

Université de Montréal

Effets biomécaniques des orthèses plantaires chez des spécimens cadavériques

Par

Robin Chaverot

Programme de sciences biomédicales, Faculté de médecine

en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

Mémoire présenté

en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès sciences (M.Sc.)

en sciences biomédicales

Février 2026

© Robin Chaverot, 2026

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

Université de Montréal

Programme de sciences biomédicales, Faculté de médecine
en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

Ce mémoire intitulé

Effets biomécaniques des orthèses plantaires chez des spécimens cadavériques

Présenté par

Robin Chaverot

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes

Dayana Patricia Rosa

Présidente-rapporteure

Gabriel Moisan

Directeur de recherche

Stéphane Sobczak

Codirecteur

Rubens Da Silva

Membre du jury

Résumé

Les orthèses plantaires sont un outil fréquemment utilisé pour moduler la biomécanique du pied, mais leurs mécanismes d'action demeurent imparfaitement compris, notamment en raison de la variabilité des modèles orthétiques et des limites des études in vivo. Ce mémoire vise à approfondir la compréhension des effets biomécaniques d'orthèses plantaires fabriquées par impression 3D sur la cinématique du pied et de la cheville à l'aide d'un modèle cadavérique standardisé. Plus spécifiquement, l'objectif principal était d'évaluer si l'ajout d'une inclinaison médiale de 6° permettait de réduire l'éversion de cheville lors d'une tâche de charge quasi-dynamique reproduisant une partie de la phase d'appui de la marche.

Neuf membres inférieurs cadavériques ont été scannés afin de concevoir deux orthèses personnalisées. Une orthèse standard et une orthèse présentant une inclinaison médiale ont ainsi été testées lors d'un protocole de mise en charge contrôlée. Comparativement à la condition contrôle, les orthèses plantaires avec inclinaison médiale ont significativement réduit la flexion dorsale maximale de la cheville ($1,40^\circ \pm 3,76^\circ$ vs $3,54^\circ \pm 2,74^\circ$, $p < 0,001$) et augmenté l'inversion de la cheville ($9,12^\circ \pm 11,13^\circ$ vs $7,09^\circ \pm 11,73^\circ$, $p = 0,002$). Elles ont également augmenté la flexion plantaire ainsi que l'adduction de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied ($p = 0,018$).

Ces résultats montrent que l'ajout d'une inclinaison médiale modifie significativement la cinématique du pied et de la cheville en réduisant certains mouvements associés à la pronation. Ils soutiennent l'intérêt biomécanique de cette approche et confirment la pertinence des modèles cadavériques quasi-dynamiques pour l'étude des orthèses plantaires.

Mots-clés : Orthèses plantaires, impression 3D, biomécanique, cadavérique, pied

Abstract

Foot orthoses are commonly used to modulate foot biomechanics, yet their mechanisms of action remain incompletely understood, partly due to variability in orthotic designs and limitations of in vivo studies. This thesis aimed to improve the understanding of the biomechanical effects of 3D-printed foot orthoses on foot and ankle kinematics using a standardized cadaveric model. More specifically, the primary objective was to assess whether adding a 6° medial inclination could reduce ankle eversion during a quasi-dynamic loading task simulating part of the stance phase of gait.

Nine cadaveric lower limbs were scanned to design two custom orthoses: a standard orthosis and one incorporating a medial inclination. Both conditions were tested using a controlled loading protocol. Compared with the control condition, foot orthoses with a medial inclination significantly reduced peak ankle dorsiflexion ($1.40^\circ \pm 3.76^\circ$ vs $3.54^\circ \pm 2.74^\circ$, $p < 0.001$) and increased ankle inversion ($9.12^\circ \pm 11.13^\circ$ vs $7.09^\circ \pm 11.73^\circ$, $p = 0.002$). They also increased forefoot plantarflexion and adduction relative to the hindfoot ($p = 0.018$).

These results indicate that adding a medial inclination significantly alters foot and ankle kinematics by reducing movements associated with pronation. They support the biomechanical rationale for this approach and highlight the relevance of quasi-dynamic cadaveric models for studying foot orthoses.

Keywords: Foot orthoses, 3D printing, biomechanics, cadaveric, foot

Table des matières

Résumé	5
Abstract	7
Table des matières	9
Liste des tableaux	13
Liste des figures	15
Liste des sigles et abréviations	17
Remerciements	21
Chapitre 1 – Cadre théorique	23
Anatomie fonctionnelle du pied et de la jambe	23
Le pied : segment distal du membre inférieur	23
Description et rôles des structures ostéo-articulaires du pied et de la jambe	27
Le pied	27
La cheville	30
La jambe	32
Rôles des muscles, tendons, fascia	36
Myologie de la Jambe	36
La loge antérieure	37
La loge latérale	37
La loge postérieure - plan profond	38
La loge postérieure - plan superficiel	39
Structures d'union de la cheville	41
Les ligaments	42

Analyse biomécanique sur spécimens cadavériques	43
Conditions de conservation des spécimens cadavériques.....	43
Modèles cadavériques en recherche biomécanique	44
Revue des méthodes expérimentales cadavériques en biomécanique du pied	46
Orthèses plantaires et impression 3D	47
Définitions et types d'orthèses plantaires	47
Méthode de fabrication des orthèses : méthodes traditionnelles et nouvelles technologies..	49
Méthodes traditionnelles de fabrication des orthèses plantaires.....	49
Apports des nouvelles technologies	51
Principes biomécaniques des orthèses plantaires	53
Indications cliniques	54
Effets biomécaniques des orthèses plantaires	54
Études in vivo	55
Études in vitro	56
Problématique et justification du projet.....	57
Objectifs et hypothèses du projet.....	58
Chapitre 2 – Article.....	60
Abstract	63
Background.....	64
Methods	67
Cadaveric specimens	67
Foot orthoses	67
Specimen preparation	68
Instrumentations.....	71

Experimental protocol.....	71
Data processing	71
Results	72
Discussion	75
Cadaveric studies.....	75
In vivo studies.....	75
Implications and Perspectives.....	77
Limitations	77
Conclusion	78
References.....	79
Chapitre 3 – Discussion	85
Interprétation biomécanique des résultats	85
Choix du modèle cinématique et de ses implications méthodologiques	91
Apports méthodologiques du modèle cadavérique semi-dynamique	92
Forces, limites et implications des résultats	93
Perspectives de recherche	95
Chapitre 4 – Conclusion.....	99
Références bibliographiques.....	101
Annexes	113

Liste des tableaux

Table 1 Kinematic data for ankle and forefoot/hindfoot across conditions.....74

Liste des figures

Figure 1 Vue médiale du talus et calcaneus du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016).....	25
Figure 2 Définition du Joint Coordinate System du complexe articulaire de la cheville droite, tirée de (Wu et al., 2002)	26
Figure 3 Types de mouvement permis par l'arrière-pied, tirée de (Chan & Rudins, 1994).....	27
Figure 4 Vue supérieure du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016)	28
Figure 5 Mise en charge du pied et forces de pression qui en résultent, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016).....	29
Figure 6 Représentation schématique de la trochlée constituée par les surfaces articulaires du talus, tirée et modifiée de (Drake et al., 2024).	32
Figure 7 Tibia et fibula droit, tirée de (Schünke et al., 2016).....	33
Figure 8 Vue des plateaux tibiaux avec le ménisque médial et latéral, tirée de (Kaelin et al., 2018)	34
Figure 9 Vue postérieure du triceps sural, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016)	40
Figure 10 Vue latérale de l'appareil ligamentaire du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016).....	42
Figure 11 A. Montage avec système de traction proximale par trochlées, tirée et modifiée de (Hovorka et al., 2021). Figure 11 B. Simulateur de marche à six degrés de liberté, tirée et modifiée de (Zhu et al., 2020)	45
Figure 12 A. Orthèse fabriquée à la main. Figure 12 B. Orthèse fabriquée par impression 3D	48
Figure 13 Empreinte négative réalisée selon la technique de la pression directe. Le pied est maintenu en position neutre subtalaire pendant que le plâtre durcit, tirée et modifiée de (Nelson & Blauvelt, 2022)	50
Figure 14 Empreinte négative réalisée à l'aide de la technique de la boîte en mousse , tirée et modifiée de (Tardif, 2007).....	50
Figure 15 Scan du pied chez un spécimen cadavérique à l'aide de l'application mobile PodForm3D (Podform3D, Montréal, Canada).....	52

Figure 16 Foot scanning for the design of foot orthoses	68
Figure 17 Experimental foot orthoses (SFO and MWFO, from left to right)	68
Figure 18 Experimental setup on the mechanical press	70
Figure 19 Custom metallic frame and molding setup for specimen fixation.....	70

Liste des sigles et abréviations

CAO: Conception assistée par ordinateur

CSA: *Cross-sectional area*

CT: *Computed Tomography*

DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*

EVA: Éthylène-acétate de vinyle

FFF: *Fused Filament Fabrication*

FOs: *Foot orthoses*

MD: *Mean difference*

MWFO: *Medial wedged foot orthosis*

OFM: *Oxford Foot Model*

PA11: Polyamide 11

ROM: *Range of motion*

SD: *Standard deviation*

SFO: *Standard foot orthosis*

SLS: *Selective laser sintering*

3D: Tridimensionnel

Je dédie ce modeste manuscrit à mes proches

Remerciements

Je tiens à remercier le laboratoire d'anatomie pour la mise à disposition du matériel cadavérique et leur aide tout au long du processus de recherche. Ainsi, j'exprime une reconnaissance particulière à toutes les personnes qui ont fait don de leurs corps à la science, ainsi qu'à leurs familles.

Je tiens aussi à remercier ma direction de recherche, Gabriel Moisan et Stéphane Sobczak sans qui le projet n'aurait abouti. De plus, la précieuse contribution de mes collaborateurs Mohammad Reza Effatparvar et Maxime Acien, qui a permis de mener à bien ce projet.

Chapitre 1 – Cadre théorique

L'objectif général de ce mémoire est d'enrichir notre compréhension des mécanismes d'action des orthèses plantaires en analysant leurs effets sur la cinématique du pied à l'aide de spécimens cadavériques.

Le mémoire est structuré en quatre chapitres. Le premier chapitre présente le cadre théorique et se divise en trois grandes sections. La première décrit l'anatomie fonctionnelle du pied et de la jambe, en mettant l'accent sur les rôles des structures ostéo-articulaires, des muscles, des tendons et de l'aponévrose plantaire. La deuxième section aborde l'analyse biomécanique sur spécimens cadavériques, en présentant d'abord les modèles cadavériques utilisés en recherche biomécanique, puis une revue des principales méthodes expérimentales appliquées au pied. Enfin, la troisième section porte sur les indications cliniques des orthèses plantaires, leurs méthodes de fabrication et leurs principes biomécaniques. Le second chapitre présente l'article de recherche. Le troisième chapitre présente une discussion des résultats à la lumière du cadre théorique, soulignant l'apport des études cadavériques pour de futures recherches in vivo et exposant ainsi les limites de l'étude et des perspectives de recherche. Et enfin, le quatrième chapitre offre une conclusion de ce présent mémoire.

Anatomie fonctionnelle du pied et de la jambe

Le pied : segment distal du membre inférieur

Les informations anatomiques et fonctionnelles présentées dans cette section sont basées sur des manuels d'anatomie récents et de référence (Drake et al., 2024; Schünke et al., 2016).

Lors de la posture debout et de la locomotion, le pied est le seul segment du corps humain en contact avec le sol. Situé à l'interface entre le sol et le reste du corps par l'articulation de la cheville, il assure le soutien du poids corporel en position debout, contribue activement à la locomotion et participe à de nombreuses fonctions complémentaires telles que le maintien de

l'équilibre, l'amortissement des impacts, la propulsion et l'adaptation aux changements de direction (Kondo et al., 2021; Panchbhavi & Kapoor, 2025; Price et al., 2021) .

La cheville, ou articulation talo-crurale, unit le tibia et la fibula au talus et joue un rôle essentiel en étant située entre un segment vertical, la jambe, et un segment horizontal, le pied. Elle agit comme interface mécanique entre la jambe et le pied et participe, avec les structures plantaires, à la stabilité et à la mobilité de l'ensemble du membre inférieur.

Elle est définie comme une articulation trochléenne dont les surfaces articulaires se conjuguent sous le principe d'un tenon et d'une mortaise. Si ses mouvements principaux sont la flexion dorsale et la flexion plantaire, l'obliquité de son axe de rotation induit également de légères composantes d'abduction/adduction et d'inversion/éversion. Sa stabilité est assurée par des éléments fibreux, notamment les solides ligaments médiaux et latéraux, ainsi que des éléments musculaires que nous détaillerons dans les prochaines sections.

Les articulations subtalaires mettent en relation la face inférieure du talus et la face supérieure du calcanéus (Figure 1) Il s'agit d'une articulation complexe, composée de trois surfaces articulaires séparées par le sinus du tarse, qui permet au pied de se mouvoir dans les trois plans de l'espace. Elle est notamment à l'origine des mouvements combinés de pronation et de supination.

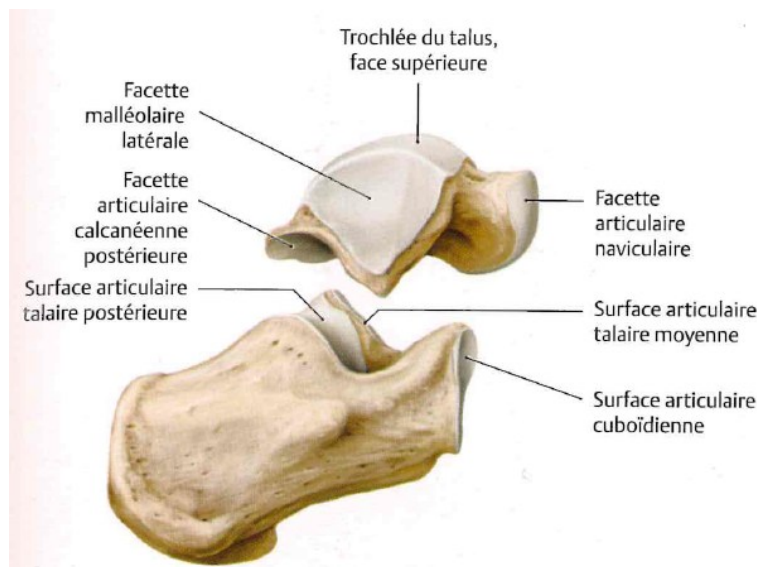


Figure 1 Vue médiale du talus et calcaneus du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

Le pied se caractérise par des propriétés viscoélastiques, notamment grâce à son aponévrose plantaire. Il est capable de moduler sa rigidité et sa déformabilité afin d'optimiser l'absorption des chocs et le transfert d'énergie (Buchanan et al., 2024). Cette capacité d'adaptation repose sur une organisation anatomique complexe caractérisée par une interdépendance fonctionnelle entre ses différentes structures comme les os, les tendons, les muscles, les ligaments ou encore les fascias. Les fonctions sensorielles et motrices du pied sont déterminantes pour réaliser des ajustements posturaux précis et moduler l'appui au sol, contribuant ainsi non seulement à la stabilité, mais aussi à la fluidité, la coordination et l'adaptabilité des mouvements lors de la locomotion (Viseux, 2020). La locomotion se caractérise par différents mouvements essentiels à la vie humaine, tels que la marche, la course, le saut ou encore la montée et descente d'escaliers.

Les mouvements du pied et de la cheville sont décrits à l'aide d'un système de coordonnées articulaires tridimensionnel conforme aux recommandations de l'International Society of Biomechanics (Wu et al., 2002), basé sur un système de coordonnées d'articulation (Figure 2). Dans ce cadre, les mouvements ne sont pas uniquement définis selon les plans anatomiques (sagittal, frontal, transverse), mais principalement comme des rotations et des translations,

autour et le long d'axes orthogonaux (X, Y, Z) associés aux segments anatomiques, respectivement. Ainsi, au niveau de l'articulation talo-crurale, la flexion dorsale et la flexion plantaire correspondent à une rotation du pied par rapport à la jambe autour d'un axe transversal (médiolatéral). Bien que ce mouvement soit classiquement associé au plan sagittal, il est défini en premier lieu par cette rotation autour d'un axe perpendiculaire à ce plan, l'obliquité de cet axe induisant des composantes de mouvement dans les trois plans de l'espace.

Concernant les articulations subtalaires, les mouvements d'inversion et d'éversion sont définis comme des rotations du segment distal (pied) par rapport au segment proximal autour d'un axe longitudinal, principalement associées au plan frontal dans une description anatomique classique.

Enfin, les mouvements d'adduction et d'abduction du pied correspondent à des rotations du segment distal par rapport au segment proximal autour d'un axe vertical, associées au plan transverse.

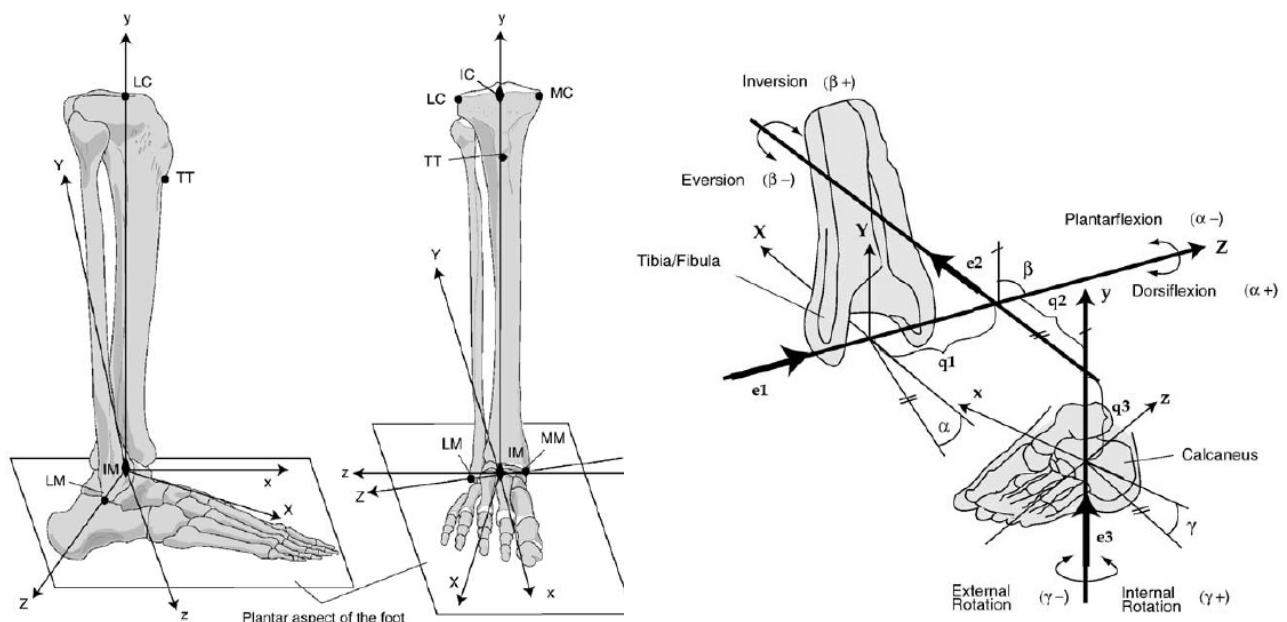


Figure 2 Définition du Joint Coordinate System du complexe articulaire de la cheville droite, tirée de (Wu et al., 2002)

Les termes inversion et éversion décrivent principalement les mouvements de l'arrière-pied, réalisés au niveau des articulations subtalaires. En chaîne cinétique ouverte, l'éversion correspond à un mouvement dans le plan frontal où le calcaneus s'incline latéralement par rapport au talus, orientant la plante du pied vers le bord latéral. À l'inverse, l'inversion correspond à une inclinaison médiale du calcaneus par rapport au talus, orientant la plante du pied vers le bord médial. (Figure 3).

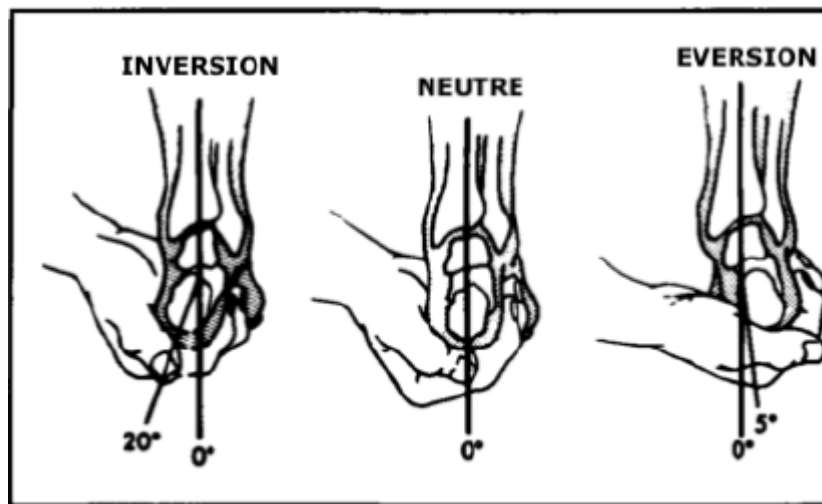


Figure 3 Types de mouvement permis par l'arrière-pied, tirée de (Chan & Rudins, 1994)

Description et rôles des structures ostéo-articulaires du pied et de la jambe

Le pied

Le pied est composé de 26 os et 2 os sésamoïdes, représentant environ un huitième de l'ensemble des os du squelette humain, ainsi que 33 articulations, 20 muscles intrinsèques, 9 muscles extrinsèques et 108 ligaments (Manganaro et al., 2023; Taddei et al., 2020). Sur le plan

anatomique et fonctionnel, le pied est divisé en trois segments distincts : l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied (Figure 4).

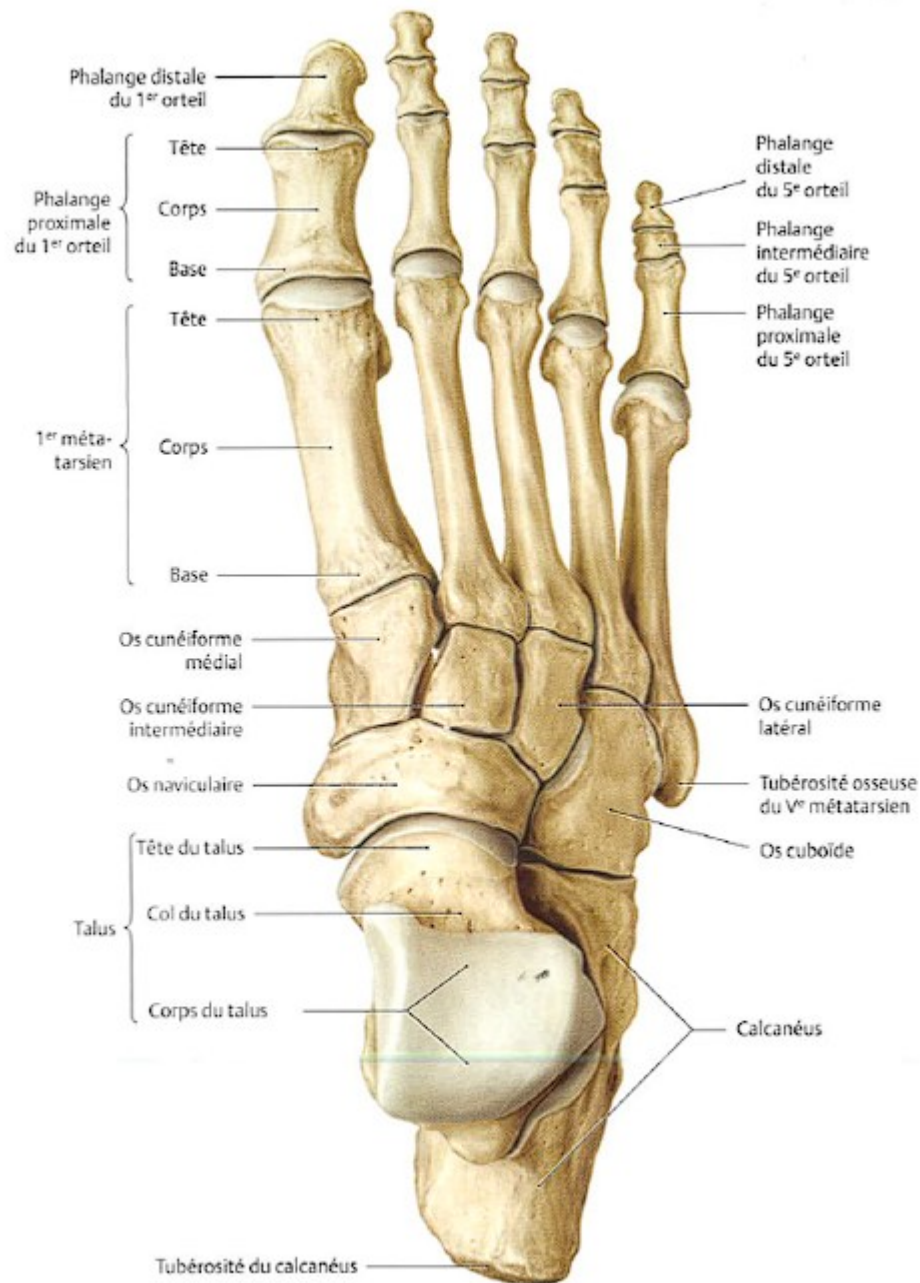


Figure 4 Vue supérieure du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

La voûte plantaire longitudinale médiale repose sur deux piliers principaux : l'un situé à l'avant, constitué par les têtes des trois premiers métatarsiens, et l'autre à l'arrière, formé par la tubérosité du calcaneus. Le point le plus élevé de cette voûte plantaire correspond à la surface articulaire supérieure du talus (Babu & Bordoni, 2020).

