-7.1*	-0.8	-6.6*
5th MT head	-0.02	-8.1*	4.4	-13.8*
Medial midfoot	621.1*	611.9*	395.2*	396.9*
Lateral midfoot	16.6	51.7*	-2.5	23.1*
Medial heel	-33.7*	-19.8*	-15.9*	-13.8*
Lateral heel	-33.5*	-27.1*	-9.6	-27.5*
Forefoot	-9.6*	-17.8*	1.6	-12.1*
Midfoot	36.1*	85.3*	18.4*	53.5*
Rearfoot	-33.6*	-23.0*	-12.7*	-20.1*
Whole foot	-26.1*	-19*	-8.8*	-17.5*
Pressure activation time	/	/	15.0*	5.8*
Pressure-time integral	/	/	-1.9	-8.5*

^a MT = Metatarsal

* P-value < 0.05

Table 4: Means, standard deviations (SD) and evolution of center of pressure parameters. NI=neutral insole, FO-NI=foot orthosis and neutral insole

Center of pressure parameters	NI (SD)	FO-NI (SD)	Evolution (%)	P-value
Total displacement of sway (mm) :	1682.9 (937.6)	1370.6 (380.6)	-18.6%*	< 0.05
Amplitude of anteroposterior displacement (mm) :	40.4 (26.5)	30.8 (17)	-23.7%*	< 0.05
Amplitude of medial-lateral displacement (mm) :	30.4 (15.9)	20.1 (9.7)	-34.0%*	< 0.05
Mean anteroposterior velocity (mm/s):	19.8 (15.3)	17.7 (5.7)	-10.7%	0.30
Mean medial-lateral velocity (mm/s):	21.9 (11.2)	16.7 (4.5)	-23.5%*	< 0.05
Sway area (95% of COP position) (mm²):	462.9 (659.8)	397.5 (755.2)	-14.1%	0.67

Figure 3 shows that maximum peak pressure was recorded in the rearfoot area. Differences were observed for peak pressure and evolution between left and right foot (Fig. 3 and Table 3). A two factor repeated measure analysis of variance test (ANOVA) revealed no significant interaction effect between foot laterality and support condition with the pressure parameters (p-value<0.05) except for the 1st Metatarsal head sensor in dynamic. The cause of this difference is unclear and may result from slightly asymmetrical condition of footprint acquisition²⁵.

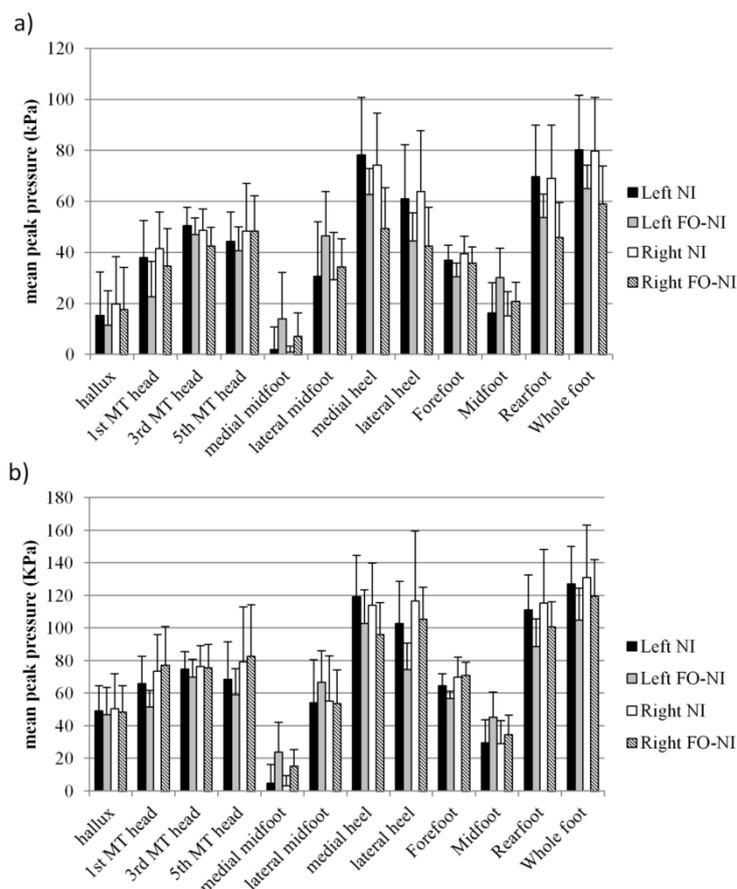


Figure 3 : Means and standard deviations of a) static and b) dynamic plantar peak pressure in initial condition (neutral insole) and with the foot orthosis for the right and left foot. MT=metatarsal, NI=neutral insole, FO-NI=foot orthosis and neutral insole

