

TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ /ABSTRACT	iii
LISTE DES TABLEAUX	xii
LISTE DES FIGURES	xiii
REMERCIEMENTS	xiv
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION	1
Pertinence de la détermination du type morphologique	2
Pertinence clinique	2
Pertinence en recherche	4
Différenciation des concepts	5
Types morphologiques de pied	5
Déformations du pied	6
Mobilité du pied	7
Problématique	9
II. RECENSION DES ÉCRITS	10
Mesures radiographiques	10
Limites	13
Mesures anthropométriques	14
Mesures anthropométriques quantitatives	14
Mesure anthropométriques qualitatives	16

Limites	17
Mesures extraites des empreintes de pieds	22
Validation	24
Limites	24
Mesures photographiques	25
Limites	26
Mesures de mobilité du pied	27
Mobilité et types morphologiques	34
Limites	35
III. OBJECTIFS, RATIONNELS ET HYPOTHÈSES	37
Objectif #1 – Algorithme de classement	38
Objectif #2 – Capacité discriminante	39
Objectif #3 – Relation entre les mesures	43
IV. MÉTHODOLOGIE	44
Échantillon	44
Protocole	45
Évaluation clinique	46
Évaluation biomécanique	47
Traitement des données et mesures biomécaniques	49
Analyses statistiques	56
Algorithme de classement et subdivision des groupes	56
Statistiques descriptives et portrait démographique	57

Capacité discriminante des diverses mesures	58
Analyse exploratoire supplémentaire : relation entre les mesures	58
V. RÉSULTATS	60
Objectif #1 - Algorithme de classement	64
Échantillon d'apprentissage	64
Sélection d'une combinaison de prédicteurs	64
Objectif #2 - Capacité discriminante des mesures	67
Évaluation clinique	67
Mesures classificatrices	67
Mesures anthropométriques structurelles	67
Mesures anthropométriques fonctionnelles	68
Évaluation biomécanique	68
Mesures de l'angle moyen du <i>Longitudinal Arch Angle</i>	68
Mesures de variabilité	68
Mesures de mobilité	69
Objectif #3 - Analyse exploratoire supplémentaire	72
Relation entre les mesures	72
Mesures cliniques	72
Paramètres issus de l'évaluation biomécanique	73
Mesures cliniques et paramètres biomécaniques	73
VI. DISCUSSION	77
Objectif #1 – Algorithme de classement	78

Objectif #2– Capacité discriminante	81
Évaluation clinique	81
Mesures classificatrices	81
Mesures anthropométriques structurelles et fonctionnelles	82
Évaluation biomécanique	85
Mesures de l’angle moyen du <i>Longitudinal Arch Angle</i>	85
Mesures de variabilité	86
Mesures de mobilité	87
<i>Longitudinal Arch Angle</i> (LAA) et transfert unipodal comme contexte de mesure de mobilité	88
Objectif #3 – Analyse exploratoire supplémentaire	90
Relation entre les mesures	90
Évaluation clinique	90
Évaluation biomécanique	91
Limites	92
Perspectives	94
Perspectives cliniques	94
Perspectives en recherche	95
VII. CONCLUSION	97
RÉFÉRENCES	99

ANNEXES

A. Critères d'inclusion et d'exclusion à l'étude	121
B. Protocole d'évaluation clinique	123
C. Protocole d'évaluation biomécanique	127
D. Définitions mathématique et opérationnelle des paramètres biomécaniques	138
E. Matrice de corrélations (paramètres biomécaniques corrigés en sagittales)	140

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Mesures radiographiques classificatrices	12
2. Mesures anthropométriques	18
3. Mesures extraites des empreintes de pieds au sol	23
4. Description des outils classificateurs sélectionnés en fonction des composantes évaluées et valeurs normatives pour la classification selon le type morphologique	40
5. Caractéristiques de l'échantillon total (avant l'application de l'algorithme de classement)	62
6. Caractéristiques de l'échantillon par groupe après l'application de l'algorithme de classement	63
7. Sommaire des observations concordantes par paires d'outils classificateurs	64
8. Distributions et probabilités d'affectation selon la combinaison de prédicteurs intégrés dans le calcul des fonctions de classement	66
9. Moyennes (écart-types) des variables de la séance d'évaluation clinique	70
10. Moyennes (écart-types) des variables de la séance d'évaluation biomécanique	71
11. Matrice de corrélations	75

LISTE DES FIGURES

Figures	Page
1. Méthodes de mesures radiographiques : plan sagittal et vue médiale	11
2. Mesures extraites des empreintes : exemple de calcul du <i>Malleolar Valgus Index</i> (MVI)	22
3. Exemple de séquençage de la tâche	52
4. Reproduction de la position du pied sur une plate-forme de force au sol selon une vue transverse de la face dorsale du pied	55
5. Suivi de l'échantillon et attrition à travers les différentes phases de l'étude.....	61

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier ma directrice de recherche, Karine Boivin, pour son expertise et son support tout au long de mon parcours académique. Merci pour la confiance accordée et les judicieux conseils. Merci également à mon co-directeur, Benoît Gagné, pour ses éclaircissements et son apport professionnel concernant les mesures de natures cliniques et podiatriques. Votre contribution à ma formation est considérable et je vous en suis très reconnaissante.

Merci à la Fondation de l'Université du Québec à Trois-Rivières pour le soutien financier offert à la réalisation de ce projet.

Merci à tous les membres du Groupe de Recherche sur les Affections Neuro-musculosquelettiques (GRAN) pour leur apport à ma formation académique et professionnelle. Évoluer au sein de ce groupe fut une expérience stimulante et enrichissante.

Merci aux participants qui ont généreusement accepté d'offrir quelque peu de leur temps afin de permettre la complétion de ce projet de recherche.

Merci à William Lee pour l'expertise et la grande disponibilité offerte afin de permettre la réalisation des évaluations cliniques. Merci également à Virginie Blanchette pour sa participation à l'étude pilote et pour l'apport professionnel apporté à la conception du protocole d'évaluation clinique.

Merci à mes collègues soit, Gabriel Diamond-Ouellette pour sa contribution au développement du protocole d'évaluation biomécanique, Stéphane Northon pour les nombreuses discussions techniques, ainsi qu'Isabelle Bourque pour son aide considérable et sa grande générosité dans la réalisation des expérimentations de natures clinique et biomécanique. Merci également à monsieur Pierre Black pour son amabilité et sa disponibilité dans le soutien technique et matériel nécessaire au bon déroulement des évaluations.

Merci à Louis Laurencelle ainsi qu'à Vincent Cantin qui m'ont régulièrement conseillé sur le plan méthodologique. Merci d'avoir si souvent accepté de mettre à profit votre expertise dans la correction et l'ajustement des divers documents, protocoles et articles en lien avec ce projet de recherche.

Merci à mes collègues et amis : Jacques Abboud, Charles Brault-Perreault ainsi que Michel Loranger. Merci pour vos précieux conseils, tant sur le plan académique que personnel. Un merci tout particulier à Aimie Forbes qui m'a chaleureusement épaulé tout au long de mon parcours et à qui je dois beaucoup.

Mes derniers remerciements vont à ma famille, plus spécialement à ma mère, Gyna Langlois, sans qui rien de tout cela n'aurait pu être possible.

CHAPITRE I

Introduction

Le pied humain est une structure complexe présentant plusieurs différences inter-individuelles (Lundberg, Goldie, Kalin et Selvik, 1989; Lundberg, Svensson, Bylund, Goldie et Selvik, 1989; Lundberg, Svensson, Bylund et Selvik, 1989; Hawes et Sovak, 1994; Hawes, Sovak, Miyashita, Kang, Yoshihuku et Tanaka, 1994; Ruhli, Solomon et Henneberg, 2003). Sa classification en sous-catégories s'appuie sur la théorie de Root et collaborateurs (1977), qui ont proposé le concept de « normalité » du pied en se basant sur la position de l'articulation subtalaire et des déviations reliées à cette neutralité au niveau de sa structure et de son alignement (Root, 1971; Root, Orien et Weed, 1977).

Depuis les travaux de Root et collaborateurs, plusieurs approches ont été proposées afin de permettre la classification d'un pied selon son type morphologique. Se basant sur l'observation ou la quantification de critères bien précis, certaines études assigneront les pieds évalués dans l'un des trois groupes suivants : pronateur, neutre, supinateur (Dahle, Mueller, Delitto et Diamond, 1991; Redmond, Crosbie et Ouvrier, 2006). D'autres, s'appuyant plutôt sur la caractérisation des arches plantaires (Saltzman, Nawoczenski et Talbot, 1995; Razeghi et Batt, 2002), utiliseront une nomenclature différente et parleront plutôt de pieds plats, pieds creux et pieds droits (ou *pes planus*, *pes valgus* et *pes rectus* respectivement). Finalement, des études du domaine de

l'ergonomie et de l'ingénierie s'intéressant à la conception de chaussures adaptées utilisent un système de classification basée sur la corrélation de plusieurs mesures du pied afin de former des groupes ayant des caractéristiques communes (p. ex. : effilé, intermédiaire, robuste) (Mauch, Grau, Krauss, Maiwald et Horstmann, 2009).