Le calcaneus s'articule proximale avec le talus. Le talus est situé entre le tibia et la fibula et transmet le poids corporel vers le calcaneus et le reste du pied. La majorité de la charge axiale transmise lors de l'appui est supportée par le tibia, tandis que la fibula n'en absorbe qu'une fraction plus limitée. Des mesures sur tibia et fibula cadavériques montrent que la contribution fibulaire varie généralement entre 5 et 15 %, pouvant atteindre jusqu'à 20 % selon la position de la cheville, notamment en éversion (Funk et al., 2004) (Figure 5). Les os du pied forment trois voûtes plantaires qui s'appuient au sol par trois points d'appui. Deux voûtes sont issues du tarse postérieur, la voûte plantaire latérale et la voûte plantaire médiale, suivant les axes du calcaneus et du talus qui ne sont pas orientés dans la même direction. La voûte plantaire latérale est plus basse que la voûte plantaire médiale. Le médio-pied est constitué de cinq os : le cuboïde, le naviculaire et les trois cunéiformes. Le cuboïde s'articule proximale avec le calcaneus. Distalement, il présente deux surfaces articulaires avec les 4 et 5èmes métatarsiens. Le naviculaire s'articule proximale avec le talus et distalement avec les trois cunéiformes.

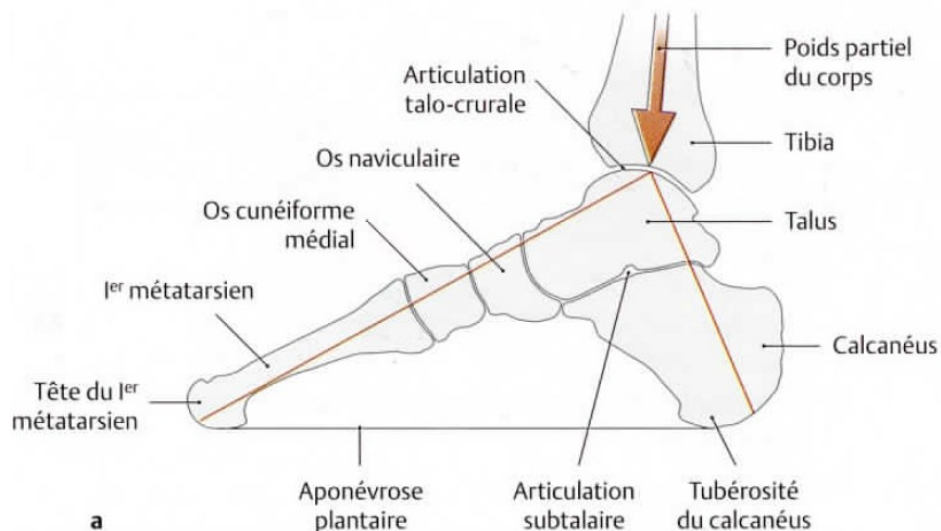


Figure 5 Mise en charge du pied et forces de pression qui en résultent, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

Le deuxième cunéiforme constitue l'élément central de stabilisation de la voûte plantaire médiale. Les métatarsiens sont des os longs et prismatiques, ils s'articulent entre eux au niveau de leurs extrémités postérieures. En arrière, les 1er, 2ème et 3ème métatarsiens s'articulent avec les trois cunéiformes et les 4ème et 5ème avec le cuboïde.

Le pied repose en avant sur les extrémités antérieures des 1er et 5ème métatarsiens. Comme le deuxième cunéiforme, le deuxième métatarsien agit comme un point de verrouillage contribuant et à la stabilité de la voûte plantaire médiale. On compte trois phalanges par orteil sauf l'hallux qui n'en comporte que deux et ces phalanges s'articulent entre elles.

La cheville

L'articulation de la cheville met en présence les extrémités inférieures des os de la jambe et le talus. Elle comprend deux ensembles articulaires : l'articulation tibio-fibulaire inférieure et l'articulation talo-crurale, articulation entre le talus et les os de la jambe. L'articulation tibio-fibulaire inférieure est intimement liée à la talo-crurale, assurant la stabilité de l'ensemble articulaire situé entre la jambe et le pied. La cheville constitue un complexe biomécanique intégrant les articulations tibio-fibulaires proximale et distale, reliées par la membrane interosseuse. Les structures de la syndesmose jouent un rôle essentiel dans la stabilisation du talus au sein de la mortaise tibio-fibulaire (Khambete et al., 2021). En dorsiflexion, la forme plus large du talus en avant induit un écartement, une rotation externe de la fibula et une légère translation proximale de la fibula (Brockett & Chapman, 2016). Ces mouvements de faible amplitude sont permis par la mobilité limitée mais fonctionnelle de la syndesmose et sont transmis le long de la fibula jusqu'à l'articulation tibio-fibulaire proximale via la membrane interosseuse (Chan & Lui, 2016). Ainsi, l'ensemble des structures tibio-fibulaires fonctionne comme une unité biomécanique intégrée participant à la cinématique de la cheville (Zhai et al., 2025). L'articulation talo-crurale, souvent considérée comme une articulation simple, présente en réalité un fonctionnement complexe. La trochlée du talus est fortement pincée entre les deux malléoles. La forme du talus, généralement assimilée à une trochlée, autorise principalement des mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale autour d'un axe oblique, incliné d'environ 10°, et non strictement transverse. La flexion plantaire aligne le pied dans l'axe de la jambe, tandis

que la flexion dorsale rapproche la face dorsale du pied de la face antérieure de la jambe. Comme dans la majorité des articulations du membre inférieur, l'axe de rotation talo-crural n'est pas strictement fixe. Il se déplace légèrement au cours des mouvements, en raison de la forme tronconique de la trochlée du talus et de l'asymétrie des malléoles. L'articulation talo-crurale est ainsi dominée par un axe fonctionnel de flexion dorsale–flexion plantaire, dont l'orientation est globalement oblique (environ 10°), mais qui varie au cours du mouvement. Comme dans de nombreuses articulations du membre inférieur, de légères variations de position de cet axe apparaissent en lien avec l'obliquité de la trochlée et l'asymétrie des malléoles. Le mouvement de la cheville n'est donc pas parfaitement sagittal : il s'accompagne de faibles composantes accessoires de rotation et de translation, sans pour autant remettre en cause l'existence d'un axe fonctionnel principal (Lundberg et al., 1989). Des éléments ligamentaires et capsulaires, ainsi que les forces musculaires transmises de manière indirecte, maintiennent solidement le talus serré entre les deux malléoles. Ce mécanisme permet au talus de jouer efficacement son rôle. L'articulation talo-crurale présente une trochlée articulaire du talus s'articulant avec la face inférieure de l'extrémité inférieure du tibia, la face latérale de la malléole médiale, la face médiale de la malléole latérale. Ces surfaces articulaires sont recouvertes de cartilage articulaire. Les surfaces articulaires du tibia représentent la face inférieure de l'extrémité inférieure du tibia s'articulant avec la trochlée du talus. La face latérale de la malléole médiale est articulaire avec la face médiale de la trochlée. Les surfaces articulaires du talus peuvent être représentées schématiquement comme une trochlée jouant un rôle essentiel dans la répartition des contraintes (Figure 6).

Enfin, l'articulation entre le talus et le calcaneus, ou articulations subtalaires, se situe juste au-dessous de l'articulation de la cheville. Elle est peu mobile mais peut se déplacer dans les trois plans de l'espace. Ces différentes articulations sont fonctionnellement coordonnées, de sorte que les mouvements de la cheville influencent ceux du pied. Toutefois, leur analyse biomécanique peut être réalisée séparément, selon les objectifs expérimentaux.

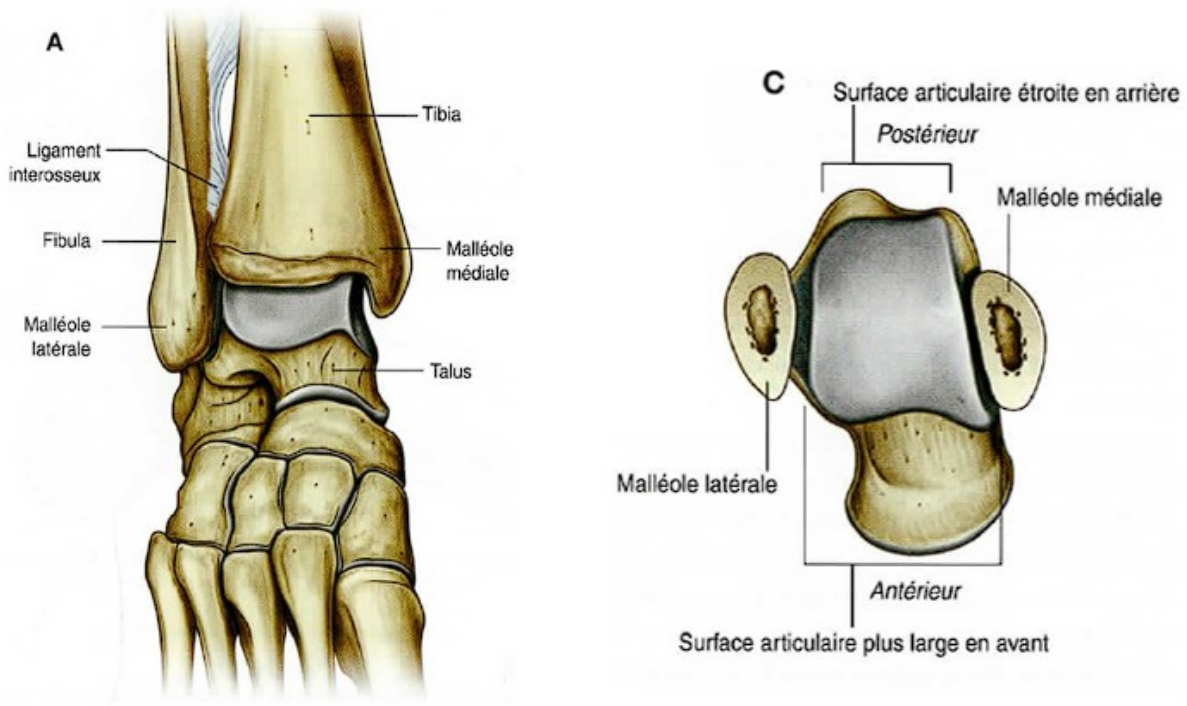


Figure 6 Représentation schématique de la trochlée constituée par les surfaces articulaires du talus, tirée et modifiée de (Drake et al., 2024). Illustration reproduite avec l'autorisation d'Elsevier.

La jambe

Le tibia forme avec la fibula le squelette de la jambe (Figure 7). Le tibia est un os long, concave en arrière, vertical et il est situé médialement par rapport à la fibula. On décrit trois parties, l'épiphyse proximale, le corps et l'épiphyse distale. L'extrémité proximale, élargie, forme un massif osseux volumineux légèrement rejeté en arrière par rapport à l'axe du corps. La face supérieure ou encore les plateaux tibiaux constituent un épais plateau osseux. Les plateaux tibiaux sont orientés vers le haut et l'arrière.

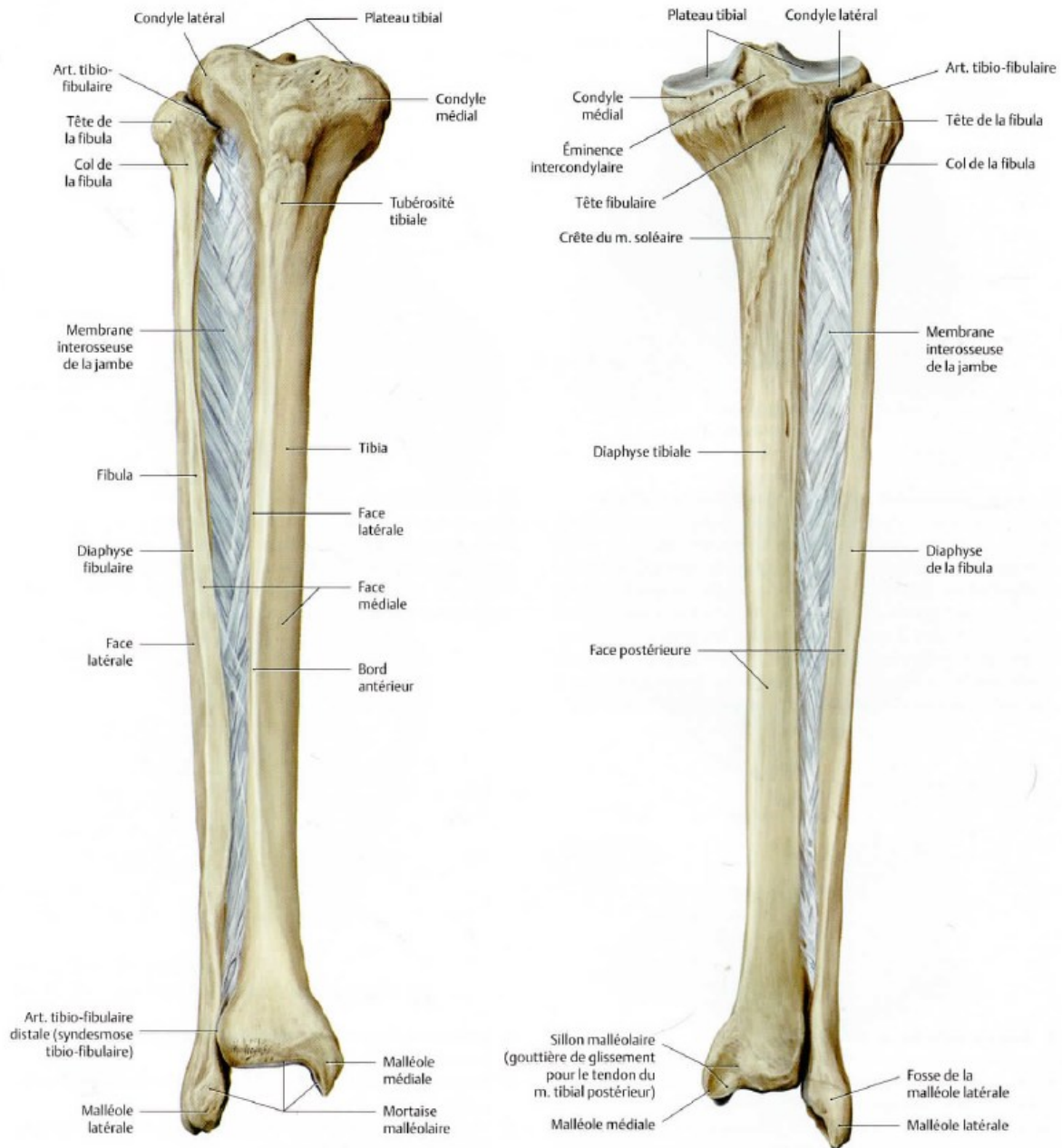


Figure 7 Tibia et fibula droit, tirée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

Les plateaux tibiaux comportent deux cavités glénoïdes, médiale et latérale, recouvertes de cartilage et en relation avec les condyles fémoraux et les ménisques. Ces derniers, en croissant fibro-cartilagineux, augmentent la surface de contact et se déplacent au cours des mouvements

du genou. Entre les glènes se trouve l'éminence intercondyalaire, formée des deux épines tibiales dont une partie est cartilagineuse et s'articule avec la fosse intercondyalaire fémorale (Figure 8).

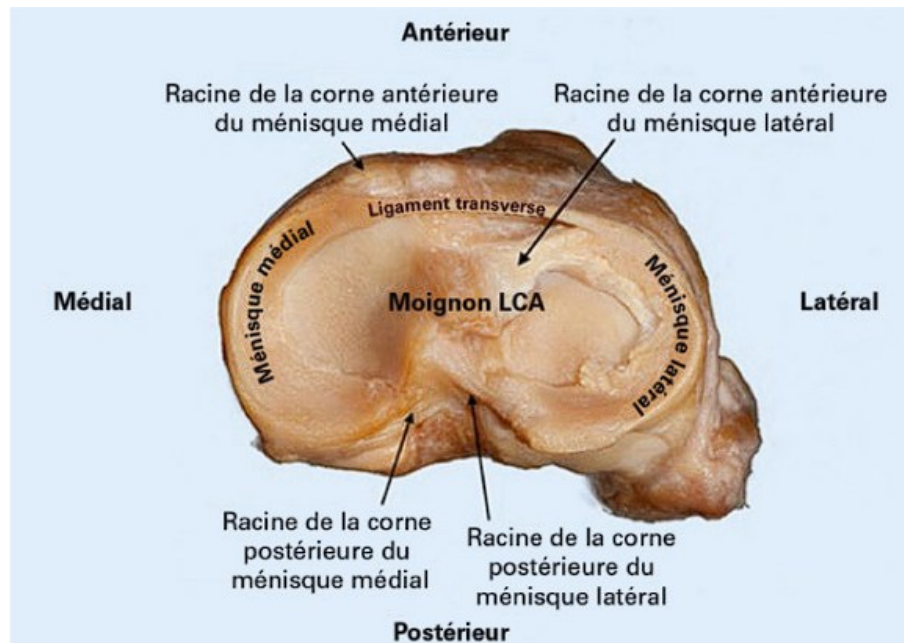


Figure 8 Vue des plateaux tibiaux avec le ménisque médial et latéral, tirée de (Kaelin et al., 2018)

En antérieur, l'extrémité proximale présente la tubérosité tibiale antérieure, et en postérieur, une petite surface articulaire latéro-supérieure. L'orientation de cette surface est très variable et elle s'articule avec la fibula. Le corps du tibia est un prisme vertical présentant une face et un bord antérieur sous cutanés. Sa face postérieure est creusée en arrière de telle sorte que l'os est concave en arrière. En bas, le bord antérieur se divise en deux, déterminant une face supplémentaire de telle sorte que l'extrémité inférieure est un cube. Le corps du tibia subit une torsion latérale d'environ 25° de telle sorte que le pied est orienté antéro-latéralement. L'extrémité distale est plus petite que l'extrémité supérieure. Elle est en forme de cube, une face supplémentaire antérieure apparaissant à la partie inférieure du corps. Elle s'articule avec une trochlée située sur le talus. Sa face inférieure est concave dans le sens antéro-postérieur. Sa limite postérieure descend plus bas que la limite antérieure. Sa face médiale se prolonge vers le bas et s'articule avec le talus. Ce prolongement osseux est appelé la malléole médiale qui est sous

cutanée. Sa face postérieure est creusée par de profonds sillons où passent les tendons des muscles extrinsèques de la jambe dont le fonctionnement sera détaillé dans la prochaine section.

La fibula est un os long et fin, situé latéralement et en arrière du tibia. La fibula s'articule avec le tibia au niveau de ses deux extrémités. L'extrémité proximale est constituée de la tête de la fibula reliée au corps par le col. La tête est volumineuse, sous cutanée, de forme pyramidale.

Elle s'articule avec la surface fibulaire du tibia. Son corps est un prisme très fin dont l'extrémité distale présente une rotation latérale progressive par rapport à l'extrémité proximale. La face médiale présente une longue crête verticale où s'insère le ligament interosseux. L'extrémité inférieure est appelée malléole latérale. C'est un triangle à sommet inférieur, très épais, aplati de dehors en dedans, sa face latérale est sous cutanée. Elle est plus basse que la malléole médiale. Elle est également plus postérieure en raison de la torsion longitudinale des os de la jambe. La moitié supérieure répond à la face latérale de l'extrémité inférieure du tibia. La moitié inférieure de la fibula présente une surface articulaire avec le talus. Légèrement convexe, cette surface articulaire prend appui en bas sur le talus. Cette surface articulaire supérieure du talus est convexe dans le sens antéro-postérieur et légèrement concave transversalement recevant la charge axiale liée au poids de corps, du tibia et en partie de la fibula. En flexion dorsale, la partie antérieure de la trochlée du talus, plus large, s'engage dans la mortaise tibio-fibulaire, ce qui augmente l'emboîtement articulaire. En flexion plantaire, la partie postérieure, plus étroite, se positionne dans la mortaise, ce qui réduit cet emboîtement (Imai et al., 2015). La contribution de la fibula varie selon la position de la cheville et la direction des forces appliquées. Ainsi, Takebe et collègues. (1984), à l'aide de membres inférieurs cadavériques soumis à une charge axiale simulée, ont montré que, dans une position neutre, la fibula supporte environ 6,4 % du poids appliqué, proportion qui augmente en dorsiflexion ou lors de charges latérales, et diminue en flexion plantaire. Ces résultats ont été confirmés et étendus par Goh et collaborateurs. (1992), qui, à l'aide d'un montage similaire utilisant des transducteurs de force, ont observé une répartition comparable d'environ 7 % en position neutre et ont ainsi démontré que la résection partielle de la fibula modifie significativement la transmission des charges dans le segment jambier. De plus, Wang et collègues. (1996), ont observé que la fibula peut supporter en moyenne jusqu'à 17 % d'une charge axiale de 1500 N. Cette proportion n'est pas constante car elle

augmente lorsque la charge se déplace latéralement ou que l'articulation se trouve en dorsiflexion, et elle diminue lorsque la charge est déportée médialement ou en flexion plantaire. La migration distale de la malléole latérale sous charge, inversement corrélée à la proportion de charge supportée par la fibula, souligne le rôle dynamique de la membrane interosseuse et du ligament tibio-fibulaire inférieur dans la répartition des contraintes (Wang et al., 1996). Des études plus récentes précisent la variabilité de cette contribution en indiquant que la part de la fibula variait entre 8% et 19% de la charge axiale, selon l'inversion/éversion de la cheville (Funk et al., 2007). Alito et collaborateurs. (2025) ont modélisé que la fibula peut contribuer jusqu'à 11-25 % de la charge axiale dans certaines conditions de torsion et de chargement combiné. En conséquence, l'articulation tibio-talaire demeure le principal site de transmission des charges, tandis que la fibula assure un rôle complémentaire dans la stabilisation latérale et la dissipation partielle des contraintes axiales et rotatoires.

Rôles des muscles, tendons, fascia

Myologie de la Jambe

La majorité des muscles de la jambe prennent leurs origines soit sur le fémur, le tibia ou la fibula et se terminent sur les os du pied. Ils sont également appelés les muscles extrinsèques du pied. Certains muscles de la jambe, notamment les polyarticulaires, agissent à la fois sur l'articulation de la cheville, le maintien de la voûte plantaire et les mouvements des orteils. Des membranes aponévrotiques séparent les muscles de la jambe en plusieurs loges. La loge antérieure contient quatre muscles : le tibial antérieur, le troisième fibulaire, le long extenseur des orteils et le long extenseur de l'hallux. La loge latérale contient deux muscles : le long et le court fibulaire. La loge postérieure se divise en deux plans. Le plan profond contient quatre muscles : le tibial postérieur, le long fléchisseur des orteils, le long fléchisseur de l'hallux et le poplité ; Le plan superficiel comprend le triceps sural, formé des deux gastrocnémiens et du soléaire, auxquels s'ajoute le muscle plantaire. Cet ensemble constitue la principale masse musculaire du mollet et joue un rôle majeur dans la flexion plantaire du pied.

La loge antérieure

Le muscle tibial antérieur prend son origine sur la face latérale du tibia et la membrane interosseuse. Il présente des fibres verticales qui se prolongent par un long tendon maintenu par le retinaculum des muscles extenseurs inférieur. Sa terminaison est située sur les faces médiales du premier cunéiforme et du premier métatarsien. Ses fonctions principales sont la flexion dorsale, l'adduction du pied et l'inversion du pied. Durant la marche, il se contracte en régime excentrique lors de la phase d'appui initial afin de ralentir la chute du pied et d'amortir le choc, puis en régime concentrique durant la phase d'oscillation pour relever l'avant-pied et éviter le contact des orteils avec le sol. Le muscle long extenseur de l'hallux prend son origine sur la membrane interosseuse et la face médiale de la fibula. Il présente des fibres verticales qui se prolongent par un long tendon maintenu également par le retinaculum des muscles extenseurs inférieur. Sa terminaison est située sur le tendon qui se termine sur la face supérieure des phalanges de l'hallux. Du fait de sa trajectoire, il a des actions similaires à celle du tibial antérieur à savoir, la flexion dorsale, l'adduction du pied, l'inversion du pied et il est en plus extenseur de l'hallux.

Le muscle long extenseur des orteils prend son origine sur la membrane interosseuse et la face médiale de la fibula. Il présente des fibres verticales qui se prolongent par un long tendon maintenu également par le retinaculum des muscles extenseurs inférieur. C'est au niveau du retinaculum des muscles extenseurs inférieur que son tendon se divise en quatre afin de se diriger vers les orteils 2, 3, 4 et 5. Sa terminaison se situe sur les faces supérieures des phalanges des orteils 2, 3, 4 et 5. Ses fonctions principales sont l'extension des orteils 2, 3, 4 et 5, la flexion dorsale, l'abduction du pied et l'éversion du pied.

La loge latérale

Cette loge contient deux muscles appelés fibulaire, un long et un court. Ayant des trajectoires similaires, ils vont agir souvent en synergie. Le long fibulaire prend son origine sur la face latérale de la fibula. Ses fibres sont verticales. Son tendon passe derrière la malléole latérale. Sa terminaison se situe sur la face inférieure du 1er métatarsien. Ses fonctions sont le maintien de la voûte plantaire, l'éversion du pied, l'abduction du pied et la flexion plantaire en synergie avec

le triceps sural. De plus, il contribue à la protection du ligament collatéral fibulaire en se contractant lors des mouvements d'inversion du pied, limitant ainsi les contraintes exercées sur ce ligament. Le court fibulaire prend son origine sur la partie inférieure de la face latérale de la fibula. Il dispose de la même orientation que le long fibulaire et sa terminaison se situe sur la base du 5ème métatarsien. Il a des fonctions identiques à celles du long fibulaire à quelques différences près car le long fibulaire a une action sur le 1^{er} rayon.