4. Discussion

Safety shoes are often mandatory and must meet stringent specifications to ensure the safety of workers against work-related risks (shocks, slipping). However, they appear to be rather poorly adapted to prolonged standing work conditions, one of the established causes of MSDs^{4,5}. As customized shoes, recommended by Anderson⁷ and tested by Caravaggi¹⁶, are not commercially available yet, one convenient alternative is the use of foot orthosis. In this paper, customized foot orthoses, designed from a 3D scan of the foot in semi-weight-bearing condition, were used and inserted into the safety shoes of 34 workers working in a standing position and suffering from foot pain. Assessment of pain, comfort levels, plantar pressures and balance before and after three weeks of treatment was carried out under identical experimental conditions (location, protocols, people and tools).

4.1. Questionnaires

A significant decrease in pain (-3.3/10), discomfort (-4.5/10) and feelings of heavy legs (-3.2/10) was recorded by a standard numeric scale after three weeks of wearing the FO-NI (p-value<0.05) (Table 2). The FHSQ questionnaire used in addition to the scale also showed significant improvements in the scores related to foot pain (+25.6), foot function (+22.9) and perception of general foot health (+20.5) (p-value<0.05). An improvement in terms of pain, discomfort and feelings of heavy legs score was noted respectively for 85%, 91% and 82% of participants. Despite differences in the designing process of foot orthoses, several studies

corroborate these findings to some extent, with improvements in comfort levels ranging from 60-68%²⁶ to 72-90%²⁷.

4.2. Plantar pressures

Results from plantar pressure measurements reveal a significant difference in the peak pressure values under the whole foot. A statistically significant decrease of the maximum peak pressure values in static (-26.1% and -19%) and in dynamic conditions (-17.5% and -8.8%) (p-value<0.05) was observed (table 3). These figures are close to the 13.8% value reported by Tsung et al.²⁰ for FOs designed with footprints scanned under semi-weight-bearing conditions. This improvement could be explained by the increase contact surface between the insole and the foot. Indeed, an FO that is perfectly adjusted to the shape of the foot can support the weight of the entire body on a wider surface, which decreases the load per surface unit and redistributes peak pressure from the most stressed areas of the foot toward the sensor-free zones that were initially subject to lower stress. This observation is confirmed by the statistically significant decrease of maximum peak pressure in the forefoot and rearfoot areas (p-value<0.05) and the statistically significant increase of maximum peak pressure in the midfoot area (p-value<0.05) in static conditions (table 3). The most significant variation of peak pressure was collected under the medial arch and it could be attributed to an absence of contact during first measurements with only neutral insole²⁸. The distribution of pressure toward the midfoot area has also been confirmed, to a lesser extent, by several studies^{14,18,26,27}. In dynamic and for a semi-weight-bearing foot scan, Tsung et al.²⁰ reported a +6% variation in the midfoot area and a -9.9% variation for the rearfoot area. In static conditions, the measurements recorded by Caravaggi et al.¹⁶ amount to +10% for the midfoot area against -6.8% and -8.6% for the rearfoot and forefoot areas respectively. The use of a limited number of pressure sensors (8) and the stiffness of the 2-mm thickness of PA12 material which is significantly higher than materials used in previous studies may explain these differences. Several studies have highlighted the influence of pressure distribution shifting toward the midfoot area in the relief of pain³⁰ and discomfort^{12,16,31}. The significant improvement in plantar pain, comfort, as well as the shift of peak pressure values from the forefoot and the rearfoot (painful) to midfoot confirm the key role that custom FOs play in taking the load off of painful areas exposed to excessive stress. However, the efficiency of the orthoses depends on the plantar scan procedure too. Indeed, FO that was designed from a low-weight-bearing foot demonstrated an arch higher than FO from a total-weight-bearing foot^{20,29}. This is why Tsung et al.²⁰ recommend that feet be scanned in semi-weight-bearing condition as a compromise solution so that the FO give enough support to the arches while avoiding the pain and discomfort that would occur were the FO too rigid^{29,31}. Nevertheless, the design and manufacturing processes of general foot orthoses present many variability factors connected to the techniques used to obtain foot shape²⁵ or the practitioner-specific manufacturing processes³².