Pertinence de la détermination du type morphologique

La classification du type morphologique de pied constitue à l'heure actuelle un élément fondamental à la plupart des démarches entourant l'évaluation du membre inférieur d'un individu. En effet, il existe plusieurs applications reliées à la détermination du type morphologique et ce, que ce soit à des fins de recherche ou d'évaluation clinique.

Pertinence clinique. Il a été largement démontré dans la littérature scientifique que certains types morphologiques de pieds sont associés à la présence de pathologies (Powers, Maffucci et Hampton, 1995; Ledoux, Shofer, Ahroni, Smith, Sangeorzan et Boyko, 2003; Ledoux, Shofer, Smith, Sullivan, Hayes, Assal et Reiber, 2005; Reilly, 2006; Reilly, Barker, Shamley, Newman, Oskrochi et Sandall, 2009; Levinger, Menz, Fotoohabadi, Feller, Bartlett et Bergman, 2010), de blessures (Loudon, Jenkins et Loudon, 1996; Korpelainen, Orava, Karpakka, Siira et Hulkko, 2001; Williams, McClay et Hamill, 2001; Yates et White, 2004; Burns, Keenan et Redmond, 2005; Levy, Mizel, Wilson, Fox, McHale, Taylor et Temple, 2006; Barnes, Wheat et Milner, 2008;

Kosashvili, Fridman, Backstein, Safir et Bar Ziv, 2008; Neal, Griffiths, Dowling, Murley, Munteanu, Franettovich Smith, Collins et Barton, 2014) de même que de problèmes d'équilibre et de stabilité posturale (Cobb, Tis, Johnson et Higbie, 2004; Cote, Brunet, Gansneder et Shultz, 2005; Tsai, Yu, Mercer et Gross, 2006; Cobb, Bazett-Jones, Joshi, Earl-Boehm et James, 2014). Sur la base de ce rationnel, il a été suggéré d'utiliser le type morphologique de pied afin de guider les interventions réalisées dans une optique de prévention (de pathologies, de blessures ou autres) de sorte à ce que celles-ci soient mieux adaptées (Cain, Nicholson, Adams et Burns, 2007; Menz, Dufour, Riskowski, Hillstrom et Hannan, 2013). De plus, le type morphologique peut potentiellement être utile dans la planification des traitements (Burns, Crosbie, Ouvrier et Hunt, 2006) et dans la quantification de l'évolution inter-sessions ou de la réponse au traitement (Radford, Landorf, Buchbinder et Cook, 2006).

Dû à son interrelation avec certaines déformations du pied (Ledoux et coll., 2005), la détermination du type morphologique de pied représente l'un des premiers échelons du diagnostic différentiel pour de nombreux professionnels de la santé dans le domaine de la podiatrie. L'évaluation du type morphologique de pied représente pour certains un élément clé de l'évaluation biomécanique podiatrice, en contribuant à la compréhension de l'étiologie des pathologies ainsi que des déformations associées (Jarvis, Nester, Jones, Williams et Bowden, 2012). Cette information peut également jouer un rôle complémentaire dans la prescription d'orthèses plantaires (Reiley, 1995).

Pertinence en recherche. Puisque chaque type morphologique détient des caractéristiques qui lui sont propre, tant au niveau de sa structure (Ledoux, Rohr, Ching et Sangeorzan, 2006) que de sa fonction (Powell, Williams et Butler, 2013), il peut alors devenir important pour les chercheurs de subdiviser leurs échantillons à l'étude selon la morphologie spécifique. Ceci pourra être effectué dans le but de permettre des analyses dissociatives et donc plus personnalisées du pied de façon tributaire aux objectifs de recherche. En ce sens, Hillstrom et collaborateurs (2013) ont proposé d'utiliser le type de pied comme covariable dans l'analyse de données portant sur la fonction du membre inférieur. Certains contextes d'études en laboratoire peuvent également exiger la présence d'un type morphologique spécifique où celui-ci sera alors considéré comme un critère d'inclusion ou d'exclusion lors du recrutement de participants (Murley, Menz et Landorf, 2009).

Dans le domaine de l'ergonomie et de l'ingénierie, des mesures anthropométriques du pied sont utilisées à des fins de caractérisation de la forme du pied pour la conception de chaussures adaptées (Nácher, 2006). Des études s'intéressant aux caractéristiques anthropométriques reliées à la sélection d'une chaussure ont démontré que la perception du confort dans une chaussure adaptée est fonction de la forme du pied (Hawes, Nachbauer, Sovak et Nigg, 1992) et de l'alignement des structures osseuses (Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn et Nurse, 2000). Ainsi, dans le cadre de projets de recherche issus de ces domaines d'études, ces résultats soulèvent la pertinence de combiner les

sources d'information renseignant à la fois sur la forme du pied (morphologie externe superficielle) et sur la relation entre les différentes structures du pied (morphologie et interaction des structures internes).

Finally, les recherches épidémiologiques peuvent également bénéficier de la diffusion des types morphologiques constituant l'échantillon d'une étude (Meeuwisse, 1994). En effet, rapporter cette caractéristique de l'individu permet l'apport d'informations supplémentaires dans le modèle explicatif de l'étiologie du problème de santé en question (Fletcher, Fletcher et Fletcher, 2012).

Différenciation des concepts

La détermination du type morphologique de pied constitue donc une conception plutôt variable puisqu'elle est fonction du domaine d'application. Néanmoins, il est important de faire la distinction entre la notion de type morphologique de pied, – quelle que soit la terminologie ou l'approche utilisée pour sa typologie – de celle des déformations du pied et leurs associations potentielles avec certains types morphologiques, ainsi qu'avec la mobilité du pied.

Types morphologiques de pied. Les types morphologiques de pieds représentent le concept par lequel un certain nombre de catégories de pieds sont formées à partir de caractéristiques morphologiques et fonctionnelles communes et discriminantes entre les

différentes classes. Elles représentent des variations anatomiques intrinsèques sans cause apparente dont les valeurs *anormales*, c'est-à-dire qui dévient par rapport à la normalité positionnelle ou structurelle, permettent la formation de classes (Razeghi et coll., 2002). Les types morphologiques peuvent alors être décrits comme étant un attribut permettant de qualifier le pied sans toutefois lui conférer un caractère connotatif (p.ex. : un pied de type pronateur n'est pas nécessairement un qualificatif négatif et inversement, il ne représente pas non plus un élément positif). Là où le type morphologique peut être considéré comme étant davantage un caractère connotatif, c'est lorsque l'on le subdivise selon son niveau de sévérité (p. ex. : pronateur léger et pronateur sévère).

Déformations du pied. Les déformations du pied, quant à elles, constituent plutôt les conséquences structurelles inhérentes associées aux mécanismes compensatoires d'une condition donnée (Tiberio, 1988; Shirzad, Kiesau, DeOrio et Parekh, 2011). Celles-ci peuvent être d'origine neurologique, traumatique, iatrogénique, neuromusculaire, héréditaire ou dégénérative (Southerland, Boberg, Downey, Nakra et Rabjohn, 2012). Parmi les plus fréquentes ont compte l'*hallux valgus*¹, les orteils marteaux, les orteils en griffe et l'*hallux limitus*² (Golightly, Hannan, Dufour et Jordan,

¹ « Le terme *hallux valgus* définit une subluxation de la première articulation métatarsophalangienne caractérisée par une déviation latérale de l'hallux et une déviation médiale du premier métatarsien » Coughlin, M. J., Saltzman, C. L. et Anderson, R. B. (2013). *Mann's surgery of the foot and ankle*. Philadelphie, PA: Saunders Elsevier., traduction libre, p.156).

² « Terme se référant au diagnostic d'une condition arthritique acquise et douloureuse de la première articulation métatarsophalangienne qui est caractérisée par un niveau de mobilité inadéquat de l'hallux dans le plan sagittal » (Banks, A. S. et McGlamry, E. D. (2001). *McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins., traduction libre, p. 679).

2012). Il est important de noter également que certains facteurs morphologiques peuvent être associés à la présence de déformations spécifiques du pied. Des déformations de types *hallux valgus* et *hallux limitus* par exemple, sont généralement associées à un pied pronateur ou *pes planus* en charge (Komeda, Tanaka, Takakura, Fujii, Samoto et Tamai, 2001; Evans, Averett et Sanders, 2002; Ledoux et coll., 2003; Ledoux et coll., 2005), alors que les déformations des orteils en griffe et des orteils marteaux sont généralement associées à un pied supinateur ou *pes cavus* en charge (Breusch, Wenz et Doderlein, 2000; Ledoux et coll., 2003; Ledoux et coll., 2005; Sugathan et Sherlock, 2009).