La loge postérieure - plan profond

Quatre muscles constituent le plan profond de la loge postérieure de la jambe : le tibial postérieur, le long fléchisseur des orteils, le long fléchisseur de l'hallux et le poplité. Ces trois muscles sont les antagonistes des trois muscles de la loge antérieure : tibial antérieur, long extenseur de l'hallux et long extenseur des orteils. Le tibial postérieur prend son origine sur la face postérieure du tibia, le bord médial de la fibula et la membrane interosseuse. Ses fibres sont verticales, elles sont prolongées par un long tendon qui change d'orientation et se dirige vers le bas et l'intérieur du pied. Ses terminaisons multiples sur la face inférieure du tarse et du métatarse. Ses fonctions sont la supination (inversion, flexion plantaire et adduction) du pied, le soutien de la voûte plantaire, en synergie avec le long fibulaire. Le long fléchisseur de l'hallux prend son origine sur la face postérieure de la fibula. Ses fibres sont verticales et son tendon oblique vers le bas et l'intérieur du pied. Il passe derrière la malléole médiale, sous le calcaneus, sous l'ensemble des os du pied à travers les muscles intrinsèques du pied. Sa terminaison se situe sur la face inférieure de la phalange distale de l'hallux. Ses fonctions sont la flexion de l'hallux, le soutien de la voûte plantaire et plus spécifiquement de la voûte plantaire médiale et du calcaneus et stabilisateur du talus en synergie avec d'autres tendons. Il rapproche la fibula du tibia il est donc stabilisateur de la cheville. Le long fléchisseur des orteils prend son origine sur la face postérieure du tibia. Ses fibres sont verticales et recouvrent celles du tibial postérieur. Son tendon est oblique vers le bas et l'intérieur, passe sous le pied également à travers les muscles intrinsèques du pied. Sous le tarse il se divise en quatre rayons pour donner quatre tendons à chaque orteil. Sa terminaison est située sur les faces inférieures des phalanges des orteils 2 à 5. Ses fonctions sont la flexion des orteils, le soutien de la voûte plantaire, l'extension de la cheville, l'inversion du pied, l'adduction du pied.

La loge postérieure - plan superficiel

Le triceps sural désigne le muscle du mollet constitué de trois chefs avec le gastrocnémien médial, le gastrocnémien latéral et le soléaire occupant le plan superficiel de la loge postérieure de la jambe, ainsi que du muscle plantaire (Figure 9). Il s'agit d'un des plus puissants muscles du corps, il est également très endurant et résistant. Le triceps sural contient beaucoup de fibres lentes nécessaires pour la marche et de fibres rapides sollicitées pour des mouvements explosifs tels que les démarrages de course ou les sauts (Van de Castele et al., 2024). Le triceps sural est constitué d'un chef profond appelé le soléaire : couche profonde du triceps sural, il est monoarticulaire. Deux chefs appelés les gastrocnémiens, un médial et un autre latéral, constituent la couche la plus superficielle et sont bi-articulaires. Le soléaire prend son origine sur la face postérieure du tibia et de la fibula. Il recouvre les muscles profonds de la loge postérieure. Il présente une trajectoire verticale prolongée par un tendon très épais, le tendon calcanéen également appelé tendon calcanéen. Sa terminaison se situe sur la face postérieure du calcaneus. De plus, le muscle plantaire prend son origine proximale au chef latéral du gastrocnémien et se termine sur la tubérosité du calcaneus par le tendon calcanéen. Ces fonctions sont à négliger en raison de son diamètre physiologiquement trop fin. Il empêche tout de même la compression des vaisseaux tibiaux postérieurs lors de la flexion du genou (Schünke et al., 2016).

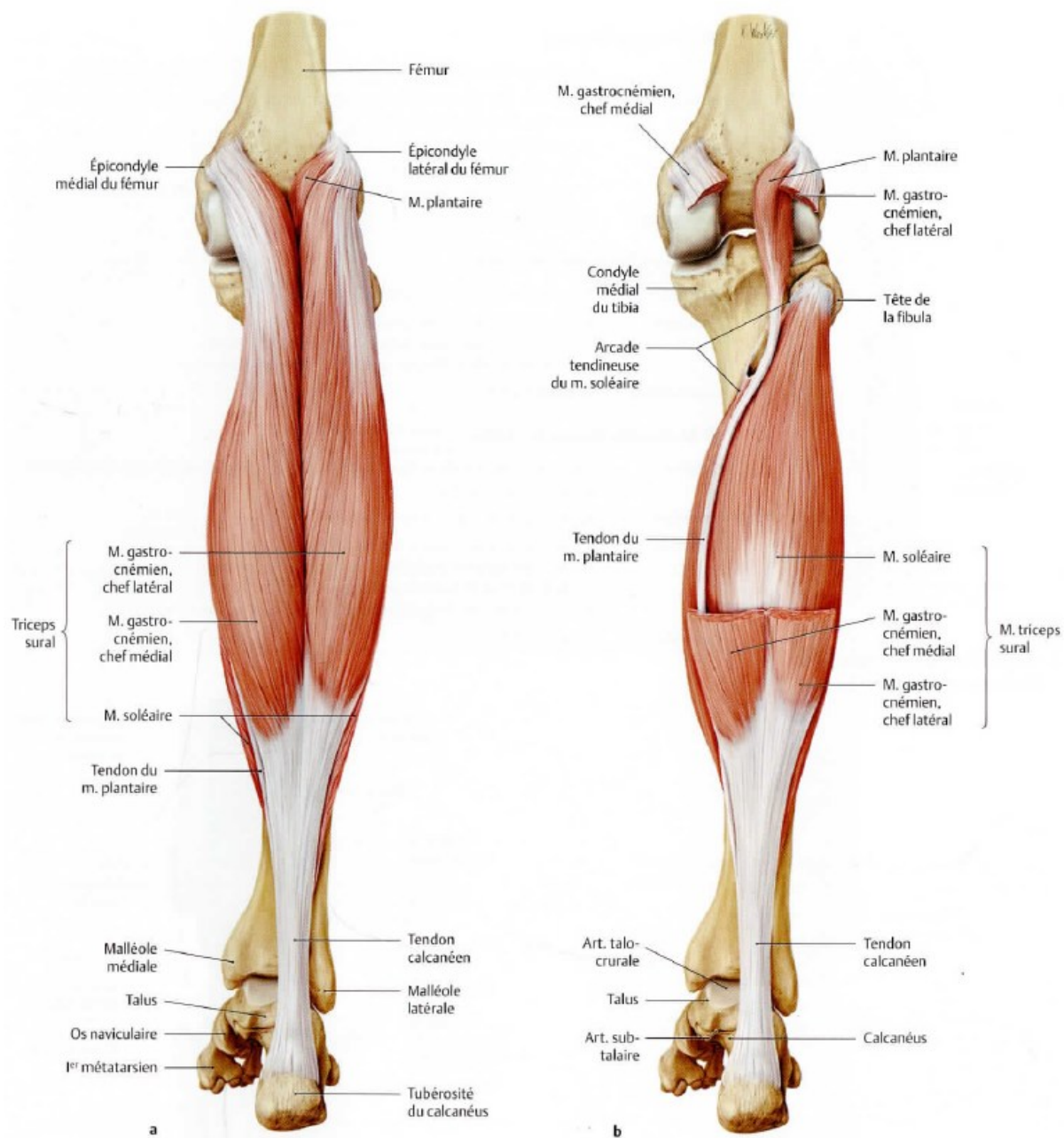


Figure 9 Vue postérieure du triceps sural, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

Les gastrocnémiens prennent leurs origines sur les faces supérieures des condyles du fémur et sur la capsule du genou. Ils sont parallèles, leur trajectoire est verticale, ils sont prolongés par le

même tendon calcanéen pour rejoindre le soléaire. Leurs terminaisons se situent sur la face postérieure du calcaneus. Considérant ses fonctions, il est le principal fléchisseur plantaire, durant la marche, la course, les sauts, en contraction concentrique. Il amortit la réception après un saut en se contractant selon le régime excentrique. Il maintient la voûte plantaire en synergie avec d'autres muscles des loges postérieure et latérale notamment le tibial postérieur et le long fibulaire. Ainsi, il joue également un rôle actif dans la dissipation des charges lors du contact du pied avec le sol. Ces muscles absorbent une part significative de l'énergie cinétique générée à l'impact, réduisant les contraintes transmises aux os et aux ligaments (Neptune et al., 2008).

De plus, il joue un rôle antigravitaire car son tonus empêche la bascule du corps vers l'avant, il permet donc le maintien de la posture (Ward et al., 2009). Les deux gastrocnémiens étant bi-articulaires sont fléchisseurs secondaires du genou. Le triceps sural, en synergie avec le tibial postérieur, participe non seulement à l'extension de la cheville et au maintien de la voûte plantaire.

Structures d'union de la cheville

On décrit trois structures d'union : le tonus des muscles dont les tendons sont situés à proximité de l'articulation, la capsule, les ligaments. Ils assurent la stabilité de l'articulation talo-crurale dans toutes les positions, notamment la stabilité du talus soumis à d'importantes contraintes, grâce à la congruence de la mortaise tibio-fibulaire et au maintien ligamentaire et musculaire. La cheville est ceinturée par de nombreux tendons de muscles extrinsèques du pied. Ils se terminent sur des os du pied situés en avant du talus. Les muscles extrinsèques sont des muscles agissant sur le pied mais dont le corps musculaire se situe dans la jambe. Tandis que les muscle court présentent un corps musculaire se situant dans le pied. Leur tonus varie suivant les contraintes et en particulier du relief du sol. Ces variations du tonus permettent au pied de s'adapter à ces contraintes. La capsule articulaire est formée d'une couche fibreuse externe et d'une membrane synoviale interne. Elle s'insère à proximité des surfaces articulaires et assure le maintien des structures tout en permettant la mobilité. Elle délimite une cavité articulaire. Elle présente des replis qui se déplient lors des mouvements et latéralement, elle est renforcée par les ligaments collatéraux.

Les ligaments

La cheville est stabilisée par plusieurs complexes ligamentaires : les ligaments latéraux, les ligaments tibio-fibulaires et le ligament interosseux (Figure 10). Le complexe ligamentaire latéral, ou ligament collatéral fibulaire, est situé du côté latéral de la cheville. Il comprend trois faisceaux : le ligament talo-fibulaire antérieur, le ligament calcanéo-fibulaire, le ligament talo-fibulaire postérieur. En regard médial, on retrouve le ligament collatéral tibial, également appelé ligament deltoïdien, formé de plusieurs faisceaux reliant le tibia au talus, au calcaneus et au naviculaire. Ces ligaments assurent la stabilité de la cheville en limitant les mouvements extrêmes et en contribuant à la proprioception grâce à leurs récepteurs sensoriels (Solomonow et al., 1998). Le complexe tibio-fibulaire, formé du ligament tibio-fibulaire antérieur, du ligament tibio-fibulaire postérieur et du ligament interosseux, maintient l'intégrité de la mortaise tibio-fibulaire et contrôle les déplacements de la fibula lors de la flexion dorsale.

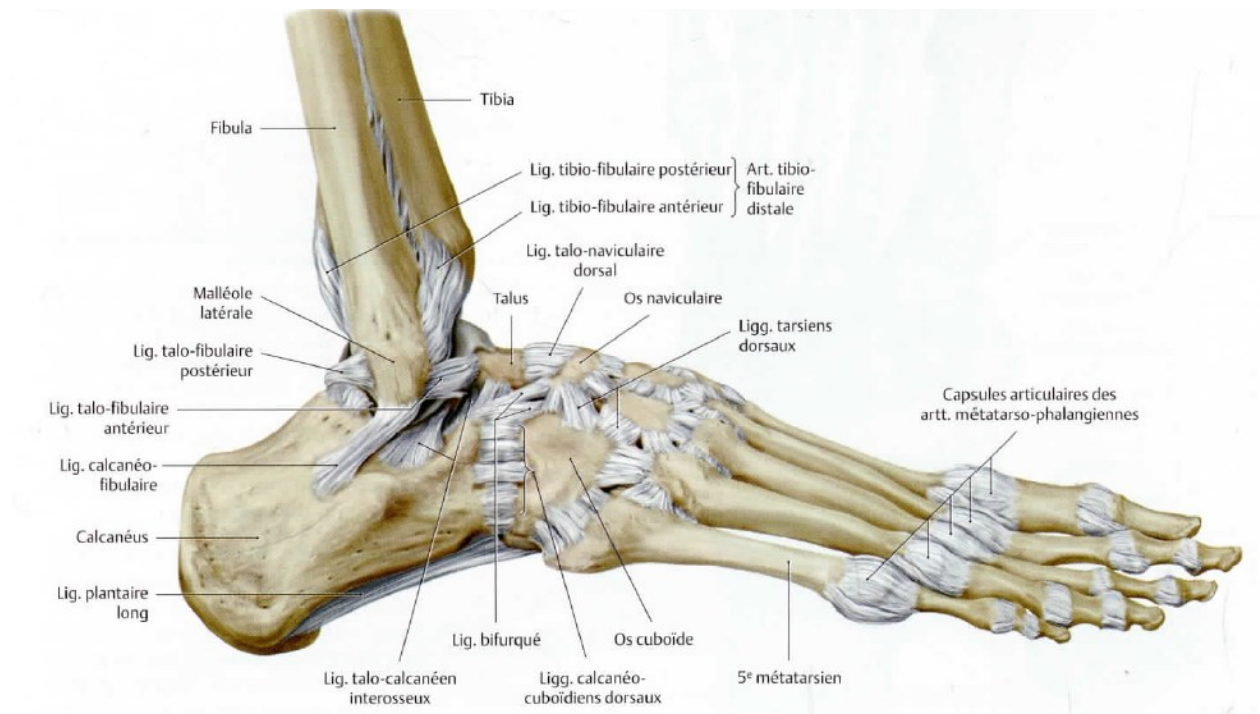


Figure 10 Vue latérale de l'appareil ligamentaire du pied droit, tirée et modifiée de (Schünke et al., 2016). Illustration reproduite avec l'autorisation de De Boeck Supérieur.

Par conséquent, l'extrémité proximale de la fibula se déplace sur l'extrémité proximale du tibia. Cette mobilité, bien que limitée, explique pourquoi cette zone de contact entre les deux os ne s'est pas soudée. On est donc en présence d'une articulation classique avec surfaces articulaires recouvertes de cartilage, capsule et ligaments. En conclusion, les deux articulations tibia-fibula sont mécaniquement liées à la cheville car elles sont mises en jeu dans les mouvements de flexion de la cheville. Lors de la dorsiflexion et de la flexion plantaire, la transmission des forces à travers le talus vers le tibia est principalement assurée par la congruence des surfaces articulaires, tandis que les ligaments latéraux et autres structures passives contribuent surtout à la stabilité directionnelle et au contrôle du mouvement, en maintenant l'isométrie de certaines fibres et en permettant le relâchement d'autres fibres selon la position articulaire (Leardini, 2001).

Analyse biomécanique sur spécimens cadavériques

Conditions de conservation des spécimens cadavériques

Les modes de conservation des spécimens cadavériques, notamment le frais ou l'embaumé modulent les propriétés mécaniques observées. Concernant les expérimentations avec des spécimens cadavériques, le spécimen frais est compatible avec des tests biomécaniques mais les cycles de décongélation-recongélation et la durée de conservation peuvent altérer certaines propriétés viscoélastiques selon les tissus et le nombre de cycles (Jung et al., 2011). De plus, jusqu'à trois cycles de décongélation, les propriétés structurales et mécaniques sont significativement équivalentes aux tendons frais. Tandis que pour cinq à dix cycles, on observe une diminution significative de la contrainte maximale, ainsi qu'une augmentation des propriétés viscoélastiques, notamment avec un allongement au fluage et une charge réduite en relaxation (Huang et al., 2011). Il est donc recommandé de documenter précisément l'état des spécimens cadavériques et le protocole de conservation ainsi que de limiter les cycles de congélation-décongélation à moins de cinq fois, tout en documentant la méthode pour garantir la validité biomécanique des expérimentations (Huang et al., 2025).

Modèles cadavériques en recherche biomécanique

L'analyse biomécanique sur spécimens cadavériques permet d'explorer des paramètres biomécaniques du pied et de la cheville difficiles à mesurer *in vivo*, en permettant une instrumentation invasive, des charges contrôlées et reproductibles ainsi que des simulations de scénarios pathologiques (Graham et al., 2011). Ces approches complètent les études *in vivo* et permettent d'évaluer précisément l'effet d'interventions des orthèses plantaires (Williamson et al., 2024), des prothèses (Sato et al., 2022) ou encore des chirurgies tendineuses sur la biomécanique tissulaire (Conti et al., 2024; Kitaoka et al., 2002).

Les spécimens cadavériques offrent la possibilité d'isoler la réponse purement biomécanique des tissus tels que les os, les ligaments, les tendons ou encore l'aponévrose plantaire en l'absence d'activation neuromusculaire. Plus précisément avec le placement de capteurs intra-cortical (Eric C. Whittaker et al., 2011), d'insertion de jauges de contrainte sur les tendons (Kogler et al., 1995) et des opérations anatomiques chirurgicales (Rodríguez-Sanz et al., 2024) impossible ou éthiquement problématique *in vivo*. Des simulateurs dynamiques de marche permettent même de reproduire des cycles proches de la marche humaine, fournissant des données cinématiques et cinétiques sur le comportement osseux et articulaire (Baxter et al., 2016).

Les modèles *in vitro* permettent aux chercheurs d'isoler le pied ou de conserver des segments plus proximaux comme le tibia ou le genou selon l'objectif de recherche poursuivi (Figure 11 A). Les montages incluent souvent des fixations du pied, une application de charges axiales sur le tibia accompagnée de simulation des forces musculaires. Ces simulations de force passent par des installations par trochlées, vérins ou systèmes robotiques à six degrés de liberté afin de reproduire au mieux la force musculaire physiologique (Figure 11 B). Comme il n'existe pas de mesures directes des activations musculaires extrinsèques du pied et de la cheville, les modèles cadavériques reposent souvent sur des estimations indirectes issues de l'électromyographie normalisée ou de la section physiologique des muscles (Hansen et al., 2001; Klein Horsman et al., 2007; Ward & Lieber, 2005). Bien que ces approches soient largement utilisées, elles n'ont pas été validées et pourraient ne pas refléter la manière dont les activations musculaires sont régulées dans des conditions physiologiques réelles. Dans des conditions physiologiques, les

muscles n'agiraient pas selon une activation prédéterminée mais ajusteraient plutôt leur contraction de façon dynamique afin de maintenir ou atteindre une position articulaire appropriée. De tels choix méthodologiques influencent donc la validité externe et limitent la transposabilité des résultats cadavériques aux conditions physiologiques (Hansen et al., 2001).

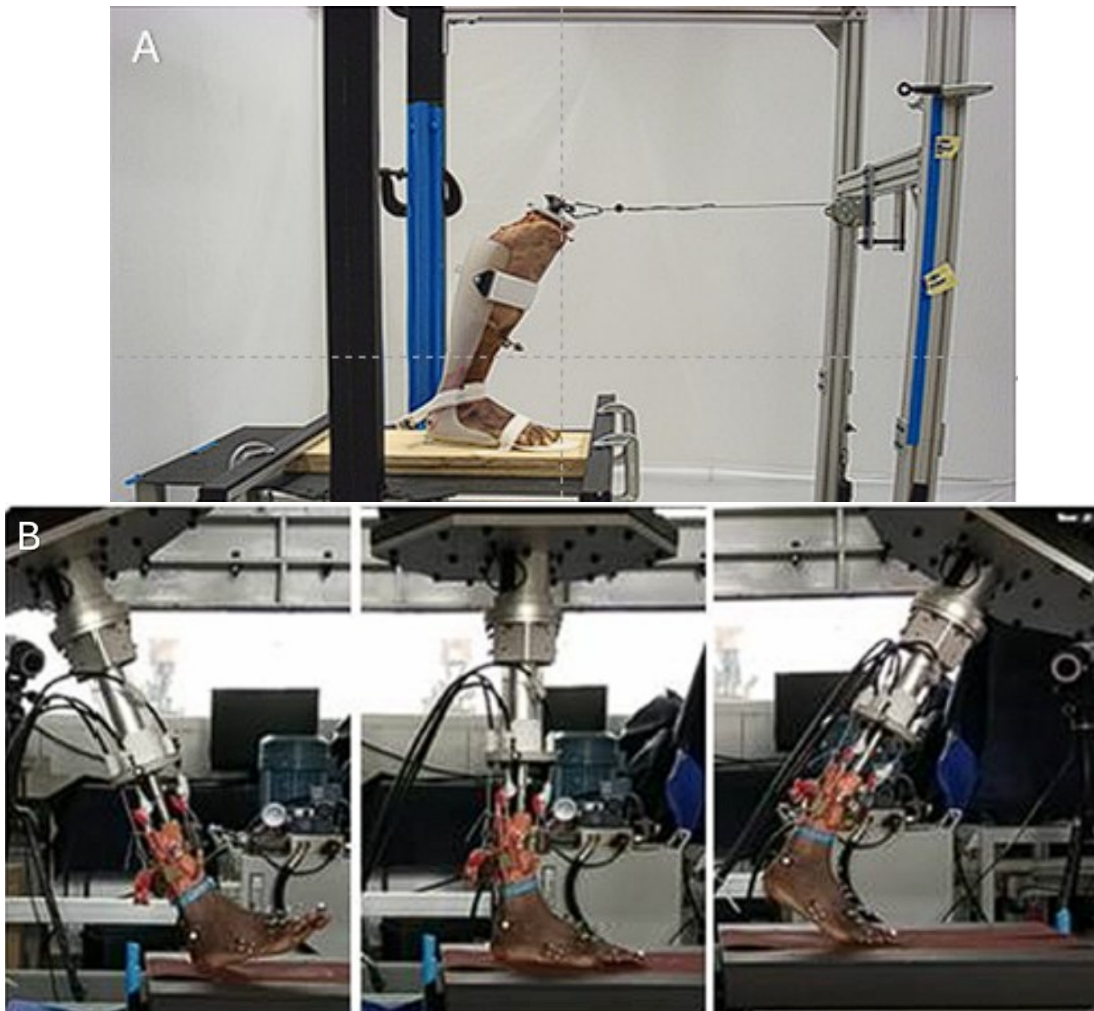


Figure 11 A. Montage avec système de traction proximale par trochlées, tirée et modifiée de (Hovorka et al., 2021).

Figure 11 B. Simulateur de marche à six degrés de liberté, tirée et modifiée de (Zhu et al., 2020)

Finalement, l'absence d'activité musculaire réelle, l'altération post-mortem des propriétés tissulaires possible, et les difficultés à reproduire des sollicitations physiologiques doivent être prise en compte dans les devis expérimentaux. Ces contraintes nécessitent une prudence pour l'interprétation clinique des résultats (Baxter et al., 2016; Wei et al., 2012; Zhu et al., 2020).

Revue des méthodes expérimentales cadavériques en biomécanique du pied

Au fil du temps, les dispositifs de chargement statique ont évolué vers des simulateurs dynamiques capables de reproduire des profils de charge complexes et des trajectoires tibiales à plusieurs degrés de liberté. Ces systèmes permettent de mesurer simultanément forces, les déplacements et parfois les pressions plantaires sur des cycles de charge répétés, offrant une des phases de la marche plus physiologiques. Ces simulateurs peuvent reproduire la cinématique globale du pied observée in vivo et sont utiles pour tester des interventions chirurgicales ou orthésiques (Baxter et al., 2016; Eric C. Whittaker et al., 2011). Plusieurs stratégies sont employées pour simuler l'action musculaire, plus spécifiquement avec l'application de charges proportionnelles aux aires de section physiologique (Hansen et al., 2001), câbles et trochlées avec charges statiques (Hovorka et al., 2021), ou systèmes de simulateurs dynamiques qui ajustent la force appliquée aux tendons en fonction d'un retour angulaire pour mieux reproduire la coordination musculaire (D. Wang et al., 2020). Ces approches réduisent l'arbitraire dans le choix des forces musculaires et améliorent la fidélité des mouvements simulés (Hansen et al., 2001). Concernant les outils de mesures biomécaniques, plusieurs techniques de mesure en cinématique et en imagerie sont utilisées en recherche in vitro, plus précisément, les outils de capture optique à l'aide de marqueurs cutanés (Jor et al., 2024) qui représente une pratique courante mais limitée par les artefacts de tissus mous (soft tissue artefacts), c'est-à-dire les déplacements relatifs entre la peau et l'os sous-jacent, pouvant affecter la précision des mesures (Maiwald et al., 2017). Aussi, la fluoroscopie biplanaire permet d'estimer directement la cinématique osseuse 3D avec une excellente précision, y compris des micromouvements entre les os adjacents (de Asla et al., 2006; Ito et al., 2015). Ces techniques sont particulièrement pertinentes sur spécimens cadavériques pour collecter des données cinématiques très précises. Plus récemment, la fluoroscopie biplanaire a été appliquée à l'étude de la cinématique tridimensionnelle du pied humain sur surfaces inclinées. Ces résultats mettent en évidence une asymétrie fonctionnelle de la mobilité naturelle du pied, dont la compréhension est pertinente tant pour l'interprétation évolutive de la locomotion bipède que pour l'optimisation des orthèses plantaires et prothèses.

Un simulateur cadavérique dynamique à six degrés de liberté a récemment permis de caractériser la cinématique tridimensionnelle des principaux os du pied lors de la phase d'appui de la marche (Zhu et al., 2020). En reproduisant des charges proches de la physiologie, jusqu'à 1,3 fois le poids corporel et en combinant une capture optique haute fréquence avec une plate-forme de force.

Orthèses plantaires et impression 3D

Définitions et types d'orthèses plantaires

« Une orthèse est un dispositif appliqué de manière externe, conçu pour assurer un contrôle, une correction et un soutien, tout en réduisant une déformation. Elle peut soit résister, soit assister un mouvement afin de contrôler la déformation, de décharger un segment corporel par réduction des forces et d'apporter des mesures correctives. » (traduction libre de (Nelson & Blauvelt, 2022), *A Manual of Orthopaedic Terminology*, 9^e éd., p. 204).

Les orthèses plantaires peuvent être classées en trois grandes catégories : préfabriquées, sur mesure et mixtes (Rencurel et al., 2017). Les orthèses plantaires préfabriquées sont produites industriellement en série, selon des modèles génériques de pied. Elles sont généralement accessibles en pharmacie, dans les magasins spécialisés ou en ligne, et ne nécessitent pas de prescription médicale. Les orthèses plantaires sur mesure, en revanche, sont confectionnées après un examen clinique détaillé des pieds et des membres inférieurs, incluant une prise d'empreintes, et nécessitent l'intervention d'un professionnel de santé qualifié. Enfin, les orthèses plantaires mixtes combinent une base préfabriquée avec des ajustements personnalisés réalisés par le clinicien, qui peut, par exemple, ajouter un stabilisateur d'arrière-pied pour accentuer le contrôle de la pronation.