4.3. Balance

Prolonged standing¹⁷, fatigue^{11,18} and pain³³ all affect postural activity. FO-NI tested during our study significantly reduce the amplitude (-34.0%) and the velocity (-23.5%) of the medial-lateral COP displacement, and the total displacement of sway (-18,6%) (p<0.05) (Table 4). These results, as well as the absence of any significant difference in terms of anteroposterior velocity, are consistent with those recorded in previous studies^{18,19}. However, the recorded decrease for the area of the confidence ellipse was not significant contrary to what was observed in other

studies³⁴. The observed differences may be explained by the various factors that vary from one worker to another: age, height, pathologies, feet posture, daily physical activity, fatigue, as well as by the industrial context²⁴. Moreover, because of the time constraint imposed by the company, only a single static measurement was performed for each static condition. The reduced postural sway in the medial-lateral direction suggests an improvement in postural stability in this given direction. As suggested by Ochsendorf et al. custom-made foot orthoses adjusted to the foot morphology could reduce fatigue-related body sway by either stabilizing the subtalar joint or actively supporting the medial arch¹⁸. Indeed, maintaining the foot in neutral position appears to limit tension requested to stabilize the subtalar joint and particularly reduce tensile stress within plantar fascia²⁸. It was also demonstrated that the medial-lateral shifts of the center of pressure is correlated with the recruitment of plantar intrinsic foot muscles³⁵. As midfoot and rearfoot pain are commonly linked to inflammation of the plantar fascia, it has been suggested that tensile stress in the fascia could be reduced with the support of the foot arch²⁸ and that could explain why a pressure in the midfoot area may not increase symptoms. These findings could be confirmed by a record of the foot intra-muscular electromyographic activity. It therefore appears that a customized arch support contributes to supporting the heel in its neutral position. Medial arch support¹² and the neutral position of the heel²⁷ are all the more essential as they play a key role in the perceived comfort of shoes. In addition, the influence of plantar stimulation on the improvement of the venous drainage of lower limbs was revealed³⁶. This observation could be further supported in our study by connection between the shape of the orthoses and the significant improvement in the feeling of heavy legs, a condition that is usually associated with venous insufficiency. A direct measurement of this parameter using photoplethysmography could validate this hypothesis.

This study has several limitations that may be listed. A low number of sensors were used and consequently some peak pressure might be underestimated. Moreover, the effect of FO was only studied in short-term period and long-term benefit is unknown.

5. Conclusion

According to our study, custom-made foot orthosis appears as an effective and simple solution to relieve foot pain in prolonged standing workers. As previously noted, it is not possible at this stage, and without further study with a control group and a larger sample, to conclude that 3D technology is of particular interest. The placebo effect, already identified in this type of protocol by Hawke et al.³⁷, is obviously not excluded. Our observation remain interesting: foot orthosis for prolonged standing workers provide subjective and objective benefits.

- Peak plantar pressure values are reduced and distributed under the foot from the heel area toward the midfoot area
- Foot pain, comfort and heavy legs have been significantly improved for the majority of volunteers
- Postural stability is significantly better in the medial-lateral direction.

However, additional studies should be carried out to analyze the biomechanical behavior of such 3D-printed foot orthoses compared with pre-fabricated, or other types of custom-made foot orthosis, to treat specific pathologies.

6. Acknowledgements

The authors would like to acknowledge Paul Bennett for his advice on the use of the FHSQ, all employees and especially Martine Dumon, the nurse of the Fromarsac production plant.

7. Declaration of interest

Mr. Tarrade reports personal fees and non-financial support from Podo3D, during the conduct of the study; personal fees and non-financial support from Podo3D, outside the submitted work.

8. References

1. Bureau of Labor Statistics. Case and Demographic Characteristics for Work-related Injuries and Illnesses Involving Days Away From Work, <https://www.bls.gov/iif/oshcdnew.htm> (2015, accessed 27 September 2017).
2. Eurofound. Fifth European Working Conditions Survey. Publication Office of the European Union, Luxembourg, 5 June 2012.
3. Garcia M-G, Graf M, Läubli T. Lower limb pain among workers: a cross-sectional analysis of the fifth European Working Conditions Survey. *Int Arch Occup Environ Health* 2017; 90: 575–585.
4. Andersen JH, Haahr JP, Frost P. Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: a two-year prospective study of a general working population. *Arthritis Rheum* 2007; 56: 1355–1364.
5. D’Souza JC, Franzblau A, Werner RA. Review of epidemiologic studies on occupational factors and lower extremity musculoskeletal and vascular disorders and symptoms. *J Occup Rehabil* 2005; 15: 129–165.
6. Coenen P, Parry S, Willenberg L, et al. Associations of prolonged standing with musculoskeletal symptoms—A systematic review of laboratory studies. *Gait Posture* 2017; 58: 310–318.
7. Anderson J, Williams AE, Nester C. An explorative qualitative study to determine the footwear needs of workers in standing environments. *J Foot Ankle Res* 2017; 10: 41.
8. Waters TR, Dick RB. Evidence of Health Risks Associated with Prolonged Standing at Work and Intervention Effectiveness. *Rehabil Nurs Off J Assoc Rehabil Nurses* 2015; 40: 148–165.
9. Halim I, Omar AR, Saman AM, et al. Assessment of muscle fatigue associated with prolonged standing in the workplace. *Saf Health Work* 2012; 3: 31–42.
10. Orlando AR, King PM. Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. *J Occup Rehabil* 2004; 14: 63–76.
11. Garcia M-G, Läubli T, Martin BJ. Long-Term Muscle Fatigue After Standing Work. *Hum Factors* 2015; 57: 1162–1173.
12. Chiu M-C, Wang M-JJ. Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Appl Ergon* 2007; 38: 133–141.