Bien qu'une tendance envers ces associations entre la déformation et le type morphologique ait été observée dans la littérature, celles-ci ne sont pas mutuellement exclusives (Kilmartin et Wallace, 1992; Saragas et Becker, 1995; Hagedorn, Dufour, Riskowski, Hillstrom, Menz, Casey et Hannan, 2013).

Mobilité du pied. La mobilité du pied s'exprime par la relation entre le niveau de flexibilité et de rigidité globale de l'ensemble des composantes du pied. Les changements liés à la mobilité sont attribuables à une combinaison de variations d'ordre osseuses, ligamentaires et musculaires (Levangie et Norkin, 2005).

Lors de la réalisation d'une tâche fonctionnelle avec mise en charge comme la marche ou la course par exemple, cette relation « flexibilité – rigidité » réfère à la

capacité des arches plantaires longitudinales (médiale et latérale) et transverse à se déformer et à absorber l'énergie transmise lors de l'application d'une force, comme le poids corporel, et à se rigidifier suffisamment afin d'agir comme levier efficace lors de la propulsion (Kapandji, 2009). En ce sens, une mobilité excessive ou restreinte a été identifiée comme étant associée à la présence de pathologies (McPoil, Warren, Vicenzino et Cornwall, 2011; Jang, Kweon, Park, Kim et Park, 2015), de déformations du pied (Zhang, Xu, Wang, Lin et Ma, 2015) et comme facteur de risque de certaines blessures (Cornwall, 2000) – notamment la fasciite plantaire (Cornwall et McPoil, 1999), le syndrome de stress tibiale médiale (Bennett, Reinking, Pluemer, Pentel, Seaton et Killian, 2001) et à une rupture ou une élongation du ligament croisé antérieur (Beckett, Massie, Bowers et Stoll, 1992; Allen et Glasoe, 2000).

Le type morphologique étant plutôt un reflet de la structure sous-jacente du pied, la quantification du niveau de mobilité constitue une source d'information complémentaire concernant davantage la fonction de celui-ci (Dicharry, Franz, Della Croce, Wilder, Riley et Kerrigan, 2009; Cornwall et McPoil, 2011) puisqu'il permet de décrire la façon dont le pied répond à l'application d'une force (Buldt, Murley, Levinger, Menz, Nester et Landorf, 2015).

Problématique

Plusieurs mesures ont été proposées dans la littérature à des fins non seulement d'évaluation mais également de classification du pied selon son type morphologique. Toutefois, certains aspects relatifs à ces éléments de mesure s'avèrent problématiques : l'absence de mesure de référence qui serait non-invasive et utilisable dans un cadre d'évaluation clinique, le manque de consensus dans la littérature sur la technique à préconiser selon le contexte, la faible qualité ou l'absence totale de données normatives et l'absence d'information en trois dimensions ainsi qu'un contexte de prise de mesures en condition statique et uniplanaire. Ce sont tous ces éléments importants qui poussent les acteurs du milieu, chercheurs, ingénieurs ou cliniciens à se questionner sur l'utilisation de ces outils ou indices de mesure.

Dans cette optique, ce projet vise à développer un algorithme de classement du type morphologique de pied et à déterminer la capacité discriminante d'un éventail de mesures cliniques et biomécaniques se rapportant à l'évaluation morpho-fonctionnelle du pied. La recension des écrits du présent mémoire présentera donc les mesures classificatrices ainsi que les mesures quantifiant le niveau de mobilité les plus couramment utilisées, leurs niveaux de fidélité et de validité respectifs de même que les limites associées à chaque catégorie de mesures.

CHAPITRE II

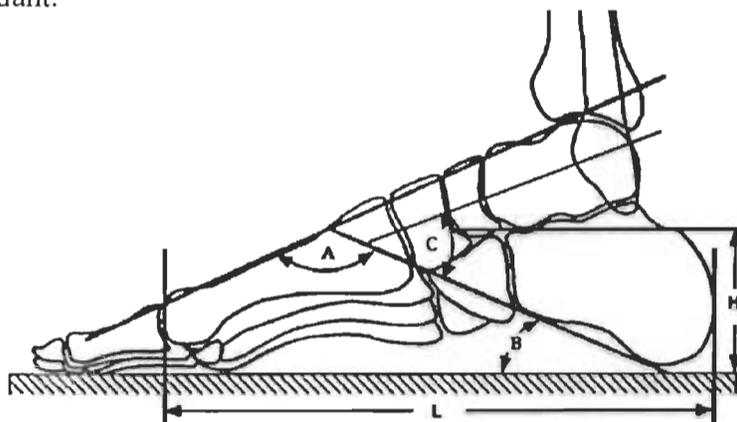
Recension des écrits

La classification du pied d'un individu est déterminée en fonction du niveau d'importance ou du potentiel discriminant conféré à l'un ou plusieurs aspects du complexe pied/cheville (p. ex. : l'arche médial ou l'articulation subtalaire) et des déviations à la neutralité reliées à ce(s) aspect(s) (Razeghi et coll., 2002). Il existe à l'heure actuelle une multitude de techniques et d'outils permettant de classer le pied selon son type morphologique. De ceux-ci, on peut en distinguer quatre grandes catégories : (1) les mesures radiographiques; (2) les mesures anthropométriques (quantitatives et qualitatives); (3) les mesures extraites des empreintes de pieds au sol; puis (4) les mesures photographiques. Les mesures s'intéressant à la classification et la quantification du niveau de mobilité du pied seront également abordées.

Mesures radiographiques

Les mesures radiographiques sont réalisées en trois étapes : la prise de radiographies selon un ou deux plans, la mesure d'angles ou de scalaires à partir de points d'intérêts préalablement définis et l'interprétation des résultats obtenus permettant l'association à une classe. Ce procédé de mesure fournit au chercheur ou au clinicien de l'information standardisée sur la morphologie du pied dans le plan sagittal (**Figure 1**) de même que sur les possibles déviations en abduction ou en adduction de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied (p. ex. : angle talo-1^{er} métatarsien) ou des phalanges par rapport

aux métatarsiens (p. ex. : angle métatarso-phalangien transverse). Le **Tableau 1** présente les mesures radiographiques permettant l'attribution d'un pied à un type morphologique correspondant.



Légende : A: angle calcaneus et 1^{er} métatarsien; B: angle d'inclinaison du calcaneus;
C: angle talo-calcaneen; H: hauteur; L: longueur

Figure 1. Méthodes de mesures radiographiques, plan sagittal et vue médiale (adapté de Saltzman, 1995).

Le calcul des angles et des valeurs scalaires qui sont mesurés est extrait de radiographies réalisées selon une orientation latérale lors d'une mise en charge bipodale (50% du poids corporel sur chaque membre inférieur) (Saltzman et coll., 1994). Bryant et collaborateurs (2001) ont démontré que le positionnement des pieds de la personne lors de la prise de radiographies avec mise en charge ne semble pas avoir d'impact sur les mesures effectuées. Toutefois, il a été démontré que l'utilisation d'un logiciel de traitement des images radiographiques, sous forme digitale, améliore significativement le niveau de précision des calculs lorsque ces derniers sont comparés à ceux effectués manuellement (Castro-Aragon et coll., 2009).

Tableau 1
Mesures radiographiques classificatrices

Mesures	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs
Angle d'inclinaison du calcanéus	<p>Portion du pied et plan évalué : arrière-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : angle formé par une ligne droite joignant la portion inférieure du calcanéus et une ligne horizontale au sol (aspect latéral de la face plantaire du pied).</p> <p>Signification clinique : cet angle permet de déterminer le degré d'inclinaison du calcanéus et renseigne sur l'alignement de l'arrière-pied dans le plan sagittal (Yalcin et coll., 2010).</p>	<p>Intra : 0,99 ICC (Menz, 2005) (Saltzman, 1995)</p> <p>Inter : 0,99 ICC (Saltzman, 1995)</p>
Angle entre le calcanéus et le 1 ^{er} métatarsien	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : angle défini à partir d'une droite joignant la surface inférieure du calcanéus et d'une droite créée le long de la partie dorsale de la diaphyse du 1^{er} métatarsien (Saltzman, 1995; Murley, 2009) ou de sa bissection dans le plan sagittal (Bryant, 2001; Yalcin et coll., 2010).</p> <p>Signification clinique : cet angle permet d'observer l'alignement de l'arrière-pied par rapport à l'avant pied dans le plan sagittal (Murley, 2009).</p>	<p>Intra : 0,98 ICC (Menz, 2005)</p> <p>Inter : 0,99 ICC (Saltzman, 1995)</p>
Angle talo-calcanéen	<p>Portion du pied et plan évalué : arrière-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : angle défini à partir d'une droite joignant la surface inférieure du calcanéus et d'une droite créée à partir de la bissection dans le plan sagittale du talus.</p> <p>Signification clinique : l'angle talo-calcanéen permet d'observer la présence d'une orientation en varus ou en valgus au niveau de l'arrière-pied (Vanderwilde et coll., 1988; Yalcin et coll., 2010).</p>	<p>Intra : N/D</p> <p>Inter : R = 0,64 (Saltzman, 1994)</p>
Ratio hauteur/longueur du pied	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied et arrière-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : mesure représentée par le quotient de la distance verticale entre le sol et l'aspect inférieur de la tête talaire par la longueur partielle du pied (face postérieure du calcanéus à la face antérieure de la tête du 1^{er} métatarsien).</p> <p>Signification clinique : cette mesure est présentée comme étant une forme de normalisation de la hauteur de l'arche longitudinale médiale à partir de la longueur partielle du pied. Il a été suggéré que cette démarche permettrait de prendre en compte les variabilités inter-individuelles de la hauteur de l'arche longitudinale médiale pouvant être attribuables à la longueur du pied (Saltzman, 1995).</p>	<p>Intra : 0,99 ICC (Saltzman, 1995)</p> <p>Inter : 0,90 ICC (Saltzman, 1995)</p>