Les orthèses plantaires accommodatives sont souples et conçues pour fournir un soutien de la voûte plantaire longitudinale et de la région métatarsienne. Elles sont souvent fabriquées à partir de mousses à cellules fermées issues de polyéthylène expansé par la chaleur (Nelson & Blauvelt, 2022). Elles visent avant tout à s'adapter à la morphologie existante du pied, notamment en

présence de déformations rigides (Chang et al., 2014). Leur objectif est d'améliorer le confort et de réduire les points de pression. À l'opposé, les orthèses plantaires rigides sont correctrices et utilisent des matériaux composites tels que le polypropylène et le TL-2100 afin d'apporter un soutien structurel au pied. Le polypropylène est un polymère oléfinique flexible et résistant à la rupture. Le TL-2100 est un composite thermoplastique de résine et de fibre, plus dur et plus rigide que le polypropylène (Nelson & Blauvelt, 2022).

Amovibles et insérées dans la chaussure, elles visent principalement à optimiser le soutien plantaire et à améliorer la stabilité posturale en modulant les pressions et le contrôle sensorimoteur (Figure 12) (Chinpeerasathian et al., 2024). Des orthèses plantaires plus spécifiques ciblent certaines pathologies, comme l'orthèse pour hallux valgus, qui réduit la douleur en corrigeant partiellement la déviation en valgus du premier rayon (Kwan et al., 2021). Enfin, l'orthèse UCBL (University of California Biomechanics Laboratory) est caractérisée par des bords proximaux plus hauts permettant un meilleur contrôle du calcaneus. Elle est particulièrement indiquée pour les pieds plats sévères ou les instabilités de l'arrière-pied, où une stabilisation accrue du talon est nécessaire (Suh & Yoon, 2023).

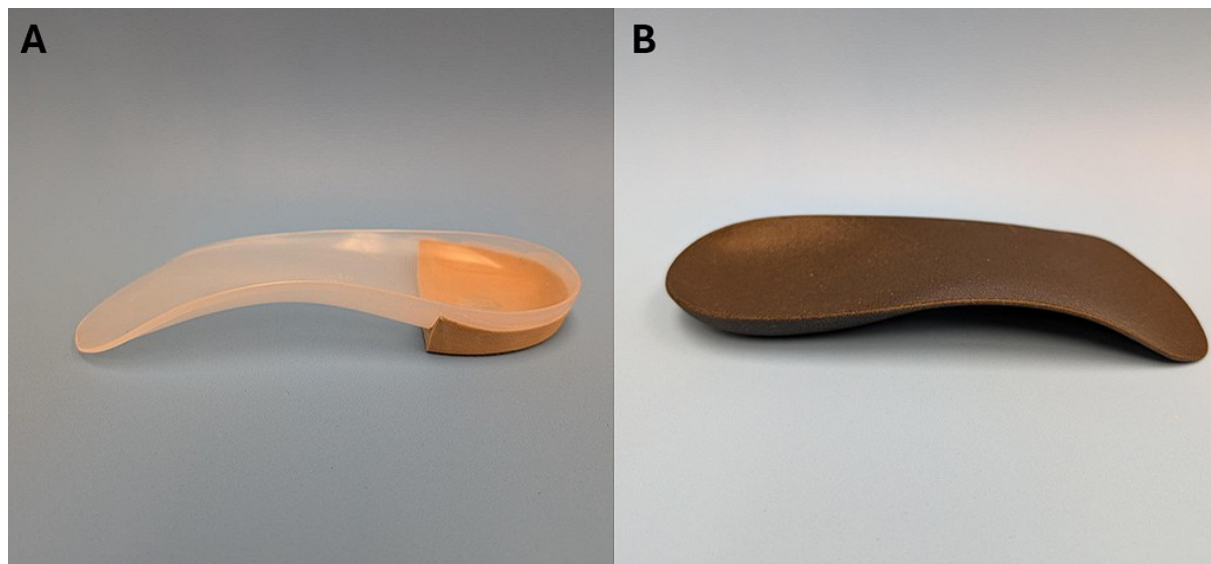


Figure 12 A. Orthèse fabriquée à la main. Figure 12 B. Orthèse fabriquée par impression 3D

Méthode de fabrication des orthèses : méthodes traditionnelles et nouvelles technologies

Méthodes traditionnelles de fabrication des orthèses plantaires

La fabrication d'orthèses plantaires sur mesure, à la différence des orthèses plantaires préfabriquées, débute toujours par une évaluation clinique rigoureuse du pied et de la posture globale du patient. Cet examen, réalisé par un clinicien spécialisé, comme un podiatre, combine généralement une analyse en décharge, en charge statique et lors de la marche. Ces étapes visent à identifier les déformations morphologiques, les déséquilibres posturaux et les troubles fonctionnels susceptibles d'influencer le choix du design des orthèses plantaires (Zing, 2008; Zing & Goldcher, 2014). L'étape suivante consiste à prendre des empreintes tridimensionnelles des pieds. Historiquement, le moulage au plâtre de Paris représentait la référence, permettant de capter avec précision la morphologie en position neutre des articulations subtalaires (Root et al., 1971) (Figure 13). Une alternative couramment utilisée est la boîte en mousse, qui recueille l'empreinte en semi-charge (Figure 14).



Figure 13 Empreinte négative réalisée selon la technique de la pression directe. Le pied est maintenu en position neutre subtalaire pendant que le plâtre durcit, tirée et modifiée de (Nelson & Blauvelt, 2022)

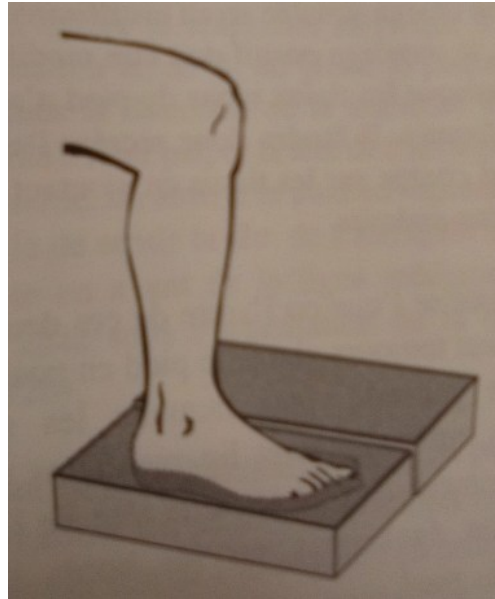


Figure 14 Empreinte négative réalisée à l'aide de la technique de la boîte en mousse , tirée et modifiée de (Tardif, 2007)

Ces techniques aboutissent à un modèle négatif, servant à fabriquer un positif en plâtre ou en polyuréthane rigide sur lequel seront apportées les corrections nécessaires (Laughton et al., 2002). Les ajustements réalisés sur le positif visent à modifier la répartition des contraintes mécaniques et à corriger les désalignements observés. Les corrections peuvent être dites intrinsèques avec l'ajout ou le retrait de matériau directement sur le moule ou extrinsèques avec l'ajout sur la coque finale de l'orthèse (Chevalier & Chockalingam, 2012; Chui et al., 2019).

Concernant les matériaux, les plus utilisés sont le polypropylène et l'EVA, en raison de leur légèreté, de leur capacité d'absorption et de leur durabilité (Menz et al., 2017). Le recouvrement est généralement assuré par du vinyle ou d'autres polymères offrant confort et résistance à l'usure. Bien que ces méthodes restent fiables, elles demeurent chronophages et dépendent fortement de l'expertise du praticien, ce qui entraîne une variabilité interindividuelle (Banwell et al., 2015).

Apports des nouvelles technologies

L'essor des outils numériques a profondément transformé la conception des orthèses plantaires. Jusqu'à récemment, les orthèses plantaires étaient fabriquées manuellement, ce qui rendait difficile le contrôle et la standardisation de la « dose » des composants anti-pronation (par ex. l'inclinaison ou l'épaisseur). Ces limites peuvent désormais être surmontées grâce aux avancées de la conception assistée par ordinateur et des technologies d'impression 3D (Moisan & Zong-Hao Ma, 2024).

L'utilisation du scanner 3D permet désormais de relever l'empreinte du pied en un temps réduit, avec une grande fiabilité et sans les inconvénients liés aux méthodes traditionnelles (Silva et al., 2024). De plus, le format numérique facilite l'archivage, le partage et la réutilisation des données pour des ajustements ultérieurs (Figure 15). Certains dispositifs récents présentent une précision instrumentale pouvant atteindre 0.5 mm, pour des temps d'acquisition de l'ordre de 5 à 15 secondes (Sacco et al., 2023).

La conception assistée par ordinateur (CAO) et la fabrication additive (impression 3D) ouvrent de nouvelles perspectives. Elles permettent non seulement de reproduire des formes complexes impossibles à obtenir avec le moulage traditionnel, mais aussi d'automatiser certaines étapes et d'optimiser le design en fonction de la biomécanique du patient (Davia-Aracil et al., 2018; Lochner, 2013). Ces procédés offrent une personnalisation poussée, par exemple en modulant l'épaisseur ou la densité du matériau pour ajuster la rigidité de l'orthèse. Les étapes de conception peuvent être automatisées et inclure des processus d'optimisation, permettant une production rapide, précise, reproductible et adaptée au patient, tout en réduisant les coûts (Barr et al., 2025). Des paramètres tels que l'inclinaison médiale ou latérale et l'épaisseur de la coque peuvent être définis avec une précision inférieure à 0,1°/0,1 mm (Msalleem et al., 2024). L'utilisation du frittage sélectif par laser (SLS) dans la fabrication additive ouvre de vastes perspectives en matière de matériaux et de design, permettant la réalisation de formes innovantes et personnalisées qui seraient impossibles à obtenir avec des techniques de fabrication traditionnelles (Song et al., 2024).

Elles présentent également un intérêt écologique, car elles minimisent la consommation de matériaux et les déchets de production (Khosravani & Reinicke, 2020).



Figure 15 Scan du pied chez un spécimen cadavérique à l'aide de l'application mobile PodForm3D (Podform3D, Montréal, Canada)

Finalement, la fabrication des orthèses plantaires oscille aujourd'hui entre tradition et innovation. Si les méthodes classiques conservent leur pertinence clinique, elles présentent des limites en termes de temps, de coût et de standardisation. À l'inverse, les technologies numériques, et en particulier l'impression 3D, offrent des solutions prometteuses pour accroître la précision, la reproductibilité et la durabilité du processus, tout en laissant une place importante à la personnalisation. Toutefois, il est important de noter que la fabrication additive peut aussi être améliorée en termes de rapidité, coût, précision, matériaux et facilité d'utilisation (Gibson et al., 2015).

Principes biomécaniques des orthèses plantaires

Les orthèses plantaires sont couramment prescrites pour soulager les tensions des tissus mous en réduisant la pronation excessive du pied et de la cheville (Hajizadeh et al., 2020). La pronation est un mouvement physiologique essentiel du pied qui permet une adaptation optimale à la surface du sol, améliore la répartition des forces au cours de la phase d'appui et contribue à l'atténuation des contraintes mécaniques lors de la marche ou de la course (Horwood & Chockalingam, 2017). Toutefois, les récentes perspectives cliniques soulignent que la pronation ou même un pied plat flexible n'est pas intrinsèquement associée à un risque accru de blessures ou de douleurs, et peut représenter une variante anatomique saine chez de nombreux individus (Moisan et al., 2023). Ainsi, l'objectif des orthèses n'est pas de corriger systématiquement la morphologie du pied, mais d'intervenir de manière individualisée lorsque la dynamique du pied entraîne une surcharge tissulaire ou des symptômes. Dans ce contexte la voûte plantaire médiale joue un rôle central dans ce mécanisme : elle agit comme un ressort, stockant et restituant l'énergie mécanique tout en protégeant les structures musculo-squelettiques contre les contraintes excessives (Babu & Bordoni, 2025). Chez les individus présentant un pied plat flexible, la voûte plantaire s'effondre partiellement ou complètement sous le poids du corps, entraînant une pronation excessive de l'arrière-pied et une abduction de l'avant-pied (Lee et al., 2005; Shibuya et al., 2010). Outre le contrôle de la pronation, les orthèses plantaires jouent un rôle dans la redistribution des pressions plantaires, permettant de diminuer les zones de surcharge et de prévenir les lésions des tissus mous (Gerrard et al., 2020). En modulant la répartition des pressions plantaires, mécanisme essentiel pour limiter les points de pression élevés et prévenir l'apparition de douleurs ou d'ulcérations, notamment chez les patients présentant des déformations du pied ou des neuropathies périphériques. Plusieurs études ont montré que le matériau constitutif des orthèses plantaires influence fortement cet effet. Plus spécifiquement, les mousses de polyuréthane, y compris le PORON®, réduisent de manière significative la pression maximale et la force maximale sur l'ensemble du pied, avec des diminutions particulièrement marquées sous les métatarsiens mineurs et le talon médial (Healy et al., 2012). Les orthèses plantaires en éthylène-acétate de vinyle (EVA) modulent les pressions plantaires en fonction de leur densité et augmentent la surface d'appui, ce qui favorise une meilleure absorption des forces

(McCormick et al., 2013). Par exemple, le pic de pression est diminué de 12% pour le talon comparativement à la condition sans orthèses plantaires (McCormick et al., 2013). À l'inverse, les orthèses plantaires rigides en graphite de carbone réduisent la surface de contact, induisant des effets variables selon les régions du pied (Gerrard et al., 2020; Rao et al., 2009).

L'utilisation de matériaux plus denses pour la fabrication d'orthèses plantaires par des techniques traditionnelles a été associée à des pics de pression plus élevés (Healy et al., 2012). Des résultats similaires ont été observés dans la présente étude, avec une augmentation des pics de pression au niveau de l'arrière-pied et du médio-pied (jusqu'à +31,7 %) lors de l'utilisation d'orthèses rigides. Ainsi, le choix des matériaux constitue un paramètre essentiel pour optimiser la redistribution des charges plantaires et la réduction des contraintes sur les tissus mous pendant la marche. De plus, les orthèses plantaires peuvent moduler l'activité musculaire durant la marche (Reeves et al., 2019). Cette modulation serait associée à une réduction de la fatigue musculaire, probablement en lien avec une amélioration de l'alignement du pied et de la répartition des charges (Huang et al., 2025).

Indications cliniques

L'utilisation des orthèses plantaires comme outil thérapeutique efficace pour traiter les dysfonctionnements biomécaniques du pied s'est développée au cours du XX^e siècle et demeure un sujet de recherche et d'innovation technologique. Un nombre croissant de travaux a démontré que les orthèses plantaires constituent un traitement efficace de la douleur des membres inférieurs, des dysfonctionnements du membre inférieur et des blessures de surutilisation (Del Duchetto et al., 2024; Mohaddis et al., 2023). Divers troubles musculosquelettiques du pied peuvent être pris en charge à l'aide d'orthèses plantaires, notamment les douleurs chroniques de l'avant-pied (Park & Chang, 2019), la dysfonction du tendon tibial postérieur (Gómez-Jurado et al., 2021) et les douleurs plantaires aux talons (Whittaker et al., 2018).

Effets biomécaniques des orthèses plantaires

Les effets biomécaniques des orthèses plantaires ont été à la fois étudiés, chez les participants vivants et sur des modèles cadavériques, afin de comprendre leurs mécanismes d'action sur le mouvement, la distribution des forces et l'activation musculaire.

Études in vivo

Les orthèses plantaires influencent à la fois la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire du membre inférieur. Plusieurs travaux utilisant l'analyse tridimensionnelle du mouvement ont montré que les orthèses réduisent l'éversion de l'arrière-pied (Dami et al., 2024; Hajizadeh et al., 2020), la flexion dorsale (Dedieu et al., 2013) et la rotation interne du tibia pendant la phase d'appui (McPoil & Cornwall, 2000) mais augmentent la flexion plantaire maximale (Barn et al., 2014). Ces effets sont particulièrement marqués chez les individus présentant un pied plat flexible (Hajizadeh et al., 2020). Des études réalisées sur les tâches de vie courante, tels que la marche sur terrain plat ainsi que lors de la montée et de la descente des escaliers, ont rapporté que les orthèses plantaires exercent un contrôle pronatoire significatif au niveau du pied et de la cheville. Ce contrôle se manifeste par une diminution de l'angle de rotation interne métatarsocalcanéenne et de l'éversion de la cheville (Bonifácio et al., 2018) ainsi que de la rotation externe (Bonifácio et al., 2018; Hart et al., 2020). Barn et al. (2014) ont rapporté une diminution de l'abduction et de la flexion dorsale maximale de l'avant-pied lors du port d'orthèses plantaires à la différence d'autres études ne rapportant aucun effets significatifs (Garbalosa et al., 2015; Prachgosin et al., 2017; Telfer et al., 2013).

De plus, les preuves concernant l'efficacité des orthèses plantaires dans le traitement du pied plat de l'adulte restent limitées. Une revue systématique récente a montré que, malgré certains effets positifs sur des paramètres biomécaniques, les études disponibles présentent une grande hétérogénéité et des effectifs restreints, ce qui ne permet pas de conclure de manière définitive sur l'efficacité clinique des orthèses plantaires dans cette population (Herchenröder et al., 2021). Plus récemment, une méta-analyse a rapporté que l'application d'orthèses plantaires pendant la marche chez des adultes avec pied plat flexible entraîne des modifications significatives de la cinématique et de la cinétique des membres inférieurs, notamment une réduction de l'éversion du talon et des changements dans les moments articulaires à la cheville et au genou. Toutefois, ces résultats, bien que encourageants, restent centrés sur des mesures biomécaniques et soulignent la nécessité d'études supplémentaires intégrant des critères cliniques tels que la douleur, la fonction et la qualité de vie (Jafarnezhadgero et al., 2024).

Sur le plan cinétique, les orthèses modifient la répartition des moments articulaires à la cheville avec la réduction du moment d'éversion (Cheung et al., 2011). Les orthèses plantaires modulent également l'activité électromyographique des muscles extrinsèques du pied, notamment une diminution de l'activité du tibia postérieur et du long fibulaire, traduisant une réduction de la demande musculaire de stabilisation (Akuzawa et al., 2016; Reeves et al., 2019). Par ailleurs, plusieurs travaux ont montré que les orthèses plantaires influencent aussi la cinétique de la cheville lors d'activités dynamiques. Elles ont notamment été associées à une diminution des moments d'inversion de la cheville (Lam et al., 2022; Y. Wang et al., 2020) ainsi qu'à une réduction des forces dirigées du médial vers le latéral sous l'avant-pied. À l'inverse, elles tendent à augmenter les forces plantaires et la pression sous le cinquième métatarsien lors de l'atterrissage (Yu et al., 2007), suggérant une redistribution des charges compatible avec leur effet de contrôle de la pronation. Finalement, les orthèses plantaires exercent un contrôle pronatoire significatif au niveau du pied et de la cheville. Ce contrôle se manifeste par une réduction du moment externe de dorsiflexion de la cheville (Tan et al., 2020), de l'impulsion d'éversion et de dorsiflexion externes de la cheville (Hart et al., 2020), de même que par une diminution de l'activité des muscles abducteur de l'hallux et du tibia antérieur (Bonifácio et al., 2018).

Études in vitro

Les études in vitro permettent de contrôler précisément les paramètres biomécaniques et de quantifier les effets biomécaniques directs des orthèses. Ces études montrent que les orthèses peuvent modifier la position et les contraintes articulaires, en particulier au niveau des articulations subtalaires et du médio-pied. Kitaoka et al. (2002) ont démontré que les orthèses plantaires ont amélioré l'alignement de la voûte plantaire sur les spécimens cadavériques présentant des pieds plats mais la correction du valgus de l'arrière-pied est limitée. Williamson et collègues. (2018) ont observé que des orthèses de grande taille peuvent réduire la surface de contact des articulations subtalaires et modifier la répartition de la pression intra-articulaire. D'autres études ont évalué l'effet des orthèses plantaires sur la contrainte de l'aponévrose plantaire. Les orthèses plantaires montrent une réduction significative de la contrainte sur l'aponévrose plantaire (Kogler et al., 1995). Ces modèles cadavériques permettent donc de mieux comprendre les effets biomécaniques directs des orthèses sur la structure osseuse et de

l'aponévrose plantaire. Par ailleurs, des travaux plus récents ont approfondi l'interaction entre les orthèses plantaires et les tissus passifs du pied. Rodríguez-Sanz et *collègues*. (2024) ont montré, à l'aide d'un modèle cadavérique contrôlé, que les orthèses peuvent restaurer partiellement la hauteur et la rigidité de la voûte plantaire médiale après une libération de l'aponévrose plantaire, suggérant un rôle compensatoire lorsque la tension fasciale est diminuée. Notamment, la hauteur moyenne de la voûte plantaire médiale était de 179 ± 12 mm et augmentait de manière significative à 182 ± 12 mm lors du port d'orthèses et de manière non significative après une libération partielle de l'aponévrose plantaire (Rodríguez-Sanz et al., 2024). Le test du treuil (Windlass test) a permis de mesurer la rigidité fonctionnelle de la voûte plantaire médiale selon différentes conditions. Avec les orthèses plantaires, la force nécessaire était plus élevée pour atteindre les angles de dorsiflexion du gros orteil comparé aux conditions de libération partielle de l'aponévrose plantaire, plus précisément à 20° , $3,48 \pm 2,07$ kg pour les orthèses vs $2,51 \pm 1,36$ kg pour libération partielle de l'aponévrose plantaire, indiquant que les orthèses contribuent à maintenir la rigidité de la voûte plantaire malgré une diminution de la tension fasciale, mesuré par dynamométrie. De plus, la hauteur de la voûte plantaire médiale était globalement plus élevée avec les orthèses ($66,40 \pm 10,70$ mm à 0°) comparée aux conditions de libération partielle de l'aponévrose plantaire ($62,05 \pm 8,70$ mm à 0°), confirmant un effet compensatoire des orthèses sur la posture et la rigidité de la voûte plantaire (Rodríguez-Sanz et al., 2024).

Problématique et justification du projet

Malgré les avancées dans la compréhension du rôle biomécanique des orthèses plantaires, plusieurs limites persistent quant à la compréhension précise de leurs mécanismes d'action. D'une part, les études in vivo montrent une grande variabilité interindividuelle dans la réponse cinématique et cinétique aux orthèses, ce qui rend difficile l'identification de relations causales entre la géométrie de l'orthèse et les effets biomécaniques observés. Toutefois, les simulateurs dynamiques actuels offrent des reproductions de charge de plus en plus fidèles, et l'utilisation d'un dispositif de charge quasi-dynamique, comme dans la présente étude, constitue une

approche pertinente pour examiner de manière contrôlée les effets directs des orthèses sur la cinématique du pied. À ces limites méthodologiques s'ajoutent des enjeux de standardisation. Les études précédentes utilisent des designs d'orthèses très hétérogènes, tant en termes de matériaux, de géométrie que de méthodes de fabrication. Les méthodes traditionnelles de confection manuelle, bien qu'efficaces, demeurent fortement dépendantes de l'expertise du clinicien et introduisent une variabilité difficile à contrôler. L'impression 3D permet de fabriquer des orthèses personnalisées dont la géométrie, les épaisseurs, les angles et la rigidité peuvent être définis avec une précision submillimétrique, reproductible d'un protocole expérimental à l'autre. De plus, l'intégration de ces technologies dans les protocoles expérimentaux ouvre la voie à une meilleure compréhension des mécanismes d'action des orthèses plantaires, en permettant de tester de manière systématique l'influence de paramètres spécifiques comme l'ajout d'une inclinaison médiale. Dans ce contexte, l'utilisation de spécimens cadavériques constitue un modèle particulièrement pertinent. Ce modèle expérimental apparaît donc comme une étape essentielle pour isoler et quantifier les effets biomécaniques des orthèses plantaires, avant leur transposition vers des études in vivo.

Objectifs et hypothèses du projet

En évaluant, sur spécimens cadavériques, des orthèses plantaires conçues en impression 3D, ce projet vise à fournir des données plus robustes et précises sur les effets d'une inclinaison médiale sur la cinématique du pied et de la cheville. Ces travaux contribueront à une meilleure compréhension des mécanismes d'action des orthèses plantaires et représenteront une base méthodologique solide pour optimiser et personnaliser leur conception pour des études in vivo. Au regard des limites méthodologiques identifiées dans la littérature et de l'opportunité offerte par la fabrication additive pour mieux contrôler la géométrie des orthèses plantaires, ce projet vise à approfondir la compréhension des effets biomécaniques d'orthèses conçues de manière standardisée. Plus spécifiquement, l'objectif de ce projet était d'évaluer les effets des orthèses plantaires, avec ou sans inclinaison médiale fabriquées par impression 3D, sur la cinématique du pied et de la cheville sur des spécimens cadavériques lors d'une tâche de charge quasi-dynamique.

Nous avons émis l'hypothèse que l'ajout d'une inclinaison médiale de 6° à une orthèse plantaire standard entraînerait une diminution de l'éversion de l'arrière-pied et une réduction de l'affaissement de la voûte plantaire longitudinale médiale lors d'une mise en charge quasi-dynamique, en modifiant la distribution des contraintes sous le pied et la cinématique des structures passives du pied et de la cheville chez des spécimens cadavériques. En répondant à cet objectif, ce projet visait non seulement à documenter l'effet mécanique direct de paramètre orthétique précis, mais également à démontrer la pertinence d'un cadre méthodologique combinant modèles cadavériques et orthèses imprimées en 3D pour l'étude rigoureuse des mécanismes d'action des orthèses plantaires.

Chapitre 2 – Article

Le contenu de ce chapitre est présenté sous forme de manuscrit qui a été soumis à la revue The Foot le 18 novembre 2025.

Rôles des auteurs :

RC : conception de la recherche, analyse et interprétation des données, rédaction et révision de l'article.

MR : conception de la recherche.

MA : analyse des données.

SS : conception de la recherche, supervision, révision critique de l'article.