13. Bonanno DR, Landorf KB, Munteanu SE, et al. Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. Epub ahead of print 5 December 2016. DOI: 10.1136/bjsports-2016-096671.
14. Hawke F, Burns J, Radford JA, et al. Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2008; CD006801.
15. Almeida JS, Vanderlei FM, Pastre EC, et al. Comparison of Two Types of Insoles on Musculoskeletal Symptoms and Plantar Pressure Distribution in a Work Environment: A Randomized Clinical Trial. *Clin Med Res* 2016; 14: 67–74.
16. Caravaggi P, Giangrande A, Lullini G, et al. In shoe pressure measurements during different motor tasks while wearing safety shoes: The effect of custom made insoles vs. prefabricated and off-the-shelf. *Gait Posture* 2016; 50: 232–238.
17. Freitas SMSF, Wieczorek SA, Marchetti PH, et al. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture* 2005; 22: 322–330.
18. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athl Train* 2000; 35: 26–30.
19. Shin JY, Ryu YU, Yi CW. Effects of insoles contact on static balance. *J Phys Ther Sci* 2016; 28: 1241–1244.
20. Tsung BY, Zhang M, Mak AFT, et al. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41: 767–774.
21. Landorf KB, Keenan A-M. An evaluation of two foot-specific, health-related quality-of-life measuring instruments. *Foot Ankle Int* 2002; 23: 538–546.
22. HAS. Le pied de la personne âgée. Approche médicale et prise en charge de pédicurie-podologie. Haute Autorité de santé (HAS), 2005.
23. Gagey PM, Gentaz R, Guillanon JL, et al. A.F.P. Normes 85. Association Française de Posturologie. Paris, 1985.
24. Duarte M, Freitas SMSF. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter Sao Carlos Sao Paulo Braz* 2010; 14: 183–192.
25. Telfer S, Gibson KS, Hennessy K, et al. Computer-Aided Design of Customized Foot Orthoses: Reproducibility and Effect of Method Used to Obtain Foot Shape. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93: 863–870.
26. Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, et al. The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001; 91: 515–520.
27. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1939–1945.
28. Gross MT, Byers JM, Krafft JL, et al. The impact of custom semirigid foot orthotics on pain and disability for individuals with plantar fasciitis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32: 149–157.
29. Salles AS, Gyi DE. An evaluation of personalised insoles developed using additive manufacturing. *J Sports Sci* 2013; 31: 442–450.

30. Stolwijk NM, Louwerens JWK, Nienhuis B, et al. Plantar pressure with and without custom insoles in patients with common foot complaints. *Foot Ankle Int* 2011; 32: 57–65.
31. Chen H, Nigg BM, de Koning J. Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clin Biomech* 1994; 9: 335–341.
32. Chevalier TL, Chockalingam N. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait Posture* 2012; 35: 383–388.
33. Pradels A, Pradon D, Vuillerme N. Effects of experimentally induced pain of the plantar soles on centre of foot pressure displacements during unperturbed upright stance. *Clin Biomech* 2011; 26: 424–428.
34. Carette P, Watelain E, Kemoun G, et al. Influence des orthèses plantaires thermoformées sur le contrôle postural en position bipédique stabilisée. *Ann Phys Rehabil Med* 2012; 55, Supplement 1: e112.
35. Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, et al. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech Bristol Avon* 2012; 27: 46–51.
36. Uhl J-F, Chahim M, Allaert F-A. Compression versus inner sole for venous patients with foot static disorders: a prospective trial comparing symptoms and quality of life. *Phlebology* 2015; 30: 32–38.
37. Hawke F, Burns J. Understanding the nature and mechanism of foot pain. *J Foot Ankle Res* 2009; 2: 1.