Tableau 1 (suite)
Mesures radiographiques classificatrices

Mesures	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs
Angle talo-métatarsien (1 ^{er})	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan transverse).</p> <p>Description : angle compris entre une droite formée à partir de la bissection du talus dans le plan transverse et d'une autre droite issue de la bissection du 1^{er} métatarsien dans le plan transverse.</p> <p>Signification clinique : l'angle défini par ces deux droites permet d'apprécier la relation de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied dans le plan transverse.</p>	<p>Intra : 0,91 ICC (Bryant, 2001)</p> <p>Inter : N/D</p>
Angle de Meary	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : angle compris entre une droite formée à partir de la bissection du talus et d'une autre droite issue de la bissection du 1^{er} métatarsien.</p> <p>Signification clinique : l'angle défini par ces deux droites permet d'apprécier la relation de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied dans le plan sagittal. Il a également été défini comme étant un reflet de la hauteur de l'arche longitudinale médiale (Vanderwilde et coll., 1988; Yalcin et coll., 2010).</p>	<p>Intra : 0,52 ICC (Bryant, 2001)</p> <p>Inter : N/D</p>

Limites. Ce procédé de mesures, soit la radiographie, est souvent considéré comme l'outil de référence et de validation des autres mesures classificatrices de la morphologie du pied puisqu'il permet une évaluation précise de la relation entre les structures osseuses (Menz, 1998; Williams et McClay, 2000; McPoil, Cornwall, Vicenzino, Teyhen, Molloy, Christie et Collins, 2008). Cependant, cette méthode de validation demeure critiquable puisqu'elle n'évalue pas la fonction mais seulement la structure du pied, ne considérant pas l'influence des forces de réaction au sol sur la morphologie du pied par rapport à son degré de mobilité. De plus, le fait que les mesures radiographiques actuellement utilisées dans un cadre d'évaluation clinique ne fournissent que de l'information en deux dimensions et que celles-ci soient associées à de faibles niveaux de prédiction du comportement du pied en contexte dynamique sont

également des limites importantes qui ont été soulevées dans la littérature (Cavanagh, Morag, Boulton, Young, Deffner et Pammer, 1997).

Mesures anthropométriques

Plusieurs terminologies sont utilisées dans la littérature scientifique pour désigner ce type de mesure. On parlera fréquemment « d'outils cliniques » puisque cette catégorie de mesures est la plus souvent utilisée des quatre pour caractériser le pied dans un contexte clinique. Certaines études dissocieront « mesures anthropométriques » et « observation visuelle », ces deux sous-types se distinguant par leurs caractères quantitatif et qualitatif, respectivement. Nonobstant la disparité des termes utilisés pour les désigner, ces mesures ont comme caractéristique commune l'évaluation d'une ou plusieurs composantes anthropométriques du membre inférieur.

Mesures anthropométriques quantitatives. Les mesures anthropométriques les plus couramment utilisées sont présentées au **Tableau 2**. Elles sont représentées par des angles, des valeurs scalaires ou des ratios entre différentes mesures données et dont les valeurs permettent de former des classes distinctes. La quasi-totalité de ces mesures s'intéressent à l'évaluation de l'arche longitudinale médiale (MLA – de l'anglais *medial longitudinal arch*) comme centre d'intérêt principal dans le processus de classification du pied (voir **Tableau 2**, p.18). La majorité des mesures sont alors présentées comme étant des indices reflétant la hauteur ou la forme de cette arche. Il n'est donc pas surprenant de constater que, mis à part pour le *Foot Posture Index 6* (FPI-6) et pour

l'angle calcanéen, toutes ces mesures se rapportent à l'évaluation de la face médiale du pied ou du complexe « pied / cheville ». Finalement, on remarque également qu'un nombre restreint d'indices de mesures anthropométriques prennent en considération le niveau de mobilité du pied (Brody, 1982; Menz, 1998; Williams et coll., 2000; McPoil, Cornwall, Medoff, Vicenzino, Forsberg et Hiltz, 2008).

Différents procédés de normalisation des mesures anthropométriques du MLA ont été proposés dans la littérature. La normalisation d'une mesure donnée selon la longueur du pied tronqué³ a été proposée afin de considérer les variations inter-individuelles de la hauteur de l'arche longitudinale médiale pouvant être associées à la longueur du pied (Williams et coll., 2000; Butler, Hillstrom, Song, Richards et Davis, 2008). Une normalisation à partir de la longueur totale du pied (c'est-à-dire de l'aspect le plus postérieur du calcanéus à l'aspect le plus antérieur de l'hallux) a également été proposée. Cependant, l'utilisation de la longueur du pied tronqué au lieu de la longueur totale pour des fins de normalisation permettrait d'éliminer l'impact des déformations potentielles de l'avant-pied (Butler et coll., 2008). Néanmoins, en l'absence de déformation de l'avant-pied, les deux techniques de mesure s'avèrent fortement corrélées – bien que numériquement différentes⁴ ($r^2 = 0,952$) (McPoil et coll., 2008). Finalement, les niveaux de fidélité rapportés pour les mesures normalisées (p. ex. : *Arch Height Index* et

³ La longueur du pied tronqué est mesurée à partir de l'aspect le plus postérieur du calcanéus jusqu'à la face médiale du centre de la tête du 1^{er} métatarsien.

⁴ Par exemple, McPoil et collaborateurs (2008) ont rapporté des valeurs moyennes du *Arch Height Index* de $0,343 \pm 0,03$ lorsque ces dernières étaient calculées avec la longueur du pied tronqué et de $0,251 \pm 0,02$ lorsque ces dernières étaient calculées avec la longueur totale du pied.

Navicular Index) s'avèrent plus élevés que ceux ne considérant pas cet aspect (voir **Tableau 2**, p.18).

Mesures anthropométriques qualitatives. Ces mesures regroupent celles issues d'observations visuelles s'appuyant sur une différenciation subjective de différents paramètres anthropométriques. Ainsi nous les considérerons comme faisant partie du sous-type « qualitatif » de la catégorie des mesures anthropométriques.

Certaines techniques ou outils de mesure sont communs aux deux sous-types « qualitatif » et « quantitatif » de la catégorie de mesures anthropométriques (p. ex. : *Longitudinal Arch Angle* et certains critères du *Foot Posture Index 6*). Toutefois, c'est dans le processus d'évaluation que les deux sous-types se distingueront : les mesures du sous-type « quantitatif » sont calculées à partir de mesures objectives et quantifiables, alors que les mesures du sous-type « qualitatif » s'appuient sur une évaluation visuelle des indices à l'étude (Dahle et coll., 1991; Menz, Fotoohabadi, Wee et Spink, 2012). Ce faisant, ce dernier procédé d'évaluation est donc grandement influencé par l'expérience de l'évaluateur de même que par l'étendu des différents pieds rencontrés par ce dernier.

Un outil de mesure issu du sous-type « qualitatif » et permettant l'assignation du pied à une classe morphologique a largement été étudié et utilisé dans la littérature. Cet outil – le *Foot Posture Index 6* – a la particularité de considérer plusieurs composantes du pied et selon trois plans d'observation (Redmond et coll., 2006). Ainsi, les six

éléments d'évaluation le composant permettent de considérer les différents sous-segments du pied. Cela représente un avantage majeur par rapport aux autres outils de mesure proposés qui ne considèrent qu'un seul aspect dans l'évaluation du pied pour la détermination de son type morphologique. Néanmoins, cet outil est contraint aux mêmes limites que les autres mesures de type anthropométrique qualitative.

Limites. La majorité des études s'intéressant à l'évaluation des mesures de type anthropométrique ont été effectués dans un contexte d'évaluation statique. Quelques-unes proposent un contexte d'évaluation que l'on qualifiera de *pseudo-dynamique* puisque les mesures sont calculées à partir des changements entre deux positionnements différents du pied, chacun en condition statique. Notons néanmoins que le *Navicular Drop* (NDro), le *Arch Height Index* (AHI) et le *Longitudinal Arch Angle* (LAA) ont été quantifiés en dynamique lors de la phase de mi-support à la marche (McPoil et Cornwall, 2005; Yoho, Rivera, Renschler, Vardaxis et Dikis, 2012; Christensen, Andersen, Pedersen, Bengtsen, Simonsen, Kappel et Rathleff, 2014).