GM : conception de la recherche, obtention du financement, analyse et interprétation des données, supervision, révision critique de l'article.

Title: Impact of foot orthoses wedges on foot and ankle kinematics: a cadaveric study

Authors: Robin Chaverot^{1,3}, Mohammad Reza Effatparvar^{1,3}, Maxime Acien^{1,3}, Stéphane Sobczak^{1,3}, Gabriel Moisan^{2,3}

¹Department of Anatomy,

²Department of Human Kinetics,

³Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Université du Québec à Trois-Rivières, Canada

Corresponding author: Gabriel Moisan, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351, boulevard des Forges, Trois-Rivières (Québec) G8Z 4M3, Canada.

Email : gabriel.moisan@uqtr.ca

Abstract

Introduction:

Foot orthoses (FOs) are commonly prescribed to manage lower limb musculoskeletal conditions by modifying foot and ankle biomechanics. Medial wedges are often added to enhance control of pronation-related movements, their isolated kinematic effects remain poorly quantified. Cadaveric models allow direct assessment of bone motion without soft tissue artifacts. This study aimed to quantify the effects of 3D-printed FOs with and without a medial wedge on foot and ankle kinematics in cadaveric specimens during quasi-dynamic loading. We hypothesized that medial wedges would better limit arch lowering and ankle eversion.

Materials and Methods: Nine fresh-frozen lower limbs were tested under three randomized conditions: shoe-only (control), standard FOs (SFO), and medial-wedge FOs (MWFO). All FOs were 3D printed in polyamide 11 (PA11) using multi-jet fusion. Specimens were mounted on a mechanical press with simulated muscle tension applied through tendon loading. Kinematics were recorded using a six-camera motion-capture system and reflective markers attached to bone-anchored rods. Ankle and forefoot/hindfoot angles and ranges of motion were calculated in the sagittal, frontal, and transverse planes. Friedman ANOVAs and Wilcoxon signed-rank tests were used to assess between-condition differences ($\alpha < 0.05$).

Results:

Compared with the control condition, MWFOs significantly reduced peak ankle dorsiflexion ($1.40^\circ \pm 3.76^\circ$ vs $3.54^\circ \pm 2.74^\circ$, $p < 0.001$) and increased ankle inversion ($9.12^\circ \pm 11.13^\circ$ vs $7.09^\circ \pm 11.73^\circ$, $p = 0.002$). MWFOs also increased forefoot/hindfoot plantarflexion ($p = 0.018$) and adduction ($p = 0.018$). No significant differences in joint ranges of motion were found across conditions.

Conclusions:

Adding a medial wedge to 3D-printed FOs modifies ankle and midfoot kinematics under quasi-dynamic loading by reducing pronation-related movements such as dorsiflexion and eversion. These findings support the biomechanical rationale for incorporating medial wedges in FO design and align with prior in vivo studies, reinforcing the value of quasi-dynamic cadaveric models for investigating orthotic mechanics.

Keywords: Foot orthoses; 3D printing; Cadaveric study; Kinematics; Ankle; Biomechanics

Brief Summary

- Foot orthoses are used to manage various lower-limb musculoskeletal conditions.
- This cadaveric study tested 3D-printed orthoses with and without medial wedges during quasi-dynamic loading.
- Foot orthoses with a medial wedge reduced ankle dorsiflexion and increased ankle inversion compared to standard orthoses and shoes.
- These findings support the biomechanical relevance of adding a medial wedge to foot orthoses to reduce pronation.

Background

Foot orthoses (FOs) play a key role in the management of musculoskeletal and inflammatory conditions affecting the foot, ankle and lower limbs (Del Duchetto et al., 2024; Mohaddis et al., 2023). Various foot musculoskeletal disorders can be managed with FOs, including chronic forefoot pain (Park & Chang, 2019), posterior tibialis tendon dysfunction (Gómez-Jurado et al., 2021) and plantar heel pain (Whittaker et al., 2018). Foot orthoses are commonly prescribed to relieve soft tissue strain by reducing foot and ankle pronation (Hajizadeh et al., 2020), redistributing plantar pressure (Gerrard et al., 2020), or modifying muscular activity (Reeves et al., 2019) during locomotion.

In research and clinical contexts, the geometry and material properties of FOs are carefully selected to target the individual's specific biomechanical needs (Chapman et al., 2018; Jackson et al., 2025). Pelaez et al. (2023) reported that the stiffness of FOs' medial longitudinal arch, the primary component of the device inducing the biomechanical changes, is directly related to their thickness and the presence of a medially wedged post. These parameters can be adjusted to modulate the biomechanical effects of FOs. Adding a medially wedged post to FOs enhances their ability to reduce arch flattening and hindfoot eversion (Dami et al., 2024; Payen et al., 2025; Payen et al., 2024) whereas increasing FOs shell thickness leads to greater reduction in hindfoot eversion

(Desmyttere et al., 2021) and plantarflexion (Desmyttere et al., 2020) during locomotion. Studying the biomechanical dose-response effects of FOs with different geometries and structural factors (e.g., shell thickness and wedge) is essential to inform the most effective way to induce biomechanical changes to those wearing them. Previous studies have shown that modulating FOs design parameters, such as the degree of medial or lateral wedging, or the length of the device, produces dose-dependent effects on lower limb kinematics and kinetics in individuals with flat feet or medial knee osteoarthritis (Allan et al., 2017; Costa et al., 2021; Telfer et al., 2013; Zhang et al., 2022). These biomechanical responses include progressive reductions in hindfoot eversion angles and moments (Telfer et al., 2013), lateral shifts in the center of pressure trajectory during running (Zhang et al., 2022) and decreased medial knee loading with increasing lateral wedge angles (Allan et al., 2017). Increasing the height and inclination of medial forefoot or hindfoot posting in FOs has been shown to increase hip adduction and external rotation moments (Costa et al., 2021), suggesting a cumulative mechanical influence throughout the kinetic chain. These findings support the existence of a dose-response relationship, whereby incremental changes in orthotic geometry can systematically influence lower limb biomechanics during gait. However, the optimal threshold of these dose-response effects remains poorly defined and requires better understanding to clarify the mechanisms of action of FOs. The lack of evidence regarding their dose-response effects is mainly due to the complexity and high cost of such studies considering the high number of FOs required per participant. Another barrier to undertaking such studies is that, until recently, FOs were hand-fabricated, making it difficult to control and standardize the dose of anti-pronation orthotic components (e.g., inclination or thickness). These challenges can now be overcome with advances in computer-aided design and 3D printing technologies (Moisan & Zong-Hao Ma, 2024). The design steps can be automated and include optimization processes, enabling fast, precise, reproducible, and subject-specific production at a lower cost (Barr et al., 2025). Components like wedges inclination and shell thickness can be specified with a precision of $<0.1^\circ/0.1$ mm (Msalleem et al., 2024). The use of selective laser sintering (SLS) technology in additive manufacturing offers extensive possibilities for materials and design, enabling the production of innovative and customized shapes that would be impossible to achieve with traditional manufacturing techniques (Song et al., 2024). Studying the biomechanical dose-

response effects of FOs using 3D printing technologies is warranted to better understand how they work and what features are needed to induce significant effects.

Furthermore, studying living participants presents methodological limitations that impair our ability to fully understand the biomechanical effects of FOs. Most studies that investigated the kinematic effects of FOs used skin marker-based motion capture (Jor et al., 2024; Moisan et al., 2022). However, skin-based methods are prone to soft tissue artifacts, which can compromise measurement accuracy, for example, causing deviations of 2-5° in ankle motion (Maiwald et al., 2017; C. Nester et al., 2007). Although non-invasive, these techniques do not always provide precise estimations of bone motion. In contrast, bone pin studies, which use markers anchored directly to the bones through percutaneous pins, offer a more accurate measurement of bone motion as they are free from soft tissue interference. However, this method is highly invasive, raising ethical concerns, including pain, infections, scarring, discomfort, and soft tissue impingement, and thus limiting its application in living participants (C. Nester et al., 2007). To overcome these challenges, cadaveric studies are suitable for protocols involving invasive procedures such as bone-anchored markers. By utilizing cadaveric specimens, the impact of FOs on the functional aspects of the foot and ankle can be measured more precisely, leading to more reliable findings. These studies are essential for refining FOs designs, optimizing their effectiveness, and ultimately translate these results to in vivo studies in biomechanics laboratories. In vitro investigations have demonstrated that FOs can enhance medial longitudinal arch alignment (Kitaoka et al., 2002) while oversized orthoses may reduce subtalar joint contact area and alter intra-articular pressure distribution (Williamson et al., 2018). However, cadaveric studies are still needed to precisely quantify the kinematic effects of FOs on the foot and ankle.

The objective of this study was to evaluate the effects of FOs with the presence or absence of a medial wedge manufactured via 3D printing on foot and ankle kinematics in cadaveric specimens during a quasi-dynamic loading task. It was hypothesized that a medial wedge would better prevent both the arch lowering and ankle eversion in cadaveric specimens.

Methods

Cadaveric specimens

Nine fresh-frozen cadaveric lower limb were used, based on the sample size calculation with $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.8$ and $F = 0.4$ for the reduction of foot eversion angle with FOs (Kitaoka et al., 2002). Exclusion criteria were a history of a surgical procedure to the foot or the ankle, limited foot and ankle joint range of motion (ROM) and extensive signs of foot and ankle osteoarthritis. This study was approved by the Ethics Subcommittee of the Department of Anatomy at the Université du Québec à Trois-Rivières (CER-09-148-06.05).

Foot orthoses

The specimens, with the subtalar joint in neutral position (Root et al., 1971), were 3D scanned using Podform3D Mobile Application (Montréal, Canada) to generate 3D foot models (see Figure 16). The measurement accuracy of the mobile application is ± 1 mm, as reported by the company. Then, FOs were digitally modeled and 3D printed in PA11 using a Multi Jet Fusion 3D printer (Hewlett-Packard, USA). Two models of FOs were printed: (1) standard (SFO) without extrinsic additions, and (2) with forefoot-hindfoot posts and a 6° medial wedge (MWFO) (see Figure 17). All conditions had a thickness of 2.6 mm and a 20 mm heel cup with medial and lateral flanges.



Figure 16 Foot scanning for the design of foot orthoses



Figure 17 Experimental foot orthoses (SFO and MWFO, from left to right)

Specimen preparation

After 3D scanning the feet for the manufacture of the FOs, knee ligaments and capsule were removed, and the leg was disarticulated from the femur for all cadaveric specimens. Each leg was then scanned using a computed tomography (CT) scanner (GE Healthcare, Revolution EVO, USA). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format images were obtained, with a reconstruction slice thickness of 0.5 mm and an inter-slice spacing of 0.625 mm. CT-scan images

were obtained for manual segmentation of the tibial plateau to design a 3D-printed support interface to maintain the lower limb segment between the tibial plateau and the mechanical press during the experimental task. The support was 3D-printed using Fused Filament Fabrication (FFF) on an Ultimaker S5 printer (Ultimaker, The Netherlands) with PolyLite™ PLA Pro filament (Polymaker, China). CT-scan images were also used to calculate the cross-sectional area (CSA) of the extrinsic leg muscles (i.e., Tibialis posterior, Triceps surae (gastrocnemii), Tibialis anterior, Fibularis longus and fibularis brevis, Extensor digitorum, Extensor hallucis, Flexor digitorum, Flexor hallucis) to estimate maximum tetanic tension, ensuring biomechanical conditions as close as possible to in vivo conditions (Niklasson et al., 2022). Following the scanning procedure, the specimens were returned to storage for two weeks to allow time for the manufacture of the experimental conditions.

Before biomechanical data collection, cadaveric specimens thawed in a refrigerator for 48 hours. Then, the soft tissue of the leg was removed up to 3 cm above the ankle, except for the muscle tendons. The extrinsic leg muscle tendons were sectioned approximately 10 cm from the superior extensor retinaculum, ensuring that the distal parts are sufficiently long to allow unrestricted tendon excursions for all foot movements (Hintermann et al., 1994). Each tendon was then connected to a pulley using an inextensible braided fishing line (Berkley, rated at 80 lb tensile strength) attached to a frame above the mechanical press, recreating the natural line of action of the muscles (see Figure 18). Tendons were preloaded to 10% of their maximal theoretical strength (F_m), estimated using the formula $F_m = \text{Cross-sectional area (CSA)} \times K$ (Powell et al., 1984). A specific tension value of 30 N/cm², derived from rat muscle tissue, was used in the calculation (Martin, Travouillon, Fleming, & Warburton, 2020).

Each specimen was mounted on a tensile testing machine (Instron, model 204, France). To properly secure each specimen, custom moldings were manufactured using 3D models generated from the specimen's CT scan images. These molds were inserted into a cylindrical metallic frame (H = 10 cm, inner D = 10 cm, outer D = 12 cm), custom-designed to secure the testing machine load cell. The metallic frame design included two tunnels to allow tibial fixation with Schanz screws, and to prevent tibial rotation (see Figure 19). A shoe (Athletic Works, Model: Rupert, Suede) was positioned on the compression plate to stabilize the foot. This position aimed to limit

undesired movements, particularly anteroposterior and mediolateral slippage during load application, and to simulate a more ecologically valid condition.



Figure 18 Experimental setup on the mechanical press

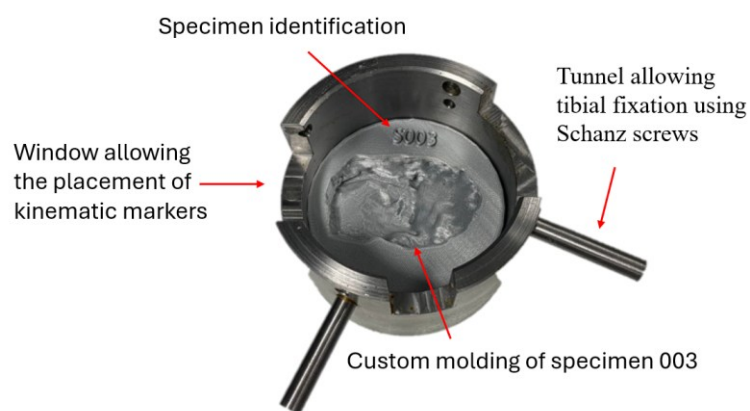


Figure 19 Custom metallic frame and molding setup for specimen fixation

Instrumentations

Kinematic reflective markers were attached to metal intramedullary rods on the tibial tuberosity, fibular head and trochlea, sustentaculum tali, posterior and lateral calcaneus, first, second, third and fifth metatarsal, hallux according to the Oxford multisegmented foot model (Stebbins et al., 2006). Kinematic data were collected using a 6-camera passive 3D motion analysis system (OptiTrack, USA) at a sampling frequency of 120 Hz.

Experimental protocol

The foot was slightly elevated from the compression plate to facilitate the insertion of the tested FOs, and the specimens were preconditioned with five load/unload cycles just prior to collecting data to eliminate first-time behavior. Then, five load/unload cycles were performed with loads ranging from 0 N to 340 N to 0 N, at a load cell speed of 100 mm/min. The maximal applied compressive load represented 75% of the mean body weight of the sample, known to be safe in cadaveric studies to avoid tissue degradation, including changes in stiffness or wear (Natsakis et al., 2016). All specimens were subjected to the two experimental conditions and the control condition in a randomized order. Randomization was performed using a computer-generated random permutation without replacement, and the control condition involved wearing the shoe without FOs.

Data processing

The kinematic marker trajectories were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter with a 4 Hz cutoff frequency, 6 reflected samples, and a single bidirectional pass. Three-dimensional ankle and forefoot/hindfoot joint angles were calculated using a Cardan rotation sequence (X-Y-Z order) (Wu et al., 2002), and processed using Visual3D (v6.01.36, C-Motion, Inc., Germantown, MD, USA) and MATLAB R2024a (The Mathworks Inc., Boston, MA, USA). Forefoot/hindfoot angle motion was defined as the difference between the forefoot and hindfoot segments, and ankle motion as the angle between the hindfoot and shank segments. Foot kinematics were described using the North American nomenclature, and movements such as eversion and inversion were defined relative to the anteroposterior (AP) axis of the foot, following standardized conventions (Wu et al., 2002). The dependent variables were (1) 3D peak angles and

(2) ROM, the latter defined as the difference between the maximum and minimum joint angle values observed during the loading phase of the task.

Statistical analysis

The normality of the data was first assessed through visual inspection of histograms, which did not display the bell-shaped curve typically associated with a normal distribution. As a result, a non-parametric Friedman analysis of variance was conducted to compare the dependent variables across the three conditions. When the Friedman test yielded statistically significant results, post-hoc pairwise comparisons were performed using Wilcoxon signed-rank tests. Differences between conditions were considered statistically significant at a threshold of $\alpha < 0.05$. All statistical analyses were carried out using SPSS Statistics®, version 27 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

Results

The descriptive characteristics of the donors at the time of death were as follows: age 78.1 ± 8.7 years, weight 49.1 ± 17.0 kg, height 163.0 ± 18.3 cm and shank and foot weight 2.3 ± 0.5 kg. Specimens wore shoe sizes distributed as follows: US size 10 (1 specimen), size 9 (1 specimen), and size 8 (7 specimens). Kinematic data, including mean values and ranges of motion (ROM), are summarized in Table 1.

Variation in peak ankle angles

In the sagittal plane, significant differences were observed between conditions ($\chi^2(2) = 12.667$, $p=0.002$). The use of MWFO reduced ankle dorsiflexion compared to the control condition ($1.40^\circ \pm 3.76^\circ$ vs $3.54^\circ \pm 2.74^\circ$; $p<0.001$), and to SFO ($1.40^\circ \pm 3.76^\circ$ vs $2.58^\circ \pm 2.92^\circ$; $p=0.034$). In the frontal plane, significant differences were also observed ($\chi^2(2) = 10.889$, $p=0.004$). The use of MWFO increased ankle inversion compared to the control condition ($9.12^\circ \pm 11.13^\circ$ vs $7.09^\circ \pm 11.73^\circ$; $p=0.002$) and to SFO, ($9.12^\circ \pm 11.13^\circ$ vs $7.62^\circ \pm 11.41^\circ$; $p=0.010$). In the transverse plane, no significant differences were observed between conditions ($\chi^2(2) = 2.889$, $p=0.236$).

Variation in peak forefoot/hindfoot angles

In the sagittal plane, significant differences were observed between conditions ($\chi^2(2) = 6.222$, $p=0.045$). The use of MWFO increased forefoot/hindfoot plantarflexion compared to the control condition ($-14.65^\circ \pm 12.05^\circ$ vs $-13.57^\circ \pm 11.23^\circ$; $p=0.018$). No significant differences were observed

between conditions in the frontal ($\chi^2(2) = 0.222$, $p=0.895$). In the transverse plane, significant differences were observed between conditions ($\chi^2(2) = 6.222$, $p=0.045$). The use of MWFO increased forefoot/hindfoot adduction compared to the control condition ($2.94^\circ \pm 8.34^\circ$ vs $3.81^\circ \pm 9.31^\circ$; $p=0.018$).

Ankle range of motion

No significant differences were observed between conditions in the sagittal ($\chi^2(2) = 4.667$, $p=0.097$), frontal ($\chi^2(2) = 1.556$, $p=0.459$), and transverse ($\chi^2(2) = 0.667$, $p = 0.717$) planes.

Hindfoot/forefoot range of motion

No significant differences were observed between conditions in the sagittal ($\chi^2(2) = 0.222$, $p=0.895$), frontal ($\chi^2(2) = 0.222$, $p=0.895$), and transverse ($\chi^2(2) = 0.889$, $p=0.641$) planes.

Table 1 Kinematic data for ankle and forefoot/hindfoot across conditions.

Values are means $\pm$ SD. P values represent results of the global test (χ^2).

Conditions					
Plane	Variable	SFO	MWFO	Shoe	p value
Sagittal	Ankle angle (°)	2.58 $\pm$ 2.92	1.40 $\pm$ 3.76 ^{a,b}	3.54 $\pm$ 2.74	0.002
	Ankle ROM (°)	3.52 $\pm$ 2.00	2.03 $\pm$ 1.49	3.14 $\pm$ 1.91	0.097
	Forefoot/hindfoot angle (°)	-14.44 $\pm$ 12.08	-14.65 $\pm$ 12.05 ^a	-13.57 $\pm$ 11.23	0.045
	Forefoot/hindfoot ROM (°)	2.11 $\pm$ 1.08	2.06 $\pm$ 1.10	2.30 $\pm$ 0.91	0.895
Frontal	Ankle angle (°)	7.62 $\pm$ 11.41	9.12 $\pm$ 11.13 ^{a,b}	7.09 $\pm$ 11.73	0.004
	Ankle ROM (°)	3.39 $\pm$ 2.27	2.44 $\pm$ 1.23	3.21 $\pm$ 2.35	0.459
	Forefoot/hindfoot angle (°)	-0.48 $\pm$ 11.20	-0.23 $\pm$ 11.13	-0.34 $\pm$ 11.36	0.895
	Forefoot/hindfoot ROM (°)	1.79 $\pm$ 1.49	1.74 $\pm$ 1.49	1.75 $\pm$ 1.14	0.895
Transverse	Ankle angle (°)	10.19 $\pm$ 7.78	10.35 $\pm$ 7.91	9.67 $\pm$ 7.53	0.236
	Ankle ROM (°)	0.82 $\pm$ 0.67	0.74 $\pm$ 0.71	0.77 $\pm$ 0.58	0.717
	Forefoot/hindfoot angle (°)	-3.39 $\pm$ 8.29	-2.94 $\pm$ 8.34 ^a	-3.81 $\pm$ 9.31	0.045
	Forefoot/hindfoot ROM (°)	1.23 $\pm$ 1.08	1.06 $\pm$ 1.17	1.12 $\pm$ 0.85	0.641

SFO = standard foot orthosis; **MWFO** = medial wedge foot orthosis.

a Denotes significantly different from the control condition ($p < 0.05$).

b Denotes significantly different from the SFO condition ($p < 0.05$).

Discussion

This cadaveric study aimed to evaluate the biomechanical effects of a medial wedge in 3D-printed FOs on ankle and forefoot/hindfoot kinematics during a quasi-dynamic loading task. The results support the initial hypothesis that the addition of a medial wedge would better prevent a decrease in medial arch height and reduce foot eversion, as observed through changes in specific sagittal and frontal plane kinematic variables. While most transverse plane variables and joint ROM did not show statistically significant changes, the MWFO condition increased forefoot/hindfoot adduction compared to the control condition, suggesting that medial wedging may influence specific rotational kinematics under quasi-dynamic loading. Compared to both the control condition and the SFO, the MWFO condition increased ankle inversion and reduced ankle dorsiflexion. These findings would suggest that medial wedging may enhance the capacity of FOs to limit pronation-related movements, which typically involve hindfoot eversion and arch collapse.

Cadaveric studies

A previous cadaveric study (Kitaoka et al., 2002) applied axial loading to the foot plantar surface while simulating posterior tibial tendon dysfunction and flatfoot deformity. Using a magnetic tracking system on three bones, they quantified the three-dimensional motions of the talus, calcaneus, and first metatarsal. The authors reported that molded arch supports had limited effects on ankle kinematics, highlighting the challenges of altering joint motion under static or quasi-dynamic conditions. Consistent with these findings, we found no significant effect of SFO compared to the shoe-only condition on ankle angles. However, with MWFO, we observed a greater ankle inversion angle compared to the shoe condition, suggesting that the addition of a medial wedge may provide enhanced pronatory control under quasi-dynamic loading.

In vivo studies

Pelaez et al. (Pelaez et al., 2023) reported that adding a medial wedge to a FOs increases medial arch stiffness by up to 310%. Considering that medial arch stiffness is the main FOs feature for preventing foot and ankle pronation, this could explain why MWFO increased ankle inversion, but

not SFO compared to the shoe-only condition. No significant differences were observed between SFO and MWFO, which could most likely be explained by our small sample size.

Furthermore, the in-vivo study conducted by Desmyttere et al. (2020) in which 15 healthy participants walked on a treadmill while wearing in-shoe 3D-printed FOs with two stiffness levels, with or without additional flat rearfoot postings, showed that increasing medial arch stiffness and adding hindfoot posts further decreased hindfoot eversion angles during walking. Compared to flexible FOs, rigid FOs reduced hindfoot eversion (mean difference (MD) = 0.83°) and increased hindfoot abduction (MD = 1.02°). Both medial and mediolateral postings enhanced the effects of flexible FOs in the frontal plane (MD = 2.43° and MD = 1.15° , respectively), and significantly increased hindfoot plantarflexion (MD = 1.58° and MD = 1.10° , respectively) throughout the stance phase. Peng et al. (2020) investigated 15 young adults with acquired flatfoot who walked under two conditions on a treadmill, wearing shoes with medially posted insoles or shoes alone. Using a motion capture system and a musculoskeletal model, they measured lower limb joint contact forces and ankle kinematics. They found that FOs with a 3-cm thick medial arch support and 6° inclined medial forefoot posting significantly reduced the peak hindfoot eversion by 3.8° ($p = 0.001$) (Peng et al., 2020).

These findings align with recent studies showing that medial posting reduces frontal-plane foot mobility and stabilizes the hindfoot during loading (Dami et al., 2024; Payen et al., 2025). In 17 individuals with asymptomatic flat feet, smaller ankle eversion angles were observed with MWFOs compared to thin-flexible FOs and shoe conditions during the landing phase (Dami et al., 2024). Similarly, in 23 participants with chronic metatarsalgia, walking with MWFOs reduced ankle eversion (MD = 2.5°) compared to shoe walking (Payen et al., 2025). In the present study, MWFOs not only reduced ankle eversion but also increased forefoot/hindfoot adduction relative to the control condition. This transverse-plane effect is consistent with the reductions in midfoot abduction reported by (Dami et al., 2024) and with the frontal and transverse-plane modifications described by (Desmyttere et al., 2020). Taken together, these converging findings suggest that medial wedging and increased orthotic stiffness both contribute to a more medially oriented and stable forefoot–hindfoot relationship during loading. Compared to (Payen et al., 2025), our results further highlight that MWFOs can influence not only frontal but also transverse-plane

kinematics, reinforcing their potential to improve medial arch support and control foot pronation more effectively than FOs without wedges or shoes alone.