Tableau 2
Mesures anthropométriques

Mesures (origine)	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs	Validité concurrente (radiographie)
Arch Height Index (Williams et McClay, 2000)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : le AHI est calculé à partir du ratio entre la hauteur de l'arche longitudinale médiale (HALM), mesurée à 50% de la longueur totale du pied, et la longueur du pied tronqué (LPT). Formule de calcul : $AHI = HALM/LPT$.</p> <p>Signification clinique : grâce à sa normalisation avec la LPT, cette mesure est présentée comme permettant la caractérisation de la structure de l'arche longitudinale médiale (Butler et coll., 2008) tout en diminuant les variabilités de la HALM pouvant être attribuable à la longueur du pied (Williams et McClay, 2000).</p> <p>Variantes : (1) <i>Arch Height Index Measurement System (AHIMS)</i> : outil de mesure proposé par Richards et collaborateurs (2003) dans le but de faciliter la prise de mesures nécessaire au calcul du AHI; (2) Mobilité du AHI : afin de quantifier le niveau de mobilité de la HALM, il a été proposé de calculer le changement dans le ratio du AHI lors du test <i>Sit-to-Stand</i> (McPoil et coll., 2008).</p> <p>Limite : il y a peu d'information à l'heure actuelle sur l'influence relative que peuvent avoir les tissus mous de la face dorsale du pied sur le calcul de cette mesure.</p>	<p>Intra : 0,94 – 0,99 ICC</p> <p>Inter : 0,81 – 0,99 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000) (Butler et coll., 2008) (McPoil et coll., 2008) (Teyhen et coll., 2009)</p>	<p>HALM : R = 0,929</p> <p>LPT : R = 0,985</p> <p>(McPoil et coll., 2008)</p> <p>AHI à 10% du poids corporel : 0,84 ICC</p> <p>AHI à 90% du poids corporel : 0,85 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000)</p>
Navicular Drop (NDro) (Brody, 1982)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : cette mesure permet le calcul du changement de la position verticale de l'apex de la tubérosité du naviculaire entre les deux positions suivantes : (1) maintien de l'articulation subtalaire (AST) en position neutre et (2) maintien d'une position naturelle en charge (AST relaxe). Formule de calcul : $AST \text{ neutre} - AST \text{ relaxe}$.</p> <p>Signification clinique : cette mesure a été décrite comme étant représentative du niveau de mobilité du médio-pied et de l'articulation subtalaire (AST) dans le plan sagittal (Brody, 1982; Cobb et coll., 2004). Elle a également été identifiée comme étant un indicateur du degré de pronation (Mueller et coll., 1993).</p> <p>Variante : l'utilisation d'une jauge de déformation intra-chaussure a été utilisée afin de quantifier le NDro lors de la marche (Christensen et coll., 2014).</p> <p>Limites : puisque le calcul de cette mesure nécessite une manipulation de l'articulation subtalaire afin de placer celle-ci en position neutre, cela ajoute à la variabilité inter évaluateurs (Pierrynowski et coll., 1996; Chen et coll., 2008). De plus, le maintien de cette position peut s'avérer difficile chez certaines populations.</p>	<p>Intra : 0,33 – 0,83 ICC</p> <p>Inter : 0,46 – 0,76 ICC</p> <p>(Picciano et coll., 1993) (Sell et coll., 1994) (Vinicombe et coll., 2001) (Evans et coll., 2003)</p>	N/D

Tableau 2 (suite)
Mesures anthropométriques

Mesures (origine)	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs	Validité concurrente (radiographie)
Navicular Drift (NDri) (Menz, 1998)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan transverse).</p> <p>Description : cette mesure permet le calcul du changement de la position horizontale de l'apex de la tubérosité du naviculaire entre les deux positions suivantes : (1) maintien de l'articulation subtalaire (AST) en position neutre et (2) maintien d'une position naturelle en charge (AST relaxe). Formule de calcul : AST neutre – AST relaxe.</p> <p>Signification clinique : le NDri correspond à la projection du NDro dans le plan transverse (Vinicombe et coll., 2001). Présenté comme un indicateur quantifiable de la proéminence talonaviculaire, le NDri fournit des renseignements complémentaires au NDro sur l'articulation talonaviculaire (Menz et coll., 1998). Limites : idem Ndro.</p>	<p>Intra : 0,30 – 0,62 ICC</p> <p>Inter : 0,31 – 0,40 ICC</p> <p>(Vinicombe et coll., 2001)</p>	N/D
Navicular Height (NH) (Brody, 1982)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : distance verticale comprise entre la tubérosité du naviculaire et le sol.</p> <p>Signification clinique : le NH est un reflet de la hauteur brute de l'arche longitudinale médiale permettant une discrimination entre les types morphologiques (Xiong et coll., 2010).</p> <p>Variante : substitution de la tubérosité du naviculaire par la portion dorsale du naviculaire dans le plan sagittal.</p> <p>Limite : le <i>Navicular Height</i> ne prend pas en considération la longueur du pied ou de l'arche longitudinale médiale de l'individu évalué.</p>	<p>Intra : 0,64 - 0,96 ICC</p> <p>Inter : 0,74 ICC</p> <p>(Sell et coll., 1994) (Saltzman et coll., 1995) (Menz et coll., 2003)</p>	<p>R = 0,79</p> <p>(Menz et coll., 2005)</p> <p>NH à 10% du poids corporel : 0,87 ICC</p> <p>NH à 90% du poids corporel : 0,92 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000)</p>
Navicular Index (NH/LPT)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : le Navicular Index est une mesure qui est définie par le quotient de la hauteur du naviculaire (NH) par la longueur du pied tronqué (LPT). Formule de calcul : NH/LPT.</p> <p>Signification clinique : sa signification clinique est similaire à celle du NH à l'exception près ou elle comprend une procédure de normalisation selon la LPT.</p> <p>Variantes : substitution de la LPT par la longueur totale du pied (Williams et McClay, 2000).</p> <p>Limite : le <i>Navicular Index</i> est principalement utilisé dans la différenciation des pieds plats par rapport aux pieds ayant une arche longitudinale médiale catégorisée comme « normale » (Roth et coll., 2013).</p>	<p>Intra : 0,86 – 0,97 ICC</p> <p>Inter : 0,55 – 0,90 ICC</p> <p>(Saltzman et coll., 1995) (Williams et McClay, 2000)</p>	<p>R = 0,75</p> <p>(Menz et coll., 2005)</p> <p>NI à 10% du poids corporel : 0,94 ICC</p> <p>NI à 90% du poids corporel : 0,90 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000)</p>

Tableau 2 (suite)
Mesures anthropométriques

Mesures (origine)	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs	Validité concurrente (radiographie)
Longitudinal Arch Angle (LAA) (Norkin et Levangie, 1983)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : le LAA est l'angle saillant formé par les deux vecteurs suivants : 1) droite allant du centre de la malléole médiale à la tubérosité naviculaire (TN); 2) droite allant du centre de l'aspect médial de la tête du 1^{er} métatarsien à la TN.</p> <p>Signification clinique : le LAA représente une mesure indirecte de la hauteur de l'arche longitudinale médiale (Razeghi et Batt, 2002). L'angle LAA est présenté comme étant un reflet de la structure et du comportement de l'arche longitudinale médiale via sa hauteur et sa longueur (Cashmere et coll., 1999).</p> <p>Variante : évaluation visuelle et approximative de l'angle LAA (Dahle, 1991).</p>	<p>Intra : 0,90 – 0,96 ICC</p> <p>Inter : 0,67 – 0,81 ICC</p> <p>(Jonson et coll., 1997) (McPoil et Cornwall, 2005)</p>	N/D
Angle du premier rayon (Hicks, 1953)	<p>Portion du pied et plan évalué : avant-pied (plan sagittal).</p> <p>Description : angle compris entre une droite horizontale au sol et une droite formée le long de l'axe longitudinal du 1^{er} métatarsien.</p> <p>Signification clinique : le « premier rayon » est défini en tant qu'unité fonctionnelle indépendante du pied, constitué par le premier métatarsien et le premier cunéiforme (Hicks, 1953).</p> <p>Variantes : les variantes reliées à cette mesure concernent principalement les méthodes ou outils utilisés pour son évaluation. L'angle du premier rayon a été mesuré (1) à l'aide d'un goniomètre (Williams et McClay, 2000; Mall et coll., 2007); (2) à partir d'un inclinomètre ou d'un bras ajustable sur la face dorsale du pied (Xiong et coll., 2010) et (3) radiographiquement. Il a également été utilisé à titre de mesure de la mobilité du premier rayon (Van Beek et Greisberg, 2011).</p> <p>Limite : la morphologie du premier métatarsien ainsi que la présence des tissus mous avoisinants peuvent rendre difficile la localisation précise du centre de l'articulation MTP (Mall et coll., 2007) et de l'axe longitudinal de l'os (Williams et McClay, 2000).</p>	<p>Intra : 0,58 – 0,94 ICC</p> <p>Inter : 0,48 - 0,67 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000) (Mall et coll., 2007)</p>	<p>0,66 – 0,75 ICC</p> <p>(Williams et McClay, 2000) (Mall et coll., 2007)</p>

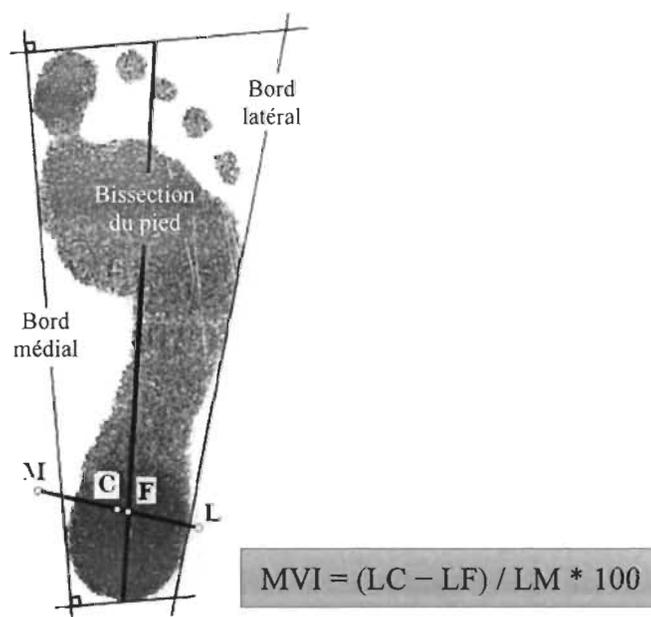
Tableau 2 (suite)
Mesures anthropométriques

Mesures (origine)	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs	Validité concurrente (radiographie)
Longueur du pied tronqué (LPT)	<p>Portion du pied et plan évalué : entièreté, excluant les phalanges (plan sagittal). Description : scalaire représenté par la distance parallèle au sol dans le plan sagittal entre l'aspect postérieur du calcanéum et le centre de la 1^{ère} articulation MTP. Signification clinique : la longueur du pied tronqué est un indice de la longueur de l'arche longitudinale médiale utilisé à des fins de normalisation d'une mesure donnée (Butler et coll., 2008). L'exclusion des phalanges dans sa mesure permet de diminuer l'impact des déformations possibles de l'avant-pied (Williams et McClay, 2000). Variante : utilisation de la longueur totale du pied comme méthode de normalisation.</p>	<p>Intra : 0,76 - 0,97 ICC Inter : 0,72 - 0,88 ICC (Williams et McClay, 2000) (Mall et coll., 2007)</p>	<p>R = 0,985 (McPoil et coll., 2008) 0,71 ICC (Williams et McClay, 2000) (Butler et coll., 2008)</p>
Angle calcanéen (Root et coll., 1971)	<p>Portion du pied et plan évalué : arrière-pied (plan frontal). Description : l'angle calcanéen est l'angle compris entre la bisection du calcanéus dans le plan frontal et d'une droite verticale perpendiculaire au sol. Signification clinique : l'angle calcanéen fournit de l'information sur le mouvement de l'articulation subtalaire (Jonson et coll., 1997) et sur l'alignement (éversion/inversion) de l'arrière-pied (Lamm et coll., 2005). Variante : cet angle à également été quantifié par rapport à la bissection du tier distal de la jambe (Jonson et coll., 1997). Limite : la signification de l'angle calcanéen est mitigée et difficilement interpretable (Keenan et coll., 2006).</p>	<p>Intra : 0,53 - 0,85 ICC Inter : 0,25 - 0,86 ICC (Jonson et coll., 1997) (Sell et coll., 1994) (Evans et coll., 2003)</p>	<p>R = 0,81 (Lamm et coll., 2005)</p>
Foot Posture Index 6 (FPI-6) (Redmond et coll., 2006)	<p>Portion du pied et plan évalué : toutes portions (plans frontal, sagittal et transverse). Description : évaluation visuelle et standardisée de six critères morphologiques. Une cote entre -2 et 2 est attribuée à chacun des critères. Le score global obtenu à partir de la sommation de ces cotes permet l'attribution à une classe de type morphologique de pied. Signification clinique : le FPI-6 permet d'évaluer le pied dans son ensemble en prenant en considération plusieurs aspects de la structure osseuse et des tissus mous (Scharfbillig et coll., 2004). Limite : la limite la plus importante reliée à cet outil de classification réside dans le fait qu'il soit basé sur une évaluation visuelle subjective des critères morphologiques. Pour certains auteurs, l'influence des tissus mous avoisinants représente également une limite considérable puisqu'elle masque les structures osseuses sous-jacentes (Menz et coll., 2005).</p>	<p>Intra : 0,93 ICC (Cornwall et coll., 2008) K = 0,143 (Griffiths et coll., 2012) Inter : 0,57 - 0,80 ICC (Cornwall et coll., 2008) (Boivin et coll., 2012)</p>	<p>N/A Fidélité inter-items : α de Cronbach = 0,834 (Redmond et coll., 2006)</p>

Note : les différents niveaux de fidélité intra et inter évaluateurs sont représentés sous forme d'étendu des résultats de la littérature, du plus faible au plus fort coefficient.
Légende : ICC, coefficient de corrélation intraclass; R, coefficient de corrélation R de Pearson; K, Kappa de Cohen; α , alpha; N/D, non disponible; N/A, non applicable.

Mesures extraites des empreintes

Les mesures extraites des empreintes de pieds sont réalisées en deux temps : (1) la prise de l'empreinte plantaire et (2) le calcul des indices reliés à ces empreintes. Différents matériaux et procédés sont utilisés afin de recueillir l'empreinte. Parmi les plus utilisés, on retrouve le papier carbone (Menz et coll., 2005), le tapis Harris (tapis de caoutchouc avec feuille blanche et encre) (Saltzman et coll., 1995) et les capteurs de pression plantaire (Xiong, Goonetilleke, Witana, Weerasinghe et Au, 2010; Yalcin et coll., 2010). Le calcul des indices s'effectue directement sur le papier à l'aide d'un planimètre ou en numérisant l'empreinte. Selon cette dernière approche, l'aire de chacune des zones d'intérêts sera alors calculée par ordinateur.



Légende : M: projection de la malléole médiale dans le plan transverse; L: projection de la malléole latérale dans le plan transverse; C: point central inter-malléolaire; F: point passant à la fois entre la ligne inter-malléolaire (LM) et l'axe longitudinal de la bissection du pied.

Figure 2. Mesures extraites des empreintes : exemple de calcul du *Malleolar Valgus Index* (MVI) (adapté de Xiong et coll, 2010).

Tableau 3
Mesures extraites des empreintes de pieds au sol

Mesures (origine)	Présentation de la mesure	Fidélité intra et inter évaluateurs
Rose's Valgus Index (Rose et coll., 1985)	<p>Portion du pied et plan évalué : arrière-pied (plan frontal).</p> <p>Description : mesure obtenue à partir de l'empreinte du pied et des projections des malléoles médiales et latérales dans le plan transverse. Représente la déviation du point central inter-malléolaire par rapport à l'axe longitudinal du pied, défini par la liaison entre le centre du talon et le 2^e orteil.</p> <p>Signification clinique : mesure renseignant sur les déviations de l'arrière-pied dans le plan frontal par rapport à l'axe longitudinal du pied (Rose et coll., 1985; Thomson, 1994)</p> <p>Limite : temps requis pour la prise de mesure et le calcul de l'indice.</p>	N/D
Malleolar Valgus Index (MVI) (Song et coll., 1996)	<p>Portion du pied et plan évalué : arrière-pied (plan frontal).</p> <p>Description : mesure obtenue à partir de l'empreinte du pied et des projections des malléoles médiales et latérales dans le plan transverse. Représente la déviation du point central inter-malléolaire par rapport à l'axe longitudinal de la bissection du pied (Hillstrom et coll., 2012; Song et coll., 2015). Le <i>Malleolar Valgus Index</i> est une adaptation du <i>Rose's Valgus Index</i> (Song et coll., 1996).</p> <p>Signification clinique : le MVI est présenté comme un outil d'évaluation de la fonction du pied (Song et coll., 1996; Xiong et coll., 2010).</p> <p>Limite : temps requis pour la prise de mesure et le calcul de l'indice.</p>	<p>Intra : 0,98 ICC</p> <p>Inter : 0,97 ICC (Song et coll., 1996)</p>
Arch Index (AI) (Cavanagh et Rodgers, 1987)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan : non applicable).</p> <p>Description : cette mesure est calculée à partir de l'empreinte du pied, où la zone de contact au sol (excluant les orteils) est divisée en trois tiers égaux. La proportion de l'aire occupée par le médio-pied est ensuite calculée en relation avec l'aire totale de la surface de contact.</p> <p>Signification clinique : le <i>Arch Index</i> est présenté comme étant un indice de caractérisation de l'empreinte du pied (Cavanagh et Rodgers, 1987) pouvant refléter la hauteur de l'arche transverse (Xiong et coll., 2010).</p> <p>Variante : une variante du AI consiste à faire une estimation visuelle de la proportion de l'aire occupée par le médio-pied à partir de l'empreinte obtenue (Menz et coll., 2012).</p> <p>Limites : les limites associées au AI sont les mêmes que celles communes aux mesures extraites des empreintes de pieds au sol.</p>	<p>Intra :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Papier carbone : 0,99 ICC (Menz et coll., 2005) - Tapis encre : 0,960 ICC - FScan : 0,982 ICC (Xiong et coll., 2010) <p>Inter : 0,892 ICC (Papuga et coll., 2011)</p>
Footprint index (FI)	<p>Portion du pied et plan évalué : médio-pied (plan : non applicable).</p> <p>Description : cette mesure est calculée à partir de l'empreinte du pied, où le périmètre de l'empreinte est tracé. Ensuite, le ratio entre l'aire en contact avec le sol et l'aire où le pied n'est pas en contact avec le sol est calculé (Hawes et coll., 1992).</p> <p>Signification clinique : reflet de la hauteur de l'arche transverse et de l'arche longitudinale médiale.</p> <p>Limites : les limites associées au FI sont les mêmes que celles communes à la catégorie des mesures extraites des empreintes de pieds au sol.</p>	<p>Intra :</p> <p>Tapis encre : 0,962 ICC (Xiong et coll., 2010)</p> <p>Inter : N/D</p>