Implications and Perspectives

The results of this study provide valuable insights into the targeted design of FOs based on specific biomechanical objectives. The identification of specific effects related to the addition of a medial wedge suggests that ankle frontal and forefoot sagittal movements can be modulated by adjusting orthotic design parameters. This supports a personalized approach in which specific orthotic design features, such as the addition of a medial wedge or variations in shell thickness, can be adjusted to optimize joint control according to individual clinical needs, such as limiting hindfoot eversion. These findings are consistent with previous *in vivo* studies, supporting the validity of the quasi-dynamic model used here and suggesting that the observed effects of MWFO on ankle and forefoot kinematics are likely relevant under physiological conditions. Future studies could explore dose-response relationships by testing various combinations of shell thickness and medial posting to better define clinically meaningful thresholds in terms of biomechanical response and functional outcomes. For instance, Telfer et al. (2013) reported a dose-response effect on hindfoot eversion in individuals with flat feet. Thus, the greater the medial posting, the greater the reduction in hindfoot eversion. Future studies could expand on these findings by comparing orthoses with different materials and stiffness, varying shell thickness and medial wedge inclination, and investigating their effects in populations with various musculoskeletal pathologies such as metatarsalgia, or ankle instability. Additionally, examining orthotic effects during different functional activities, including walking, running, and jumping, and integrating objective measurements such as plantar pressure, joint kinematics, and muscle activity could further enrich our understanding of their biomechanical impact under ecologically relevant conditions.

Limitations

However, our results should be interpreted considering a few limitations. First, the small sample size may limit the generalizability of the findings. Therefore, the reported p-values should be interpreted with caution, and the statistical robustness of the conclusions is limited. Second, the

sample studied consisted of elderly specimens with small body masses, which limits the generalization of the results to younger or more active populations. Third, despite tendon tensioning according to a biomechanical model approximating living physiology, the absence of true dynamic muscle activity remains a significant constraint that may influence the observed biomechanical response.

Fourth, the experimental setup only allowed a downward motion of the loading device, which limited natural joint movements of the lower limb. This static constraint may have attenuated the potential effects of the FOs on foot and leg biomechanics. In addition, the influence of the footwear could not be fully assessed. Fifth, while our model calculates hindfoot and forefoot motions, the subtalar joint was not isolated. Since the tibio-talar joint primarily moves in the sagittal plane, the ability of our model to capture true frontal-plane motion at the subtalar joint is limited. In vivo data obtained using intracortical pins (Arndt et al., 2004), demonstrated that most foot eversion/inversion occurs at the subtalar joint, but significant abduction/adduction components can also occur. These findings highlight that externally measured hindfoot movements may not accurately reflect true subtalar joint kinematics. Therefore, our frontal-plane results should be interpreted with caution, as they may represent combined hindfoot movements rather than pure subtalar eversion/inversion. Future studies should employ protocols that allow full lower limb joint motion and consider using more dynamic models, such as robotic cadaveric gait simulators, to better replicate in vivo conditions and more accurately evaluate the effects of orthoses (Baxter et al., 2016; C. J. Nester et al., 2007; Eric C. Whittaker et al., 2011; Zhu et al., 2020).

Conclusion

This cadaveric study provides insights into how specific design features of FOs, namely medial wedges, influence foot and ankle kinematics during quasi-dynamic loading. While various parameters were tested, the addition of medial wedges consistently reduced pronation-related movements and influenced frontal-plane motion more effectively than FOs without wedges. These results support the biomechanical relevance of medial wedges and suggest that their inclusion in FOs can enhance control of foot and ankle motion. Moreover, the observed effects

are consistent with previous in vivo studies, reinforcing the validity of quasi-dynamic cadaveric models for investigating orthotic mechanics.

References

1. Del Duchetto, F., et al., Can Foot Orthoses Benefit Symptomatic Runners? Mechanistic and Clinical Insights Through a Scoping Review. *Sports Medicine - Open*, 2024. 10(1): p. 108.
2. Mohaddis, M., et al., Enhancing Functional Rehabilitation Through Orthotic Interventions for Foot and Ankle Conditions: A Narrative Review. *Cureus*, 2023. 15(11): p. e49103.
3. Park, C.H. and M.C. Chang, Forefoot disorders and conservative treatment. *Yeungnam Univ J Med*, 2019. 36(2): p. 92-98.
4. Gómez-Jurado, I., J.M. Juárez-Jiménez, and P.V. Munuera-Martínez, Orthotic treatment for stage I and II posterior tibial tendon dysfunction (flat foot): A systematic review. *Clin Rehabil*, 2021. 35(2): p. 159-168.
5. Whittaker, G.A., et al., Foot orthoses for plantar heel pain: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 2018. 52(5): p. 322-328.
6. Hajizadeh, M., et al., Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and meta-analysis. *Foot (Edinb)*, 2020. 42: p. 101646.
7. Gerrard, J.M., et al., Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *Journal of foot and ankle research*, 2020. 13(1): p. 35.
8. Reeves, J., et al., A systematic review of the effect of footwear, foot orthoses and taping on lower limb muscle activity during walking and running. *Prosthet Orthot Int*, 2019. 43(6): p. 576-596.
9. Jackson, A., et al., Custom Foot Orthoses: A Retrospective Analysis of 1000 Prescriptions From New Zealand Podiatrists. *J Foot Ankle Res*, 2025. 18(2): p. e70044.
10. Chapman, L.S., et al., A survey of foot orthoses prescription habits amongst podiatrists in the UK, Australia and New Zealand. *J Foot Ankle Res*, 2018. 11: p. 64.
11. Pelaez, A.S.T., et al., Thick shells and medially wedged posts increase foot orthoses medial longitudinal arch stiffness: an experimental study. *J Foot Ankle Res*, 2023. 16(1): p. 11.

12. Dami, A., et al., Medially wedged foot orthoses generate greater biomechanical effects than thin-flexible foot orthoses during a unilateral drop jump task on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol)*, 2024. 112: p. 106193.
13. Payen, E., et al., Impact of different foot orthoses on gait biomechanics in individuals with chronic metatarsalgia. *Gait Posture*, 2025. 118: p. 17-24.
14. Payen, E., et al., Exploring the relationship between the supination resistance test and the effects of foot orthoses on the foot and ankle biomechanics during walking. *Gait Posture*, 2024. 113: p. 6-12.
15. Desmyttere, G., et al., Anti-pronator components are essential to effectively alter lower-limb kinematics and kinetics in individuals with flexible flatfeet. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2021. 86: p. 105390.
16. Desmyttere, G., et al., Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait Posture*, 2020. 81: p. 247-253.
17. Zhang, X., W.K. Lam, and B. Vanwanseele, Dose-response effects of forefoot and arch orthotic components on the center of pressure trajectory during running in pronated feet. *Gait Posture*, 2022. 92: p. 212-217.
18. Telfer, S., et al., Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *J Biomech*, 2013. 46(9): p. 1489-95.
19. Allan, R., et al., Knee joint kinetics in response to multiple three-dimensional printed, customised foot orthoses for the treatment of medial compartment knee osteoarthritis. *Proc Inst Mech Eng H*, 2017. 231(6): p. 487-498.
20. Costa, B.L., et al., Is there a dose-response of medial wedge insoles on lower limb biomechanics in people with pronated feet during walking and running? *Gait Posture*, 2021. 90: p. 190-196.
21. Moisan, G. and C. Zong-Hao Ma, Advances in prosthetics and orthotics. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2024. 25(1): p. 135.
22. Barr, L., et al., To scan or not to scan? Comparing the effectiveness and cost differential of insoles manufactured from foam-box casts versus direct scans in treating musculoskeletal

- conditions of the foot and ankle: a double-blinded, randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2025. 26(1): p. 282.
23. Msallem, B., et al., Dimensional Accuracy in 3D Printed Medical Models: A Follow-Up Study on SLA and SLS Technology. *J Clin Med*, 2024. 13(19).
 24. Song, Y., et al., An overview of selective laser sintering 3D printing technology for biomedical and sports device applications: Processes, materials, and applications. *Optics & Laser Technology*, 2024. 171: p. 110459.
 25. Moisan, G., et al., Effects of foot orthoses on the biomechanics of the lower extremities in adults with and without musculoskeletal disorders during functional tasks: A systematic review. *Clin Biomech (Bristol)*, 2022. 95: p. 105641.
 26. Jor, A., et al., Effects of foot orthoses on running kinetics and kinematics: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, 2024. 109: p. 240-258.
 27. Jor, A., et al., Effects of foot orthoses on lower extremity joint kinematics and kinetics in runners with asymptomatic flatfeet: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 2025.
 28. Nester, C., et al., Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *J Biomech*, 2007. 40(15): p. 3412-23.
 29. Maiwald, C., et al., The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibio-calcaneal kinematics of walking gait. *Gait Posture*, 2017. 52: p. 129-134.
 30. Kitaoka, H.B., et al., Effect of foot orthoses on 3-dimensional kinematics of flatfoot: a cadaveric study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002. 83(6): p. 876-9.
 31. Williamson, P., et al., Pressure Distribution in the Ankle and Subtalar Joint With Routine and Oversized Foot Orthoses. *Foot Ankle Int*, 2018. 39(8): p. 994-1000.
 32. Niklasson, E., et al., Assessment of anterior thigh muscle size and fat infiltration using single-slice CT imaging versus automated MRI analysis in adults. *Br J Radiol*, 2022. 95(1133): p. 20211094.
 33. Hintermann, B., B.M. Nigg, and C. Sommer, Foot movement and tendon excursion: an in vitro study. *Foot Ankle Int*, 1994. 15(7): p. 386-95.

34. Powell, P.L., et al., Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 1984. 57(6): p. 1715-21.
35. Stebbins, J., et al., Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*, 2006. 23(4): p. 401-10.
36. Natsakis, T., et al., Foot-ankle simulators: A tool to advance biomechanical understanding of a complex anatomical structure. *Proc Inst Mech Eng H*, 2016. 230(5): p. 440-9.
37. Wu, G., et al., ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech*, 2002. 35(4): p. 543-8.
38. Peng, Y., et al., Immediate Effects of Medially Posted Insoles on Lower Limb Joint Contact Forces in Adult Acquired Flatfoot: A Pilot Study. *Int J Environ Res Public Health*, 2020. 17(7).
39. Arndt, A., et al., Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int*, 2004. 25(5): p. 357-64.
40. Zhu, G., et al., In vitro study of foot bone kinematics via a custom-made cadaveric gait simulator. *J Orthop Surg Res*, 2020. 15(1): p. 346.
41. Nester, C.J., et al., In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics*, 2007. 40(9): p. 1927-1937.
42. Baxter, J.R., et al., Cadaveric gait simulation reproduces foot and ankle kinematics from population-specific inputs. *J Orthop Res*, 2016. 34(9): p. 1663-8.
43. Whittaker, E.C., P.M. Aubin, and W.R. Ledoux, Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait & Posture*, 2011. 33(4): p. 645-650.

Ethics approval and consent to participate

This study was approved by the Ethics Subcommittee of the Department of Anatomy at the Université du Québec à Trois-Rivières (CER-09-148-06.05).

Consent for publication

Not applicable

Availability of data and materials

The datasets used and/or analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

Competing interests

All authors declare that there are no personal or commercial relationships related to this work that would lead to a conflict of interest.

Funding

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) awarded to the last author (GM).

Authors' contribution

RC: research design, data analysis and interpretation of data, drafting and editing the paper; MR: research design; MA: data analysis; SS: research design, supervision, data analysis and interpretation of data, critically revising the paper; GM: research design, funding acquisition, data analysis and interpretation of data, supervision, critically revising the paper. All authors have read and approved the final submitted manuscript.

Acknowledgements

We thank Collège Laflèche's (Trois-Rivières, Québec, Canada) radiology department for providing the CT scan system. We would like to give special thanks to all the people who have donated their bodies to science, as well as their families. We are also very grateful to the technicians of the anatomy laboratory where this research was conducted.

We also wish to thank Jonathan St-Arnaud and Sébastien Lagacé, from the Department of Mechanical Engineering at Université du Québec à Trois-Rivières, Canada, for their help during data collection.

Chapitre 3 – Discussion

L'objectif général de ce mémoire de recherche était d'enrichir notre compréhension des mécanismes d'action des orthèses plantaires en analysant leurs effets sur la cinématique du pied à l'aide de spécimens cadavériques. Les résultats de ce mémoire de recherche sont fondés sur une étude expérimentale permettant de répondre à cet objectif formulé. Il s'agissait plus spécifiquement de déterminer si l'ajout d'une inclinaison médiale aux orthèses plantaires, précisément contrôlée grâce à la fabrication additive, permettait de modifier la réponse biomécanique du pied lors d'une tâche de charge quasi-dynamique reproduisant une partie de la phase d'appui de la marche.

De manière générale, les résultats montrent que la condition MWFO influence significativement la cinématique du pied et de la cheville, tandis que la condition SFO a un effet limité et non significatif. L'hypothèse selon laquelle l'inclinaison médiale limiterait davantage l'affaissement de la voûte plantaire et l'éversion de l'arrière-pied est globalement soutenue. Ces observations confirment que la géométrie des orthèses plantaires joue un rôle déterminant dans la modulation des réponses biomécaniques du pied.

Interprétation biomécanique des résultats

L'ajout de l'inclinaison médiale aux orthèses plantaires a entraîné des modifications cinématiques, particulièrement en ce qui concerne la réduction de l'éversion de l'arrière-pied et le maintien de la hauteur de la voûte plantaire. Ces résultats concordent avec d'autres études in vivo mettant en évidence la modulation de la cinématique du pied grâce à l'ajout de l'inclinaison médiale sur les orthèses plantaires. En effet, l'ajout de cette inclinaison médiale a permis un contrôle accru des mouvements du pied dans le plan frontal, réduisant d'autant plus l'éversion à l'arrière-pied comparativement à une orthèse sans inclinaison (Desmyttere et al., 2018; Desmyttere et al., 2021; Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013).

La comparaison entre les deux modèles d'orthèses plantaires montre que l'introduction d'une inclinaison médiale constitue un paramètre de conception majeur dans la modulation de la

réponse mécanique globale du dispositif. La localisation de cette inclinaison sous l'arrière-pied et l'avant-pied apparaît comme un élément structurant de l'effet observé. Il convient toutefois de souligner que l'ajout de biseaux modifie la géométrie fonctionnelle de l'orthèse, et que la littérature en fabrication additive rappelle que, pour des structures imprimées, la géométrie architecturale joue un rôle déterminant dans les propriétés mécaniques effectives indépendamment du matériau de base. Par exemple, les travaux de Jalali et *collègues*. (2024), au sujet des structures lattices ou cellulaires montrent que la topologie et la géométrie influencent directement le module élastique et d'autres constantes mécaniques effectives d'une pièce imprimée, même lorsque le matériau constitutif est identique. De plus, les travaux de Desmyttere et *collègues*. (2021) suggèrent que les effets biomécaniques des orthèses plantaires résultent d'une interaction entre la forme de l'orthèse, sa disposition fonctionnelle et ses propriétés mécaniques effectives, plutôt que d'un paramètre isolé tel que la rigidité. Par ailleurs, des modifications géométriques locales au niveau du pied peuvent induire des répercussions sur les structures anatomiques adjacentes, en influençant la cinématique et les sollicitations mécaniques le long de la chaîne cinétique (Desmyttere, 2021). Dans cette perspective, il apparaît pertinent d'élargir l'interprétation des résultats au-delà du seul pied, en les replaçant dans un cadre biomécanique plus global intégrant les segments anatomiques adjacents. Une revue systématique récente montre que les orthèses influencent la cinématique et la cinétique de la cheville et modifient les forces plantaires lors de diverses tâches fonctionnelles, bien que leurs effets sur les articulations plus proximales soient moins constants (Moisan et al., 2022). De plus, l'utilisation de dispositifs orthétiques plus complexes, tels que les orthèses pied-cheville, met en évidence des modifications significatives de l'amplitude de mouvement dans plusieurs plans articulaires, illustrant que la conception orthétique peut avoir des répercussions biomécaniques au-delà du pied lui-même (Huang et al., 2006). Enfin, plusieurs études rapportent que des orthèses plantaires ciblées, notamment celles intégrant des appuis ou des inclinaisons médiales, peuvent réduire les moments d'inversion de la cheville et diminuer le chargement sur des structures telles que le tendon calcanéen, suggérant l'existence d'interactions biomécaniques étroites entre le pied et les structures anatomiques adjacentes (Jor et al., 2024).

Dans le cadre de cette étude, la rigidité effective des orthèses n'a pas été évaluée indépendamment, et il est donc impossible de dissocier clairement les contributions propres à la géométrie ou à des effets mécaniques potentiels liés à cette géométrie. Par conséquent, les effets mesurés doivent être interprétés sans attribuer une causalité unique à l'un ou l'autre de ces paramètres, mais plutôt comme résultant d'une interaction globale entre forme, disposition de matière et propriétés mécaniques effectives, tout en restreignant toute conclusion quantitative à ce qui a été directement observé expérimentalement. Dans cette perspective, le concept de « dose biomécanique » peut être étendu au-delà de la seule rigidité des matériaux pour intégrer la géométrie fonctionnelle locale comme levier de modulation de la cinématique du pied. La fabrication additive et la modélisation paramétrique offrent ainsi la possibilité de contrôler finement cette dose globale, incluant à la fois les paramètres géométriques et mécaniques, avec une précision submillimétrique. Ces éléments renforcent l'idée que les effets observés dans ce mémoire doivent être interprétés dans une perspective biomécanique intégrative, tout en restant limités aux variables effectivement mesurées dans le cadre du protocole expérimental.

Afin d'approfondir l'interprétation biomécanique des résultats obtenus, il apparaît nécessaire de les situer par rapport aux travaux antérieurs portant sur les effets des orthèses plantaires sur la cinématique du pied. La littérature existante repose sur des méthodologies variées, incluant des études *in vivo* et des modèles cadavériques, dont les conditions expérimentales diffèrent sensiblement de celles employées dans ce mémoire. La comparaison de ces approches permet d'identifier les convergences et divergences observées, mais également de mieux comprendre les mécanismes expliquant les différences d'amplitude ou de direction des effets rapportés.

Les résultats de ce mémoire montrent que l'orthèse à inclinaison médiale induit une diminution de l'éversion de la cheville lors d'une mise en charge quasi-dynamique, alors que l'orthèse standard ne présente pas de différence significative par rapport à la condition chaussure seule. Ces observations sont cohérentes avec les travaux de Kitaoka et *collègues*. (2002) ayant mis en évidence des effets limités des orthèses plantaires sur la cinématique de la cheville dans des conditions quasi-dynamiques. L'absence d'effet significatif de l'orthèse standard dans notre étude suggère que, dans un modèle cadavérique, une simple modification du soutien plantaire peut être insuffisante pour induire des changements cinématiques mesurables.

Toutefois, l'ajout d'une inclinaison médiale semble dépasser ce seuil mécanique minimal. L'augmentation de l'inversion de la cheville observée avec la condition MWFO par rapport à la condition chaussure seule suggère un meilleur contrôle de la pronation sous charge. Ce résultat met en évidence l'importance des paramètres géométriques spécifiques de l'orthèse, notamment l'inclinaison médiale, dans la modulation des mouvements de l'arrière-pied.

Lorsque ces résultats sont mis en perspective avec ceux des études *in vivo*, des différences d'amplitude apparaissent, notamment concernant l'ampleur de la réduction de l'éversion de l'arrière-pied. Plusieurs travaux réalisés chez des sujets vivants ont en effet rapporté des diminutions plus marquées de l'éversion lors de la marche avec des orthèses à inclinaison médiale ou à rigidité accrue (Desmyttere et al., 2018; Desmyttere et al., 2021; Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013). Ces écarts peuvent s'expliquer par des différences méthodologiques majeures entre les protocoles expérimentaux, qui influencent directement la nature et l'ampleur des adaptations cinématiques observées.

Lorsque ces résultats sont mis en perspective avec ceux des études *in vivo*, des différences d'amplitude apparaissent, notamment concernant l'ampleur de la réduction de l'éversion de l'arrière-pied. Plusieurs travaux ont en effet rapporté des diminutions plus marquées lors de la marche avec des orthèses plantaires avec une inclinaison médiale ou à rigidité accrue (Desmyttere et al., 2018; Desmyttere et al., 2021; Peng et al., 2020; Telfer et al., 2013). Par exemple, Peng et al. (2020), dans une étude menée chez 15 adultes avec pied plat acquis marchant sur tapis roulant, rapportent une réduction du pic d'éversion de l'arrière-pied de 3,8° avec des orthèses plantaires combinant un soutien de voûte médiale de 3 cm et un coin médial de 6°. De manière similaire, Dami et collègues. (2024) et Payen et collègues. (2025), dans des protocoles *in vivo* incluant respectivement des tâches de réception et de marche, observent des diminutions de l'éversion de la cheville de l'ordre de 2 à 3° avec des orthèses plantaires avec une inclinaison médiale.

En comparaison, les variations observées dans le présent modèle cadavérique apparaissent plus modestes, ce qui suggère que l'effet mécanique passif des orthèses plantaires, bien que présent, ne rend pas entièrement compte des amplitudes rapportées *in vivo*. Ces différences peuvent

s'expliquer par plusieurs facteurs méthodologiques majeurs. D'une part, les études in vivo intègrent des conditions dynamiques complexes (cycle complet de marche, phase d'impact, propulsion) ainsi que des réponses neuromusculaires actives susceptibles d'amplifier l'effet mécanique initial des orthèses plantaires. À l'inverse, le protocole quasi-dynamique utilisé dans ce mémoire isole principalement la réponse mécanique passive des structures osseuses et ligamentaires sous une charge contrôlée.

D'autre part, les différences dans la conception des orthèses plantaires testées doivent être considérées. L'étude de Peng et *collègues*. (2020) combine un soutien de voûte épais et une inclinaison médiale de l'avant-pied, tandis que les orthèses plantaires utilisées dans ce mémoire reposent sur une géométrie paramétrique contrôlée par fabrication additive, avec une inclinaison médiale spécifiquement isolée comme variable d'intérêt. Cette différence de conception peut influencer la distribution des contraintes plantaires et, par conséquent, la cinématique observée. De plus ces effets restent sensibles au modèle cinématique utilisé, ce qui limite la comparabilité directe entre études.

Contrairement aux études in vivo, le modèle cadavérique utilisé dans ce mémoire ne reproduit ni l'activation musculaire ni les mécanismes d'adaptation neuromusculaire associés à la marche. En particulier, l'absence de contraction du muscle tibial postérieur, dont le rôle dans le contrôle dynamique de la pronation et le soutien actif de la voûte plantaire médiale, limite la capacité de l'orthèse à induire des ajustements actifs de la cinématique de la cheville et du pied (Bloome et al., 2003; Graham et al., 2011). Dans un contexte in vivo, l'action mécanique de l'orthèse peut être amplifiée par des réponses neuromusculaires, contribuant à une réduction plus importante de l'éversion de l'arrière-pied au cours de la phase d'appui.

Par ailleurs, les études in vivo évaluent généralement la cinématique sur l'ensemble du cycle de marche, intégrant à la fois les phases d'attaque du talon, de mise en charge, de propulsion et de pré-oscillation. À l'inverse, le protocole expérimental retenu dans ce mémoire se concentre sur une phase spécifique de mise en charge contrôlée, reproduite de manière quasi-dynamique. Ce choix méthodologique permet d'isoler plus précisément les effets mécaniques passifs induits par la géométrie de l'orthèse, mais se traduit nécessairement par des amplitudes cinématiques plus

limitées que celles observées lors de la marche complète. Les effets mesurés reflètent ainsi principalement l'interaction mécanique entre l'orthèse et les structures osseuses et ligamentaires du pied, indépendamment des contributions actives du système neuromusculaire.

Au-delà des effets observés dans le plan frontal, les résultats de ce mémoire mettent en évidence une influence des orthèses à inclinaison médiale sur la cinématique dans le plan transverse, caractérisée par une augmentation de l'adduction relative de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied. Cet effet indique que l'action des orthèses ne se limite pas uniquement au contrôle de l'éversion de l'arrière-pied. Cette observation est cohérente avec des études *in vivo* rapportant des réductions de l'abduction du médio-pied et des modifications combinées dans le plan frontal et transverse lors de l'utilisation d'orthèses à inclinaison médiale (Desmyttere et al., 2018; Desmyttere et al., 2021).

Ces résultats convergents suggèrent que la présence d'une inclinaison médiale et l'augmentation de l'épaisseur des orthèses plantaires contribuent à établir une relation avant-pied–arrière-pied plus orientée médialement et mécaniquement plus stable lors de la mise en charge. Les observations issues de ce modèle cadavérique indiquent que ces effets peuvent émerger, au moins en partie, de mécanismes purement mécaniques liés à la géométrie et aux propriétés structurelles de l'orthèse, indépendamment des ajustements neuromusculaires observés *in vivo*. Cette distinction renforce l'intérêt des modèles cadavériques pour isoler et caractériser les composantes passives de l'action des orthèses plantaires.

Les résultats de la présente étude doivent également être interprétés à la lumière des enjeux cliniques entourant la prescription des orthèses plantaires. Bien que ces dispositifs soient largement utilisés, leur indication repose encore fréquemment sur des critères morphologiques, tels que la présence d'un pied plat ou d'une pronation accrue. Or, les données récentes suggèrent que ces variations structurelles ne sont pas systématiquement associées à la douleur ni à un risque accru de blessure, et peuvent plutôt représenter des adaptations fonctionnelles normales (Moisan et al., 2023). Dans ce contexte, l'amélioration de certains paramètres biomécaniques observée dans la présente étude ne peut être directement interprétée comme un bénéfice clinique en soi. Ces résultats soulignent plutôt la complexité du lien entre biomécanique et

symptomatologie, et appuient la nécessité d'une approche clinique individualisée, dans laquelle la prescription d'orthèses repose sur la présence de symptômes, les limitations fonctionnelles et les objectifs du patient, plutôt que sur des critères morphologiques isolés.