Validation. Les processus de validation des mesures extraites des empreintes sont faites en relation avec des mesures radiographiques structurelles de la face médiale du pied (Kanatli, Yetkin et Cila, 2001; Menz et coll., 2005; Chen, Huang, Chen, Weng, Lee et Wang, 2006; Wearing, Grigg, Lau et Smeathers, 2012). Or, cela n'évalue pas la validité concurrente de la mesure puisque les deux mesures comparées ne sont pas rattachées au même construit (la radiographie représente une image instantanée de la structure du pied alors que les mesures extraites d'empreintes correspondent à la face plantaire du pied). Cette démarche de validation s'explique possiblement par le fait que les mesures extraites d'empreintes ont comme postulat de départ que la surface plantaire du pied refléterait la structure sus-jacente de celui-ci (Cavanagh et coll., 1987; Welton, 1992). Ces corrélations permettent donc plutôt de mettre en évidence la relation associative ou le potentiel prédictif existant entre les mesures extraites des empreintes et celles radiographiques (Lamm, Mendicino, Catanzariti et Hillstrom, 2005; Yalcin et coll., 2010).

Limites. L'influence des tissus mous dans la formation de l'empreinte permettant le calcul de ces différentes mesures représente la limite la plus importante et la plus critiquée dans la littérature (Hawes et coll., 1992; Razeghi et coll., 2002; Billis, Katsakiori, Kapodistrias et Kapreli, 2007). Wearing et collaborateurs (2004 et 2012) ont démontré que la composition corporelle pouvait être un facteur confondant dans l'interprétation des mesures estimées à partir des empreintes de pieds. En ce sens, des types de pied ayant des structures similaires pourraient présenter des empreintes différentes et vice versa, cela si les tissus mous en présence sont variables et peuvent

ainsi potentiellement masquer la structure sus-jacente du pied (Williams et coll., 2000). Cette catégorie de mesures représenterait alors plutôt des indices de la surface plantaire du pied mais ne permettraient pas de classifier un échantillon en différents groupes (Billis et coll., 2007) ou encore de quantifier la posture du pied (Hawes et coll., 1992). Il est à noter toutefois que les mesures des empreintes dites « fonctionnelles » (p. ex. : *Rose's Valgus Index* et *Malleolar Valgus Index*) ne seraient pas affectées par les mêmes limites que celles généralement associées à la catégorie des mesures extraites des empreintes. Cela potentiellement puisqu'elles ne considèrent pas uniquement l'empreinte dans la classification mais mettent celles-ci en relation avec des aspects fonctionnels du pied, soit les déviations de l'arrière-pied dans le plan frontal et l'alignement de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied lors de la mise en charge (Xiong et coll., 2010). Le *Malleolar Valgus Index* (MVI) (**Figure 2**, p.22) a notamment été identifié comme étant une alternative fiable aux mesures traditionnelles de l'arrière-pied (Thomson, 1994; Song et coll., 1996) pouvant s'avérer être un outil fidèle en recherche (Menz, 1998). Les limitations évoquées dans la littérature pour ces mesures dites « fonctionnelles » extraites des empreintes concernent plutôt le temps requis pour le calcul de l'indice ainsi que l'analyse qui est effectuée dans un seul plan (Menz, 1998; Billis et coll., 2007).

Mesures photographiques

Il existe à l'heure actuelle très peu d'études ayant utilisé la photographie afin de quantifier la morphologie du pied (McPoil et coll., 2005; Mall, Hardaker, Nunley et Queen, 2007; McPoil et coll., 2008; Pohl et Farr, 2010; Cobb, James, Hjertstedt et Kruk,

2011; Terada, Wittwer et Gribble, 2014). Les mesures photographiques sont en fait des mesures anthropométriques ou radiographiques préexistantes transposées sur un autre médium. Le principe demeure inchangé hormis pour les calculs qui sont réalisés sur des photographies imprimées ou numériques. Plusieurs mesures peuvent alors être extraites d'une même photographie rendant ainsi l'évaluation plus rapide et moins contraignante pour le participant. Ceci peut s'avérer particulièrement intéressant dans un contexte d'évaluation où le participant doit maintenir un pourcentage spécifique de son poids sur le membre inférieur évalué (Cobb et coll., 2011).

Les procédés de mesure sont variables d'un protocole expérimental à l'autre. On peut toutefois distinguer deux sous-types de mesures issues de photographies du pied: (1) les mesures effectuées à l'aide d'une règle simple et d'un goniomètre à deux bras, disposé sur une impression du cliché (McPoil et coll., 2008); et (2) les mesures faites par ordinateur à partir d'une tablette (McPoil et coll., 2005), d'un logiciel de traitement et d'une analyse d'images (Mall et coll., 2007; Pohl et coll., 2010), ou de calculs issus d'algorithmes numériques (Cobb et coll., 2011). La validité concurrente des mesures photographiques, en regard de leur équivalent clinique, a été rapportée comme étant « modérée » à « élevée » (Pohl et coll., 2010; Cobb et coll., 2011). Toutefois, ce niveau passe à « acceptable » lorsqu'il est comparé aux mesures radiographiques (Mall et coll., 2007).

Limites. La majorité des études utilisant la photographie pour classifier le pied ont réalisé des clichés dans le plan sagittal et selon une vue médiale uniquement (McPoil et

coll., 2005; McPoil et coll., 2008; Pohl et coll., 2010; Cobb et coll., 2011). Comme les photographies sont effectuées dans un seul plan et que certains repères anatomiques utilisés dans les calculs ne se situent pas dans le même plan que la photo (p. ex. : aspect le plus postérieur du calcanéum), ceci engendre alors une erreur de perspective causée par une prise d'images en deux dimensions (Cobb et coll., 2011), ajoutant ainsi à l'erreur de mesure.

Mesures de mobilité du pied

Les mesures permettant de quantifier le niveau de mobilité du pied représentent une adaptation de certaines mesures de nature radiographique ou anthropométrique. Donc, plutôt qu'être représentés par un angle ou une valeur scalaire brute, ces indices sont rapportés en termes de pourcentage de changement ou par la différence des valeurs obtenues lors de deux prises de mesures réalisées à différents instants dans la réalisation d'une tâche ou lors de différents positionnements des pieds.

Hoppenfeld (1976) a été l'un des premiers auteurs à proposer une méthode d'évaluation de la mobilité du pied en se basant sur l'observation des changements visuellement perceptibles au niveau de l'arche longitudinale médiale lors du passage d'une position assise à debout. Différents procédés d'évaluation de la mobilité du pied ont été proposés depuis. Ceux-ci seront présentés ci-dessous en fonction des mesures anthropométriques auxquelles elles sont reliées.