Choix du modèle cinématique et de ses implications méthodologiques

Le choix du *Oxford Foot Model* (OFM) a été motivé par sa large diffusion dans la littérature et sa capacité à décrire la cinématique inter-segmentaire du pied, notamment entre l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied. Toutefois, il est reconnu que l'OFM n'est pas un modèle anatomiquement pur, mais un modèle fonctionnel reposant sur des clusters de marqueurs cutanés et des segments rigides idéalisés (Stebbins et al., 2006). L'utilisation d'un autre modèle cinématique, tel qu'un modèle basé sur des axes anatomiques définis par imagerie ou un modèle intégrant davantage de segments osseux, aurait pu conduire à des différences quantitatives dans les amplitudes mesurées, en particulier dans le plan transverse. Néanmoins, Klein et collègues. (2022) ont montré que, malgré des différences quantitatives entre modèles, les changements cinématiques induits par les orthèses au niveau de l'arrière-pied, en particulier l'éversion, sont détectés de manière concordante entre modèles multi-segments, tandis que des divergences plus marquées peuvent apparaître pour les segments plus distaux.

Dans l'OFM, la cinématique articulaire est déterminée à partir de systèmes de coordonnées locaux associés à chaque segment du pied, définis par des marqueurs cutanés (Stebbins et al., 2006). Les orientations relatives entre segments sont exprimées à l'aide de matrices de rotation, dont la décomposition repose sur des séquences d'Euler selon les principes du *Joint Coordinate System* décrits par (Grood & Suntay, 1983). Le choix de la séquence de rotations et de la définition des axes influence directement les angles articulaires calculés, en particulier lorsque les amplitudes de mouvement sont faibles ou lorsque des rotations sont couplées (Chéze et al., 1996; Wu et al., 2002).

Dans un protocole expérimental visant à évaluer les effets biomécaniques d'orthèses plantaires, où les variations cinématiques attendues sont de faible amplitude, le choix du modèle cinématique est déterminant (Grood & Suntay, 1983; Wu et al., 2002). L'OFM est suffisamment sensible pour détecter des modifications globales de la cinématique du pied, mais il est moins

adapté à l'analyse fine de mouvements articulaires très localisés, en raison des hypothèses de segments rigides et de simplification géométrique communes aux modèles multi-segments du pied (Leardini et al., 2019). Dans le cadre de ce mémoire, l'utilisation d'un modèle cadavérique limite certaines sources d'erreur propres aux études *in vivo*, en évitant les artefacts de mouvement associés aux marqueurs cutanés (Maiwald et al., 2017; C. Nester et al., 2007), ce qui renforce la cohérence interne du modèle. Toutefois, le design expérimental reste dépendant des hypothèses de segments rigides et de cohérence géométrique propres à l'OFM.

De plus, Nester et *collègues*. (2010) ont montré que, dans les modèles multi-segments du pied reposant sur des hypothèses de segments rigides, l'erreur de mesure associée à certains degrés de liberté peut atteindre ou dépasser 1°, en particulier pour des rotations complexes et couplées, telles que celles du plan transverse. Dans ce contexte, les variations angulaires de faible amplitude observées dans ce mémoire doivent être interprétées avec prudence et considérées principalement en termes de tendances directionnelles cohérentes entre conditions plutôt qu'en valeurs absolues. Néanmoins, la standardisation du protocole expérimental et la cohérence des effets observés suggèrent que l'OFM demeure pertinent pour identifier des effets mécaniques globaux des orthèses plantaires, malgré des amplitudes modestes. De plus, les résultats de ce projet sont plus facilement transférables et comparables aux résultats *in vivo* disponibles dans la littérature scientifique grâce à ce modèle cinématique.

Apports méthodologiques du modèle cadavérique semi-dynamique

L'utilisation de spécimens cadavériques offre un environnement expérimental permettant de mesurer directement les déplacements osseux, sans les artefacts de mouvement associés aux marqueurs cutanés *in vivo* (Maiwald et al., 2017; C. Nester et al., 2007). Ce modèle permet également de tester les effets propres de l'orthèse plantaire sur les structures osseuses du pied, isolant ainsi l'influence des caractéristiques géométriques du dispositif sans interférence des ajustements musculaires. De ce fait, il constitue un outil pertinent pour comprendre les mécanismes biomécaniques intrinsèques impliqués dans l'action des orthèses plantaires.

Le dispositif de charge semi-dynamique utilisé dans cette étude représente un compromis méthodologique particulièrement pertinent. Bien qu'il ne reproduise pas intégralement la

complexité de la marche humaine, il permet d'imposer un cycle de charge fonctionnel, contrôlé et reproductible, qui se rapproche davantage des sollicitations physiologiques qu'un test statique. Ce type de configuration constitue une solution adaptée pour isoler les effets structurels des orthèses plantaires sur la cinématique du pied et de la cheville, tout en bénéficiant d'une précision mécanique élevée.

Finalement, l'apport méthodologique original de ce modèle cadavérique semi-dynamique est sa capacité à comparer systématiquement l'effet de différentes géométries et rigidités d'orthèses plantaires sur la cinématique du pied et de la cheville. Plus précisément, en ajustant précisément l'inclinaison et l'épaisseur des orthèses plantaires tout en maintenant des conditions de charge reproductibles, il devient possible d'isoler l'influence de chaque paramètre sur la cinématique du pied et de la cheville. Cette approche permet de générer des données expérimentales précises, ce que les modèles in vivo ou statiques ne permettent pas de réaliser avec autant de contrôle.

Forces, limites et implications des résultats

Forces méthodologiques du projet

Parmi les forces de ce projet, la standardisation des modèles d'orthèses plantaires grâce à l'impression 3D constitue un atout important. Ces méthodes permettent de contrôler précisément l'angle, la rigidité et la géométrie des orthèses, renforçant la validité expérimentale des comparaisons (Moisan & Zong-Hao Ma, 2024; Msallem et al., 2024; Song et al., 2024). Une autre force importante est l'utilisation d'un modèle cadavérique instrumenté, permettant une mesure directe des déplacements osseux. Contrairement aux études in vivo reposant sur des marqueurs cutanés, souvent affectées par des artefacts liés aux mouvements de la peau et des tissus mous, cette approche offre une estimation plus fidèle de la cinématique réelle du pied (Maiwald et al., 2017; C. Nester et al., 2007). L'accès direct aux structures osseuses permet ainsi une analyse fine des effets mécaniques induits par les orthèses, renforçant la précision des conclusions biomécaniques.

Le protocole semi-dynamique constitue également un compromis méthodologique pertinent entre réalisme physiologique et contrôle expérimental. Il permet d'appliquer des charges

progressives et reproductibles tout en maintenant une stabilité suffisante pour des mesures fiables (Natsakis et al., 2016). Cette approche favorise la comparaison systématique des conditions expérimentales et limite l'influence de facteurs confondants, ce qui est essentiel dans un contexte exploratoire visant à comprendre les mécanismes d'action des orthèses plantaires.

Par ailleurs, bien que les articulations subtalaires n'aient pas été isolées analytiquement, les déplacements mesurés intègrent la contribution combinée des articulations talo-crurale et subtalaires. Si cette approche limite la capacité à attribuer des effets spécifiques aux articulations subtalaires seulement, elle permet néanmoins d'observer le mouvement global de l'arrière-pied tel qu'il se produit en pratique clinique. En effet, les orthèses plantaires agissent simultanément sur l'ensemble du complexe cheville et arrière-pied, et non sur une articulation isolée. Les amplitudes mesurées correspondent ainsi à la somme fonctionnelle des mouvements d'éversion/inversion, offrant une représentation plus intégrative et cliniquement pertinente de la réponse biomécanique induite par les orthèses plantaires (Wang et al., 2023).

Enfin, ce travail contribue de manière originale à la littérature en proposant une évaluation expérimentale contrôlée de l'effet de géométries orthétiques standardisées sur la cinématique de l'arrière-pied, un domaine encore marqué par des résultats hétérogènes et des protocoles méthodologiquement variables. Les résultats obtenus fournissent ainsi des bases solides pour le développement de modèles plus avancés et pour l'optimisation future des orthèses plantaires personnalisées.

Limites expérimentales

Cependant, ces résultats doivent être interprétés en tenant compte de plusieurs limites. Premièrement, la taille réduite de l'échantillon peut limiter la généralisation des observations. Par conséquent, les valeurs de p rapportées doivent être interprétées avec prudence, et la robustesse statistique des conclusions reste limitée.

Deuxièmement, les spécimens cadavériques inclus étaient âgés et de faible masse corporelle. Des caractéristiques telles que la perte d'élasticité des tissus mous ou encore des modifications dégénératives des articulations peuvent influencer la rigidité de la voûte plantaire, la mobilité du pied et la transmission des contraintes (Natsakis et al., 2016). Ces particularités limitent la

transposabilité des résultats à des individus plus jeunes, plus lourds ou plus actifs, dont la réponse mécanique aux orthèses plantaires pourrait être sensiblement différente.

Troisièmement, bien que le système de mise en tension tendineuse ait été conçu pour se rapprocher d'un schéma physiologique, l'absence d'activité musculaire dynamique constitue une limite importante. In vivo, les muscles modulent continuellement la raideur du pied, stabilisent l'arrière-pied, contrôlent la voûte plantaire et participent à l'adaptation du pied au sol. Sans ces mécanismes neuromusculaires, il est probable que la réponse biomécanique observée ait été atténuée et que les effets des orthèses, en particulier ceux liés au contrôle actif du médio-pied et du complexe subtalaire, aient été sous-estimés (Reeves et al., 2019).

Quatrièmement, le dispositif expérimental autorisait essentiellement un déplacement vertical de la plateforme de charge, restreignant ainsi la cinématique tridimensionnelle naturelle du membre inférieur. Or, des mouvements tels que la rotation tibiale, l'abduction/adduction du médio-pied jouent un rôle déterminant dans la mécanique de l'arrière-pied et dans l'action des orthèses. Cette contrainte statique a probablement réduit la capacité de l'orthèse à exprimer pleinement ses effets mécaniques, notamment dans les plans frontal et transverse (Nawoczinski et al., 1995).

Enfin, le protocole de chargement vertical restait semi-dynamique et ne reproduisait pas les phases successives du cycle de marche, telles que l'impact initial, la déformation dynamique de la voûte plantaire en phase d'appui, ou la propulsion avant-pied. Les orthèses étant conçues pour agir dans un contexte dynamique, il est probable que leurs effets réels in vivo soient plus marqués que ceux observés ici. Des approches plus avancées, telles que les systèmes robotisés cadavériques simulant la marche ou des dispositifs de mise en charge (Baxter et al., 2016; C. J. Nester et al., 2007; E. C. Whittaker et al., 2011; Zhu et al., 2020), permettraient de mieux reproduire les conditions physiologiques et d'évaluer plus précisément l'effet des géométries orthétiques sur la cinématique du pied.

Perspectives de recherche

En résumé, ces limites appellent à une interprétation prudente. Elles soulignent l'importance de futurs travaux intégrant une cinématique plus naturelle, des échantillons plus représentatifs et

des conditions de chargement dynamiques afin de confirmer et d'étendre les observations issues de cette étude.

Les résultats obtenus fournissent des indications précieuses pour orienter les futurs travaux in vivo et in vitro. Ils montrent que des variations géométriques, comme l'ajout d'une inclinaison médiale, peuvent entraîner des modifications mesurables de la cinématique du pied et de la cheville, suggérant une sensibilité importante à la dose biomécanique orthétique. Ces données renforcent l'intérêt de l'impression 3D comme outil de personnalisation fine et ouvrent la voie à des orthèses plus ajustées aux besoins individuels.

Les prochaines étapes pourraient consister à améliorer le dispositif quasi-dynamique en intégrant des degrés de liberté supplémentaires ou des systèmes simulant l'action musculaire. Des études complémentaires devraient également évaluer d'autres géométries paramétriques, telles que des variations de rigidité, d'épaisseur ou de localisation de l'inclinaison médiale, afin d'approfondir la compréhension des relations dose-réponse. Enfin, une validation in vivo est indispensable pour déterminer la pertinence clinique des effets observés dans ce modèle expérimental.

Au-delà des pistes méthodologiques, ce travail a permis de dégager plusieurs enseignements fondamentaux quant à la compréhension de l'action biomécanique des orthèses plantaires et à la maîtrise des outils nécessaires pour l'étudier. Les résultats suggèrent que l'effet des orthèses ne relève pas d'un mécanisme binaire (présence ou absence d'un dispositif), mais d'une réponse graduelle et modulable en fonction de paramètres géométriques précis. Cette observation met en évidence l'intérêt d'abandonner des comparaisons globales entre catégories d'orthèses au profit d'approches quantitatives fondées sur des paramètres continus et mesurables.

Sur le plan scientifique et méthodologique, ce projet a également permis de développer une expertise dans la conception d'orthèses paramétriques, l'utilisation de l'impression 3D à des fins expérimentales et l'analyse fine de la cinématique osseuse du pied. Ces travaux de maîtrise constituent un socle cohérent pour la poursuite des travaux dans cette thématique. La continuité logique de ce projet impliquerait ainsi de conserver une approche expérimentale contrôlée, basée sur la manipulation systématique de variables orthétiques bien définies, tout en augmentant

progressivement le réalisme physiologique des modèles utilisés. Une telle progression permettrait de maintenir la cohérence avec les objectifs initiaux du projet, tout en élargissant la portée des résultats vers des applications cliniques.

Dans cette perspective, la pertinence de poursuivre ce programme de recherche réside dans sa capacité à combler un manque persistant dans le domaine de la biomécanique du pied. Malgré l'utilisation répandue des orthèses plantaires en pratique clinique, les mécanismes précis par lesquels leurs caractéristiques géométriques influencent la cinématique et la fonction du pied demeurent partiellement compris. En s'appuyant sur des modèles expérimentaux rigoureux et des orthèses paramétrées, ce travail contribue à structurer une approche mécanistique, susceptible de clarifier des résultats souvent contradictoires dans la littérature.

Au-delà des considérations méthodologiques, les résultats de ce travail soulèvent également des questions importantes quant aux implications cliniques à long terme de l'utilisation des orthèses plantaires, en particulier chez les adultes présentant un pied plat, pour lesquels ces dispositifs sont largement prescrits. Comme souligné en introduction, la littérature relative aux orthèses plantaires chez l'adulte présentant un pied plat met principalement en évidence des effets biomécaniques à court ou moyen terme, tandis que les données cliniques et structurelles à long terme demeurent limitées et hétérogènes (Herchenröder et al., 2021; Jafarnejadgero et al., 2024). Dans ce contexte, la question d'éventuels effets délétères à long terme du port d'orthèses plantaires, notamment sur les structures tendineuses, articulaires ou capsulaires, mérite une attention particulière. À ce jour, aucune preuve robuste ne permet d'affirmer que le port prolongé d'orthèses plantaires correctement prescrites induit des lésions structurelles du pied ou de la cheville. Les études disponibles rapportent principalement des modifications cinématiques et cinétiques, ainsi qu'une réduction des contraintes mécaniques associées à certaines pathologies, sans signalement systématique de complications anatomiques. Toutefois, la majorité de ces travaux repose sur des durées de suivi limitées et ne comprend pas d'évaluations directes des tissus musculo-squelettiques. Ainsi, en cohérence avec le positionnement mécanistique de la présente étude, les résultats observés doivent être interprétés comme une description des adaptations biomécaniques induites par les orthèses, sans extrapolation directe à leurs effets cliniques ou structurels à long terme. Cette limitation souligne la nécessité de

travaux longitudinaux intégrant à la fois des mesures biomécaniques, cliniques et tissulaires afin de mieux comprendre les conséquences à long terme de l'utilisation d'orthèses plantaires chez les adultes présentant un pied plat.

Chapitre 4 – Conclusion

En synthèse, cette étude démontre que l'ajout d'une inclinaison médiale à une orthèse plantaire imprimée en 3D influence de manière mesurable la cinématique du pied et de la cheville dans un modèle semi-dynamique. Les résultats soulignent l'importance de la géométrie orthétique dans le contrôle de l'éversion et du soutien de la voûte plantaire, tout en mettant en évidence la pertinence méthodologique du modèle utilisé. Ces travaux contribuent à améliorer la compréhension des mécanismes d'action des orthèses et constituent une base solide pour guider le développement de dispositifs personnalisés dans les futures recherches.

Ces observations soulignent l'importance de la géométrie orthétique dans le contrôle des mouvements frontaux du pied, indépendamment de l'activité neuromusculaire, et appuient les principes biomécaniques sur lesquels reposent de nombreuses interventions cliniques. Par ailleurs, l'utilisation d'un modèle cadavérique semi-dynamique, combinée aux technologies de numérisation et d'impression 3D, s'avère pertinente pour isoler et analyser les effets mécaniques directs des orthèses dans un cadre expérimental contrôlé.

Dans l'ensemble, ces travaux contribuent à améliorer la compréhension des mécanismes d'action des orthèses plantaires et fournissent une base méthodologique solide pour de futures recherches visant à optimiser la conception d'orthèses personnalisées et à mieux relier leurs effets biomécaniques aux applications cliniques.

Références bibliographiques

- Akuzawa, H., Imai, A., Iizuka, S., Matsunaga, N., & Kaneoka, K. (2016). Calf muscle activity alteration with foot orthoses insertion during walking measured by fine-wire electromyography. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3458-3462. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3458>
- Alito, A., Vitali, A., Bruschetta, A., Mantineo, E. M., & Filardi, V. (2025). Finite element analysis of the Fibula's contribution to lower extremity torsional stiffness. *Journal of Orthopaedic Research*, 61, 114-121. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2024.10.007>
- Allan, R., Woodburn, J., Telfer, S., Abbott, M., & Steultjens, M. P. (2017). Knee joint kinetics in response to multiple three-dimensional printed, customised foot orthoses for the treatment of medial compartment knee osteoarthritis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 231(6), 487-498. <https://doi.org/10.1177/0954411917691318>
- Arndt, A., Westblad, P., Winson, I., Hashimoto, T., & Lundberg, A. (2004). Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International*, 25(5), 357-364. <https://doi.org/10.1177/107110070402500514>
- Babu, D., & Bordoni, B. (2020). Anatomy, bony pelvis and lower limb, medial longitudinal arch of the foot. *StatPearls*.
- Babu, D., & Bordoni, B. (2025). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Medial Longitudinal Arch of the Foot. In *StatPearls*. StatPearls Publishing
- Copyright © 2025, StatPearls Publishing LLC.
- Banwell, H. A., Thewlis, D., & Mackintosh, S. (2015). Adults with flexible pes planus and the approach to the prescription of customised foot orthoses in clinical practice: A clinical records audit. *Foot (Edinb)*, 25(2), 101-109. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2015.03.005>
- Barn, R., Brandon, M., Rafferty, D., Sturrock, R. D., Steultjens, M., Turner, D. E., & Woodburn, J. (2014). Kinematic, kinetic and electromyographic response to customized foot orthoses in patients with tibialis posterior tenosynovitis, pes plano valgus and rheumatoid arthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 53(1), 123-130. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket337>
- Barr, L., Richards, J., Dickson, C., Tawse, J., Munro, N., Scott, H., Holland, A., & Chapman, G. J. (2025). To scan or not to scan? Comparing the effectiveness and cost differential of insoles manufactured from foam-box casts versus direct scans in treating musculoskeletal conditions of the foot and ankle: a double-blinded, randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 26(1), 282. <https://doi.org/10.1186/s12891-025-08513-2>
- Baxter, J. R., Sturnick, D. R., Demetracopoulos, C. A., Ellis, S. J., & Deland, J. T. (2016). Cadaveric gait simulation reproduces foot and ankle kinematics from population-specific inputs. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(9), 1663-1668. <https://doi.org/10.1002/jor.23169>
- Bloome, D. M., Marymont, J. V., & Varner, K. E. (2003). Variations on the insertion of the posterior tibialis tendon: a cadaveric study. *Foot & Ankle International*, 24(10), 780-783. <https://doi.org/10.1177/107110070302401008>

- Bonifácio, D., Richards, J., Selfe, J., Curran, S., & Trede, R. (2018). Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task. *Gait & Posture*, 65, 106-111. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.041>
- Branthwaite, H. R., Payton, C. J., & Chockalingam, N. (2004). The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clinical Biomechanics*, 19(9), 972-977. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.009>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 30(3), 232-238. <https://doi.org/10.1016/j.morth.2016.04.015>
- Buchanan, B. K., Sina, R. E., & Kushner, D. (2024). Plantar Fasciitis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing
- Copyright © 2024, StatPearls Publishing LLC.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings*, 69(5), 448-461. [https://doi.org/10.1016/S0025-6196\(12\)61642-5](https://doi.org/10.1016/S0025-6196(12)61642-5)
- Chan, T. W., & Lui, T. H. (2016). Proximal Tibiofibular Joint: An overview: 近端脛腓關節: 概述. *Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation*, 20, 2-7. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jotr.2014.12.002>
- Chang, B. C., Liu, D. H., Chang, J. L., Lee, S. H., & Wang, J. Y. (2014). Plantar pressure analysis of accommodative insole in older people with metatarsalgia. *Gait & Posture*, 39(1), 449-454. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.027>
- Chapman, L. S., Redmond, A. C., Landorf, K. B., Rome, K., Keenan, A. M., Waxman, R., Alcacer-Pitarch, B., Siddle, H. J., & Backhouse, M. R. (2018). A survey of foot orthoses prescription habits amongst podiatrists in the UK, Australia and New Zealand. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11, 64. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0304-z>
- Cheung, R. T., Wong, M. Y., & Ng, G. Y. (2011). Effects of motion control footwear on running: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 29(12), 1311-1319. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.591420>
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2012). Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait & Posture*, 35(3), 383-388. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.356>
- Chéze, L., Gutierrez, C., Marcelino, R. S., & Dimnet, J. (1996). Biomechanics of the upper limb using robotic techniques. *Human Movement Science*, 15(3), 477-496. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00011-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00011-5)
- Chinpeerasathian, C., Sin Oo, P., Siriphorn, A., & Pensri, P. (2024). Effect of foot orthoses on balance among individuals with flatfoot: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*, 19(3), e0299446. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0299446>
- Chui, K. C., Jorge, M., Yen, S. C., & Lusardi, M. M. (2019). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Conti, M. S., Kim, J., Hoffman, J., Jones, C. P., Ellis, S. J., Deland, J. T., & Steineman, B. (2024). Peroneus Brevis to Longus Tendon Transfer in the Treatment of Flexible Progressive Collapsing Foot Deformity: A Cadaveric Study. *Foot & Ankle International*, 45(6), 656-663. <https://doi.org/10.1177/10711007241238209>
- Costa, B. L., Magalhães, F. A., Araújo, V. L., Richards, J., Vieira, F. M., Souza, T. R., & Trede, R. (2021). Is there a dose-response of medial wedge insoles on lower limb biomechanics in

- people with pronated feet during walking and running? *Gait & Posture*, 90, 190-196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.163>
- Dami, A., Payen, E., Farahpour, N., Robb, K., Isabelle, P. L., & Moisan, G. (2024). Medially wedged foot orthoses generate greater biomechanical effects than thin-flexible foot orthoses during a unilateral drop jump task on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, 112, 106193. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106193>
- Davia-Aracil, M., Hinojo-Pérez, J. J., Jimeno-Morenilla, A., & Mora-Mora, H. (2018). 3D printing of functional anatomical insoles. *Computers in Industry*, 95, 38-53.
- de Asla, R. J., Wan, L., Rubash, H. E., & Li, G. (2006). Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(5), 1019-1027. <https://doi.org/10.1002/jor.20142>
- Dedieu, P., Drigeard, C., Gjini, L., Dal Maso, F., & Zanone, P. G. (2013). Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 820-824. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.012>
- Del Duchetto, F., Dussault-Picard, C., Gagnon, M., Dixon, P., & Cherni, Y. (2024). Can Foot Orthoses Benefit Symptomatic Runners? Mechanistic and Clinical Insights Through a Scoping Review. *Sports Medicine - Open*, 10(1), 108. <https://doi.org/10.1186/s40798-024-00774-w>
- Desmyttere, G. (2021). Évaluation biomécanique de la marche pour le développement d'orthèses plantaires imprimées en 3D : application à une population ayant les pieds plats.
- Desmyttere, G., Hajizadeh, M., Bleau, J., & Begon, M. (2018). Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*, 59, 117-129. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.018>
- Desmyttere, G., Hajizadeh, M., Bleau, J., Leteneur, S., & Begon, M. (2021). Anti-pronator components are essential to effectively alter lower-limb kinematics and kinetics in individuals with flexible flatfeet. *Clinical Biomechanics*, 86, 105390. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105390>
- Desmyttere, G., Leteneur, S., Hajizadeh, M., Bleau, J., & Begon, M. (2020). Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait & Posture*, 81, 247-253. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.146>
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2024). *Gray's Anatomy for Students*. Elsevier.
- Funk, J. R., Rudd, R. W., Kerrigan, J. R., & Crandall, J. R. (2004). The effect of tibial curvature and fibular loading on the tibia index. *Traffic Injury Prevention* 5(2), 164-172. <https://doi.org/10.1080/15389580490436069>
- Funk, J. R., Rudd, R. W., Kerrigan, J. R., & Crandall, J. R. (2007). The line of action in the tibia during axial compression of the leg. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2277-2282. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.012>
- Garbalosa, J. C., Elliott, B., Feinn, R., & Wedge, R. (2015). The effect of orthotics on intersegmental foot kinematics and the EMG activity of select lower leg muscles. *Foot (Edinb)*, 25(4), 206-214. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2015.07.005>

- Gerrard, J. M., Bonanno, D. R., Whittaker, G. A., & Landorf, K. B. (2020). Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 35.
- Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2015). *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*. Springer. [https://repo.darmajaya.ac.id/3831/1/Additive%20Manufacturing%20Technologies %203D%20Printing%2C%20Rapid%20Prototyping%2C%20and%20Direct%20Digital%20Manufacturing%20%28%20PDFDrive%20%29.pdf](https://repo.darmajaya.ac.id/3831/1/Additive%20Manufacturing%20Technologies%203D%20Printing%2C%20Rapid%20Prototyping%2C%20and%20Direct%20Digital%20Manufacturing%20%28%20PDFDrive%20%29.pdf)
- Goh, J. C., Mech, A. M., Lee, E. H., Ang, E. J., Bayon, P., & Pho, R. W. (1992). Biomechanical study on the load-bearing characteristics of the fibula and the effects of fibular resection. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(279), 223-228.
- Gómez-Jurado, I., Juárez-Jiménez, J. M., & Munuera-Martínez, P. V. (2021). Orthotic treatment for stage I and II posterior tibial tendon dysfunction (flat foot): A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 35(2), 159-168. <https://doi.org/10.1177/0269215520960121>
- Graham, M. E., Jawrani, N. T., & Goel, V. K. (2011). Effect of extra-osseous talotarsal stabilization on posterior tibial tendon strain in hyperpronating feet. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 50(6), 676-681. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2011.06.015>
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136-144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>
- Hajizadeh, M., Desmyttere, G., Carmona, J. P., Bleau, J., & Begon, M. (2020). Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and meta-analysis. *Foot (Edinb)*, 42, 101646. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.10.001>
- Hansen, M. L., Otis, J. C., Kenneally, S. M., & Deland, J. T. (2001). A closed-loop cadaveric foot and ankle loading model. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 551-555. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00223-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00223-2)
- Hart, H. F., Crossley, K. M., Bonacci, J., Ackland, D. C., Pandey, M. G., & Collins, N. J. (2020). Immediate effects of foot orthoses on gait biomechanics in individuals with persistent patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 77, 20-28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.012>
- Healy, A., Dunning, D. N., & Chockalingam, N. (2012). Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(1), 53-62. <https://doi.org/10.1177/0309364611429986>
- Herchenröder, M., Wilfling, D., & Steinhäuser, J. (2021). Evidence for foot orthoses for adults with flatfoot: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 14(1), 57. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00499-z>
- Hintermann, B., Nigg, B. M., & Sommer, C. (1994). Foot movement and tendon excursion: an in vitro study. *Foot & Ankle International*, 15(7), 386-395. <https://doi.org/10.1177/107110079401500708>
- Horwood, A. M., & Chockalingam, N. (2017). Defining excessive, over, or hyper-pronation: A quandary. *Foot (Edinb)*, 31, 49-55. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.03.001>
- Hovorka, C. F., Kogler, G. F., Chang, Y. H., & Gregor, R. (2021). Material properties and application of biomechanical principles provide significant motion control performance in

- experimental ankle foot orthosis-footwear combination. *Clinical Biomechanics*, 82, 105285. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105285>
- Huang, H., Shi, X., Zhang, X., Wang, P., Tian, S., Wang, Q., & Sun, K. (2011). [Effects of multiple freeze-thaw on biomechanical properties of human allograft tendons]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 25(2), 243-246.
- Huang, Y.-p., Wang, D.-j., Bi, S. L., Wei, Y., Yang, J.-S., & Peng, H.-T. (2025). Arch support insoles reduce fatigue of the lower extremity muscles in people with flatfoot during a walking task. *Scientific Reports*, 15(1), 17867. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-02623-6>
- Huang, Y. C., Harbst, K., Kotajarvi, B., Hansen, D., Koff, M. F., Kitaoka, H. B., & Kaufman, K. R. (2006). Effects of ankle-foot orthoses on ankle and foot kinematics in patient with ankle osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(5), 710-716. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.12.043>
- Imai, K., Ikoma, K., Kido, M., Maki, M., Fujiwara, H., Arai, Y., Oda, R., Tokunaga, D., Inoue, N., & Kubo, T. (2015). Joint space width of the tibiotalar joint in the healthy foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8, 26. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0086-5>
- Ito, K., Hosoda, K., Shimizu, M., Ikemoto, S., Kume, S., Nagura, T., Imanishi, N., Aiso, S., Jinzaki, M., & Ogiwara, N. (2015). Direct assessment of 3D foot bone kinematics using biplanar X-ray fluoroscopy and an automatic model registration method. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0079-4>
- Jackson, A., Sheerin, K., Reid, D., Ganley, T., Lamb, B., & Carroll, M. R. (2025). Custom Foot Orthoses: A Retrospective Analysis of 1000 Prescriptions From New Zealand Podiatrists. *Journal of Foot and Ankle Research*, 18(2), e70044. <https://doi.org/10.1002/jfa2.70044>
- Jafarnezhadgero, A., Esmaeili, A., Hamed Mousavi, S., & Granacher, U. (2024). Effects of foot orthoses application during walking on lower limb joint angles and moments in adults with flat Feet: A systematic review with Meta-Analysis. *Journal of Biomechanics*, 176, 112345. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112345>
- Jalali, S. K., Beigrezaee, M. J., Misseroni, D., & Pugno, N. M. (2024). A modified Gibson-Ashby model for functionally graded lattice structures. *Mechanics of Materials*, 188, 104822. <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2023.104822>
- Jor, A., Lau, N. W., Daryabor, A., Koh, M. W., Lam, W.-K., Hobara, H., & Kobayashi, T. (2024). Effects of foot orthoses on running kinetics and kinematics: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 109, 240-258.
- Jung, H. J., Vangipuram, G., Fisher, M. B., Yang, G., Hsu, S., Bianchi, J., Ronholdt, C., & Woo, S. L. (2011). The effects of multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of the human bone-patellar tendon-bone allograft. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(8), 1193-1198. <https://doi.org/10.1002/jor.21373>
- Kaelin, R., Christen, B., Eggli, S., Miozzari, H., & Arnold, M. (2018). Traitement des lésions méniscales dégénératives. *Forum Médical Suisse – Swiss Medical Forum*, 18. <https://doi.org/10.4414/fms.2018.03207>
- Khambete, P., Harlow, E., Ina, J., & Miskovsky, S. (2021). Biomechanics of the Distal Tibiofibular Syndesmosis: A Systematic Review of Cadaveric Studies. *Foot & Ankle Orthopaedics*, 6(2), 24730114211012701. <https://doi.org/10.1177/24730114211012701>

- Khosravani, M. R., & Reinicke, T. (2020). On the environmental impacts of 3D printing technology. *Applied Materials Today*, 20, 100689. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmt.2020.100689>
- Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., Kura, H., & An, K. N. (2002). Effect of foot orthoses on 3-dimensional kinematics of flatfoot: a cadaveric study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83(6), 876-879. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32681>
- Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F., van der Helm, F. C., Prosé, L. P., & Veeger, H. E. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 239-247. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003>
- Klein, T., Chapman, G. J., Lastovicka, O., Janura, M., & Richards, J. (2022). Do different multi-segment foot models detect the same changes in kinematics when wearing foot orthoses? *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 68. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00574-z>
- Kogler, G. F., Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1995). In vitro method for quantifying the effectiveness of the longitudinal arch support mechanism of a foot orthosis. *Clinical Biomechanics*, 10(5), 245-252. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)99802-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)99802-9)
- Kondo, M., Iwamoto, Y., & Kito, N. (2021). Relationship between forward propulsion and foot motion during gait in healthy young adults. *Journal of Biomechanics*, 121, 110431. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110431>
- Kwan, M. Y., Yick, K. L., Yip, J., & Tse, C. Y. (2021). Hallux valgus orthosis characteristics and effectiveness: a systematic review with meta-analysis. *BMJ Open*, 11(8), e047273. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2020-047273>
- Lam, W. K., Cheung, C. C., Huang, Z., & Leung, A. K. (2022). Effects of shoe collar height and arch-support orthosis on joint stability and loading during landing. *Research in Sports Medicine*, 30(2), 115-127. <https://doi.org/10.1080/15438627.2021.1888102>
- Laughton, C., McClay Davis, I., & Williams, D. S. (2002). A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(5), 261-268. <https://doi.org/10.7547/87507315-92-5-261>
- Leardini, A. (2001). Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design. *Clinical Biomechanics* 16(8), 706-709. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00022-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00022-5)
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait & Posture*, 69, 50-59. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>
- Lee, M. S., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Catanzariti, A. R., Kogler, G., Kravitz, S. R., Miller, S. J., & Gassen, S. C. (2005). Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg*, 44(2), 78-113. <https://doi.org/10.1053/j.ifas.2004.12.001>
- Lee, Y. C., Lin, G., & Wang, M. J. (2014). Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 44. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0044-7>
- Lochner, S. J. (2013). Computer aided engineering in the foot orthosis development process. *University of Waterloo*.

- Lundberg, A., Németh, G., & Selvik, G. (1989). The axis of rotation of the ankle joint. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 71, 94-99. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.71B1.2915016>
- Maiwald, C., Arndt, A., Nester, C., Jones, R., Lundberg, A., & Wolf, P. (2017). The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibiocalcaneal kinematics of walking gait. *Gait & Posture*, 52, 129-134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.023>
- Manganaro, D., Dollinger, B., Nezwiek, T. A., & Sadiq, N. M. (2023). Anatomy, bony pelvis and lower limb, foot joints. In *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing.
- McCormick, C. J., Bonanno, D. R., & Landorf, K. B. (2013). The effect of customised and sham foot orthoses on plantar pressures. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6, 19. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-19>
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (2000). The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1), 2-11. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-2>
- Menz, H. B., Allan, J. J., Bonanno, D. R., Landorf, K. B., & Murley, G. S. (2017). Custom-made foot orthoses: an analysis of prescription characteristics from an Australian commercial orthotic laboratory. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(1), 23. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0204-7>
- Mohaddis, M., Maqsood, S. A., Ago, E., Singh, S., Naim, Z., & Prasad, S. (2023). Enhancing Functional Rehabilitation Through Orthotic Interventions for Foot and Ankle Conditions: A Narrative Review. *Cureus*, 15(11), e49103. <https://doi.org/10.7759/cureus.49103>
- Moisan, G., Griffiths, I., & Chicoine, D. (2023). Flat feet: deformities or healthy anatomical variants? *British Journal of Sports Medicine*, 57(24), 1536-1537. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-107183>
- Moisan, G., Robb, K., Mainville, C., & Blanchette, V. (2022). Effects of foot orthoses on the biomechanics of the lower extremities in adults with and without musculoskeletal disorders during functional tasks: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 95, 105641. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105641>
- Moisan, G., & Zong-Hao Ma, C. (2024). Advances in prosthetics and orthotics. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 25(1), 135. <https://doi.org/10.1186/s12891-024-07246-y>
- Msallem, B., Vavrina, J. J., Beyer, M., Halbeisen, F. S., Lauer, G., Dragu, A., & Thieringer, F. M. (2024). Dimensional Accuracy in 3D Printed Medical Models: A Follow-Up Study on SLA and SLS Technology. *Journal of Clinical Medicine*, 13(19). <https://doi.org/10.3390/jcm13195848>
- Natsakis, T., Burg, J., Dereymaeker, G., Jonkers, I., & Vander Sloten, J. (2016). Foot-ankle simulators: A tool to advance biomechanical understanding of a complex anatomical structure. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 230(5), 440-449. <https://doi.org/10.1177/0954411915617983>
- Nawoczinski, D. A., Cook, T. M., & Saltzman, C. L. (1995). The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 21(6), 317-327. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.6.317>
- Nelson, F., & Blauvelt, C. (2022). Chapter 7 - Prosthetics and Orthotics. In F. Nelson & C. Blauvelt (Eds.), *A Manual of Orthopaedic Terminology (Ninth Edition)* (pp. 197-215). Elsevier. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-323-77590-8.00007-3>

- Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28(1), 135-143. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.004>
- Nester, C., Jones, R. K., Liu, A., Howard, D., Lundberg, A., Arndt, A., Lundgren, P., Stacoff, A., & Wolf, P. (2007). Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3412-3423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.019>
- Nester, C. J., Liu, A. M., Ward, E., Howard, D., Cocheba, J., & Derrick, T. (2010). Error in the description of foot kinematics due to violation of rigid body assumptions. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 666-672. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.027>
- Nester, C. J., Liu, A. M., Ward, E., Howard, D., Cocheba, J., Derrick, T., & Patterson, P. (2007). In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics*, 40(9), 1927-1937. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.008>
- Niklasson, E., Borga, M., Dahlqvist Leinhard, O., Widholm, P., Andersson, D. P., Wiik, A., Holmberg, M., Brismar, T. B., Gustafsson, T., & Lundberg, T. R. (2022). Assessment of anterior thigh muscle size and fat infiltration using single-slice CT imaging versus automated MRI analysis in adults. *British Journal of Radiology*, 95(1133), 20211094. <https://doi.org/10.1259/bjr.20211094>
- Panchbhavi, V. K., & Kapoor, A. (2025). Foot Bone Anatomy: Overview, Tarsal Bones. *Medscape*. Retrieved Accessed September 7, 2025, from <https://emedicine.medscape.com/article/1922965-author>
- Park, C. H., & Chang, M. C. (2019). Forefoot disorders and conservative treatment. *Yeungnam University Journal of Medicine*, 36(2), 92-98. <https://doi.org/10.12701/yujm.2019.00185>
- Payen, E., Acien, M., Isabelle, P. L., Turcot, K., Begon, M., Abboud, J., & Moisan, G. (2025). Impact of different foot orthoses on gait biomechanics in individuals with chronic metatarsalgia. *Gait & Posture*, 118, 17-24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.01.022>
- Payen, E., Dami, A., Robb, K., Farahpour, N., Isabelle, P. L., & Moisan, G. (2024). Exploring the relationship between the supination resistance test and the effects of foot orthoses on the foot and ankle biomechanics during walking. *Gait & Posture*, 113, 6-12. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.05.020>
- Pelaez, A. S. T., Farahpour, N., Griffiths, I. B., & Moisan, G. (2023). Thick shells and medially wedged posts increase foot orthoses medial longitudinal arch stiffness: an experimental study. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s13047-023-00609-z>
- Peng, Y., Wong, D. W., Wang, Y., Chen, T. L., Tan, Q., Chen, Z., Jin, Z., & Zhang, M. (2020). Immediate Effects of Medially Posted Insoles on Lower Limb Joint Contact Forces in Adult Acquired Flatfoot: A Pilot Study. *International journal of environmental research and public health*, 17(7). <https://doi.org/10.3390/ijerph17072226>
- Powell, P. L., Roy, R. R., Kanim, P., Bello, M. A., & Edgerton, V. R. (1984). Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 57(6), 1715-1721. <https://doi.org/10.1152/jappl.1984.57.6.1715>

- Prachgosin, T., Leelasamran, W., Smithmaitrie, P., & Chatpun, S. (2017). Effect of total-contact orthosis on medial longitudinal arch and lower extremities in flexible flatfoot subjects during walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 41(6), 579-586. <https://doi.org/10.1177/0309364617691621>
- Price, C., Schmeltzpfenning, T., Nester, C. J., & Brauner, T. (2021). Chapter 3 - Foot and footwear biomechanics and gait. In A. Luximon (Ed.), *Handbook of Footwear Design and Manufacture (Second Edition)* (pp. 79-103). Woodhead Publishing. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821606-4.00013-2>
- Rao, S., Baumhauer, J. F., Becica, L., & Nawoczenski, D. A. (2009). Shoe inserts alter plantar loading and function in patients with midfoot arthritis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 39(7), 522-531. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2900>
- Reeves, J., Jones, R., Liu, A., Bent, L., Plater, E., & Nester, C. (2019). A systematic review of the effect of footwear, foot orthoses and taping on lower limb muscle activity during walking and running. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(6), 576-596. <https://doi.org/10.1177/0309364619870666>
- Rencurel, C., Puil, C., Rouland, D., Ceccaldi, E., Boissonnot, V., Bréard, T., & Janin, M. (2017). Orthèses plantaires : types, familles et concepts. *EMC - Podologie*, 13(4), 1-8. [https://doi.org/10.1016/S0292-062X\(17\)63885-6](https://doi.org/10.1016/S0292-062X(17)63885-6)
- Rodríguez-Sanz, J., Roche-Seruendo, L. E., López-de-Celis, C., Canet-Vintró, M., Ordoyo-Martin, J., Fernández-Gibello, A., Labata-Lezaun, N., & Pérez-Bellmunt, A. (2024). Effects of Plantar Fascia Release and the Use of Foot Orthoses Affect Biomechanics of the Medial Longitudinal Arch of the Foot: A Cadaveric Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 103(7), 595-602. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000002414>
- Root, M. L., Weed, J. H., & Orien, W. P. (1971). *Neutral position casting techniques*. Clinical Biomechanics Corporation.
- Sacco, R., Munoz, M.-A., Billuart, F., Lalevée, M., & Beldame, J. (2023). Validation of an Automated Optical Scanner for a Comprehensive Anthropometric Analysis of the Foot and Ankle. *Bioengineering*, 10(8), 968. <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/8/968>
- Sato, G., Saengsin, J., Sornsakrin, P., Bhimani, R., Lubberts, B., Taniguchi, A., DiGiovanni, C., & Tanaka, Y. (2022). The stability of total talar prosthesis-How stable to dislocation? Cadaveric study. *Journal of Orthopaedic Research*, 40(9), 2189-2195. <https://doi.org/10.1002/jor.25237>
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2016). *Atlas d'anatomie Prométhée: Anatomie générale et système locomoteur* (6e édition ed.). Maloine.
- Shibuya, N., Jupiter, D. C., Ciliberti, L. J., VanBuren, V., & La Fontaine, J. (2010). Characteristics of Adult Flatfoot in the United States. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 49(4), 363-368. <https://doi.org/https://doi.org/10.1053/j.jfas.2010.04.001>
- Silva, R., Silva, B., Fernandes, C., Morouço, P., Alves, N., & Veloso, A. (2024). A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses. *Sensors*, 24(5), 1373. <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/5/1373>
- Solomonow, M., Zhou, B.-H., Harris, M. B., Lu, Y., & Baratta, R. V. (1998). The Ligamento-Muscular Stabilizing System of the Spine. *Spine*, 23, 2552–2562.
- Song, Y., Ghafari, Y., Asefnejad, A., & Toghraie, D. (2024). An overview of selective laser sintering 3D printing technology for biomedical and sports device applications: Processes,

- materials, and applications. *Optics & Laser Technology*, 171, 110459. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2023.110459>
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. (2006). Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait & Posture*, 23(4), 401-410. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.002>
- Suh, J. H., & Yoon, S. Y. (2023). Comparing the effects of University of California Biomechanics Laboratory and custom-made semi-rigid insole on pedobarographic parameters in pediatric flexible flat foot. *Prosthetics and Orthotics International*, 47(6), 614-620. <https://doi.org/10.1097/pxr.0000000000000238>
- Taddei, U. T., Matias, A. B., Ribeiro, F. I. A., Bus, S. A., & Sacco, I. C. N. (2020). Effects of a foot strengthening program on foot muscle morphology and running mechanics: A proof-of-concept, single-blind randomized controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 42, 107-115. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.01.007>
- Takebe, K., Nakagawa, A., Minami, H., Kanazawa, H., & Hirohata, K. (1984). Role of the fibula in weight-bearing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(184), 289-292.
- Tan, J. M., Middleton, K. J., Hart, H. F., Menz, H. B., Crossley, K. M., Munteanu, S. E., & Collins, N. J. (2020). Immediate effects of foot orthoses on lower limb biomechanics, pain, and confidence in individuals with patellofemoral osteoarthritis. *Gait & Posture*, 76, 51-57. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.019>
- Tardif, C. (2007). *La fabrication des orthèses du membre inférieur*. Centre collégial de développement de matériel didactique (CCDMD).
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M. P., & Woodburn, J. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*, 46(9), 1489-1495. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.036>
- Van de Castele, F., Van Thienen, R., Horwath, O., Apró, W., Van der Stede, T., Moberg, M., Lievens, E., & Derave, W. (2024). Does one biopsy cut it? Revisiting human muscle fiber type composition variability using repeated biopsies in the vastus lateralis and gastrocnemius medialis. *Journal of Applied Physiology*, 137(5), 1341-1353. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00394.2024>
- Viseux, F. J. F. (2020). The sensory role of the sole of the foot: Review and update on clinical perspectives. *Neurophysiologie Clinique* 50(1), 55-68. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.12.003>
- Wang, D., Wang, W., Guo, Q., Shi, G., Zhu, G., Wang, X., & Liu, A. (2020). Design and validation of a foot-ankle dynamic simulator with a 6-degree-of-freedom parallel mechanism. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 234(10), 1070-1082. <https://doi.org/10.1177/0954411920938902>
- Wang, Q., Whittle, M., Cunningham, J., & Kenwright, J. (1996). Fibula and its ligaments in load transmission and ankle joint stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(330), 261-270. <https://doi.org/10.1097/00003086-199609000-00034>
- Wang, S., Qian, Z., Liu, X., Song, G., Wang, K., Wu, J., Liu, J., Ren, L., & Ren, L. (2023). Intrinsic Kinematics of the Tibiotalar and Subtalar Joints during Human Walking based on Dynamic Biplanar Fluoroscopy. *Journal of Bionic Engineering*, 20(5), 2059-2068. <https://doi.org/10.1007/s42235-023-00368-4>

- Wang, Y., Lam, W. K., Cheung, C. H., & Leung, A. K. (2020). Effect of Red Arch-Support Insoles on Subjective Comfort and Movement Biomechanics in Various Landing Heights. *International journal of environmental research and public health*, 17(7). <https://doi.org/10.3390/ijerph17072476>
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), 1074-1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Ward, S. R., & Lieber, R. L. (2005). Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2317-2320. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.001>
- Wei, F., Post, J. M., Braman, J. E., Meyer, E. G., Powell, J. W., & Haut, R. C. (2012). Eversion during external rotation of the human cadaver foot produces high ankle sprains. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(9), 1423-1429. <https://doi.org/10.1002/jor.22085>
- Whittaker, E. C., Aubin, P. M., & Ledoux, W. R. (2011). Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait & Posture*, 33(4), 645-650. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.011>
- Whittaker, E. C., Aubin, P. M., & Ledoux, W. R. (2011). Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait & Posture*, 33(4), 645-650. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.011>
- Whittaker, G. A., Munteanu, S. E., Menz, H. B., Tan, J. M., Rabusin, C. L., & Landorf, K. B. (2018). Foot orthoses for plantar heel pain: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(5), 322-328. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097355>
- Williamson, L., Brouillette, M., Miller, T., Goetz, J., Wilken, J., & Anderson, D. D. (2024). Influence of custom dynamic orthoses on tibiotalar joint reaction force and contact stress: A cadaveric study. *Journal of Biomechanics*, 177, 112420. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112420>
- Williamson, P., Lechtig, A., Hanna, P., Okajima, S., Biggane, P., Nasr, M., Zurakowski, D., Duggal, N., & Nazarian, A. (2018). Pressure Distribution in the Ankle and Subtalar Joint With Routine and Oversized Foot Orthoses. *Foot & Ankle International*, 39(8), 994-1000. <https://doi.org/10.1177/1071100718770659>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00222-6)
- Yu, B., Preston, J. J., Queen, R. M., Byram, I. R., Hardaker, W. M., Gross, M. T., Davis, J. M., Taft, T. N., & Garrett, W. E. (2007). Effects of wearing foot orthosis with medial arch support on the fifth metatarsal loading and ankle inversion angle in selected basketball tasks. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 37(4), 186-191. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2327>
- Zhai, T., Jiang, F., Feng, W., & Chen, Z. (2025). Anatomy, biomechanics, and clinical advances of proximal tibiofibular joint in pain management. *Frontiers in Surgery*, 12, 1604538. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2025.1604538>

- Zhang, X., Lam, W. K., & Vanwanseele, B. (2022). Dose-response effects of forefoot and arch orthotic components on the center of pressure trajectory during running in pronated feet. *Gait & Posture*, 92, 212-217. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.033>
- Zhu, G., Wang, Z., Yuan, C., Geng, X., Yu, J., Zhang, C., Huang, J., Wang, X., & Ma, X. (2020). In vitro study of foot bone kinematics via a custom-made cadaveric gait simulator. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(1), 346. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01830-3>
- Zing, E. (2008). Examen clinique élémentaire en podologie. *EMC-Podologie*. Paris: Elsevier Masson SAS, 27-030.
- Zing, E., & Goldcher, A. (2014). Examen clinique du pied et de la cheville chez l'adulte. *Revue du Rhumatisme Monographies*, 81(2), 71-75.

Annexes



Université du Québec
à Trois-Rivières

SOUS-COMITÉ D'ÉTHIQUE DU LABORATOIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE EN ANATOMIE

CERTIFICATION

Le sous-comité d'éthique du laboratoire d'enseignement et de recherche en anatomie, mandaté à cette fin par le comité d'éthique de la recherche institutionnel, certifie avoir étudié le protocole de recherche :

Titre du projet: Comment les facteurs structurels et les ajouts extrinsèques des orthèses plantaires modifient leur capacité à diminuer les contraintes tissulaires et à changer la biomécanique du pied et de la cheville ?

Chercheurs : Robin Chaverot. Université du Québec à Trois-Rivières robin.chaverot@uqtr.ca
Gabriel Moisan. Université du Québec à Trois-Rivières Gabriel.moisan@uqtr.ca
Stéphane Sobczak. Université du Québec à Trois-Rivières Stéphane.sobczak@uqtr.ca

et a convenu que la proposition de cette recherche avec des êtres humains est conforme aux normes éthiques.

PÉRIODE DE VALIDITÉ DU PRÉSENT CERTIFICAT

Début de la certification : 16 septembre 2024

Fin de la certification : 15 septembre 2025

COMPOSITION DU COMITÉ

Le sous-comité d'éthique du laboratoire d'enseignement et de recherche en anatomie (SCELERA) est composé des personnes suivantes, mandatées par le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-09-148-06.05) :

- Une technicienne responsable du laboratoire d'anatomie humaine;
- Deux professeurs du département d'anatomie;
- Un professeur externe;
- Un membre externe;
- Un membre étudiant (diplômé)

SIGNATURES

L'Université du Québec à Trois-Rivières confirme, par la présente, que le sous-comité d'éthique du laboratoire d'enseignement et de recherche en anatomie a déclaré la recherche, ci-dessus mentionnée, entièrement conforme aux normes d'éthiques.

Johanne Pellerin, présidente du comité

Josefina Maranzano, secrétaire du comité

Certificat émis le 20 septembre 2024
SCELERA 24-08