Medial Longitudinal Arch angle (MLA). L'angle du MLA est défini par l'angle saillant inférieur compris entre les deux vecteurs formés par les repères anatomiques suivants : le centre de la face médiale du calcaneus; la tubérosité du naviculaire ou, selon les études, du sustentaculum tali (repère à l'apex de l'angle); ainsi que le centre de la face médiale de la tête du premier métatarsien. La définition opérationnelle et le calcul de cet angle ont été intégrés à deux modèles de cinématique du pied, soit celui de l'Institut orthopédique Rizzoli (*IOR foot model*) (Leardini, Benedetti, Berti, Bettinelli, Nativo et Giannini, 2007) qui permet une représentation de l'angle du MLA en 2D dans le plan sagittal et le *Heidelberg foot measurement method* (Simon, Doederlein, McIntosh, Metaxiotis, Bock et Wolf, 2006) qui présente une méthode de calcul du MLA en 3D. Dans un contexte d'évaluation dynamique, la mobilité du MLA a été décrite comme étant un reflet de la façon dont les structures impliquées dans le maintien de l'arche plantaire répondent aux charges externes (Bencke, Christiansen, Jensen, Okholm, Sonne-Holm et Bandholm, 2012). Son évaluation en 3D a l'avantage d'être indépendant de la position du pied du participant dans l'espace (Tome, Nawoczenski, Flemister et Houck, 2006).

La mobilité du *Medial Longitudinal Arch angle* a été évaluée à la marche, lors de la phase de support, cela en 3D (Tome et coll., 2006; Ferber et Benson, 2011; Bencke et coll., 2012; Yoho et coll., 2012; Zhang et coll., 2015) et en 2D (Leardini et coll., 2007; Bandholm, Boysen, Haugaard, Zebis et Bencke, 2008; Bencke et coll., 2012). Ferber et collaborateurs (2011) ont également proposé une mesure complémentaire aux mesures

de mobilité du MLA, soit le *plantar fascia strain measurement* (PFS). Le PFS permettrait de quantifier l'élongation longitudinale du fascia plantaire à partir du déplacement de marqueurs de cinématique tridimensionnels situés au niveau du calcaneus et du 1^{er} métatarsien. Elle est présentée comme une mesure sans unité spécifique et est exprimée en pourcentage de changement.

Dans l'ensemble, l'angle du MLA est l'une des mesures les plus fréquemment utilisée afin de quantifier la mobilité du pied. Cependant, l'utilisation du centre de la face médiale du calcaneus comme repère anatomique d'intérêt semble constituer une décision plutôt arbitraire et discutable. Une alternative possible afin de pallier à cette limite est d'identifier la face plantaire du calcaneus dans le plan sagittal et d'utiliser ce repère comme point de fixation du marqueur (Zhang et coll., 2015). Toutefois, en l'absence d'image radiographique, sa localisation risque d'être confondue par la présence des tissus mous avoisinants. De plus, cette limite s'ajoute à celle liée au positionnement du marqueur situé au niveau du sustentaculum tali. En effet, Caravaggi et collaborateurs (2011) ont démontré que la localisation et la reproductibilité au niveau de la précision du positionnement d'un marqueur situé sur le sustentaculum tali peut s'avérer problématique chez des évaluateurs ayant moins d'expérience avec les différents protocoles associés à l'utilisation de modèles de cinématique du pied. Cela constitue une seconde considération en lien avec l'utilisation de cet angle concernant les niveaux de fidélité inter-évaluateurs et inter-sessions.

Navicular Drop (NDro). Le *Navicular Drop* est présenté comme étant une mesure évaluant la mobilité du médio-pied dans le plan sagittal. Il est utilisé à la fois dans un contexte d'évaluation statique (voir **Tableau 2**, p.18) et dans un contexte d'évaluation dynamique. Le NDro a été évalué lors de la phase de support à la marche et à la course à l'aide de caméras vidéo (Nielsen, Rathleff, Simonsen et Langberg, 2009; Rathleff, Nielsen et Kersting, 2012); de systèmes d'acquisition de la cinématique tridimensionnelle (Dicharry et coll., 2009; Kappel, Rathleff, Hermann, Simonsen, Karstoft et Ahrendt, 2012; Christensen et coll., 2014; Barton, Kappel, Ahrendt, Simonsen et Rathleff, 2015); ou plus récemment, de radiographies biplanaires (Hoffman, Peltz, Haladik, Divine, Nurse et Bey, 2015). Le développement d'un outil composé d'une jauge de déformation flexible se positionnant à l'intérieur de la chaussure a également été proposé afin de quantifier la mobilité du médio-pied via les variations de tension induites par le déplacement du naviculaire (Kappel et coll., 2012). La validité concurrente de cet outil (évaluée en relation avec les valeurs du NDro obtenues lors d'une évaluation en condition statique) a été définie comme étant « acceptable » ($r = 0,745$) (Christensen et coll., 2014). Il a été suggéré que puisque la jauge de déformation passe par-dessus le naviculaire, la mesure obtenue serait alors un indicateur du mouvement triplanar de l'articulation talo-naviculaire lors de la réalisation de tâches motrices (Barton et coll., 2015). Globalement, la mesure du NDro évaluée dans un contexte statique a été identifiée comme n'étant pas un bon prédicteur de la mesure du NDro lorsqu'il est évaluée lors de la réalisation d'une tâche motrice (Rathleff et coll., 2012; Hoffman et coll., 2015).

Foot mobility magnitude (FMM). Le FMM est une mesure de mobilité composée des changements verticaux et médio-latéraux du médio-pied, ces derniers quantifiés lors du passage d'une position assise à debout (McPoil, Vicenzino, Cornwall et Collins, 2007). Les niveaux de fidélité intra et inter évaluateurs pour cet indice ont été définis comme étant « excellents » et des valeurs normatives ont également été proposées (McPoil, Vicenzino, Cornwall, Collins et Warren, 2009). Le FMM a été utilisé afin d'évaluer les différences de mobilité du médio-pied chez différentes populations symptomatiques (Frnettovich, Chapman, Blanch et Vicenzino, 2010; McPoil et coll., 2011).

Le calcul du FMM s'appuie sur le théorème de Pythagore⁵ où l'hypoténuse est représentée par le FMM et les cathètes par les « delta hauteur de l'arche longitudinale médiale » et « delta largeur du médio-pied » entre les deux positions (debout et assis). Il permet donc d'évaluer simultanément le niveau de mobilité se produisant dans le plan sagittal et dans le plan transverse. Ce faisant, le FMM représente en quelque sorte, la combinaison de deux mesures de mobilité existantes, soit le *Navicular Drop* et le *Navicular Drift*. Toutefois, il ne renseigne que sur la mobilité du médio-pied et est difficilement évaluable lors de la réalisation de tâches motrices. De plus, bien qu'une relation « modérée » entre cet indice et le type morphologique ait été observée

⁵ Le théorème de Pythagore est un théorème euclidien qui stipule que pour un triangle rectangle, le côté opposé à l'angle droit (hypoténuse) est égal à la racine de la somme des carrés des deux autres côtés (cathètes).

(Cornwall et coll., 2011), Buldt et collaborateurs (2015) ont démontré que le FMM ne serait pas un bon prédicteur du comportement du pied à la marche chez une population adulte asymptomatique.

Arch Height Index (AHI). Le AHI a été proposé à l'origine comme une mesure anthropométrique quantitative renseignant sur la structure de l'arche longitudinale médiale (**Tableau 2**, p.18). Son utilisation à titre d'indicateur du niveau de mobilité de l'arche longitudinale médiale représente une adaptation d'une mesure de mobilité relative de la hauteur de cette arche, la *relative arch deformation*⁶ (Nigg, Khan, Fisher et Stefanyshyn, 1998; Williams et coll., 2000).

Dans un cadre d'évaluation en condition statique, la mobilité du AHI a été exprimée en fonction de la différence obtenue entre sa mesure en position debout et assise (Zifchock, Davis, Hillstrom et Song, 2006; Butler, Hamill et Davis, 2007; McPoil et coll., 2008; Cornwall et coll., 2011; Hillstrom et coll., 2013). Une minorité d'études ont quantifié les changements du AHI lors de la réalisation d'une tâche motrice, soit à la marche (Vicenzino, Franettovich, McPoil, Russell et Skardoon, 2005; Yoho et coll., 2012).

⁶ La *relative arch deformation* est une mesure de mobilité évaluant les différences de hauteur du MLA entre deux positions en appui bipodal avec différents pourcentages de poids corporels appliqués sur le membre inférieur évalué (Nigg et coll., 1998). Cependant, les travaux de Williams et collaborateurs (2000) ont permis de mettre en lumière l'importance de la normalisation des mesures relatives à l'évaluation du MLA. Ainsi, la mesure de la hauteur brute a depuis été remplacée par le AHI.

Longitudinal Arch Angle (LAA). Le LAA est une mesure classificatrice du type morphologique faisant partie de la catégorie de mesures anthropométriques ayant été décrite et utilisée à la fois sous sa forme quantitative (Sommer et Vallentyne, 1995; Jonson et coll., 1997; McPoil et coll., 2005; McPoil et Cornwall, 2007) et qualitative (Dahle et coll., 1991).

Le LAA a également été utilisé afin d'évaluer le niveau de mobilité du médio-pied à la marche et à la course, cela en 2D (McPoil et coll., 2005; 2007; Rathleff, Nielsen, Simonsen, Olesen et Kersting, 2010) et en 3D (Cashmere et coll., 1999; Burn, Branthwaite, Chockalingam, Chevalier et Naemi, 2011; Langley, Cramp et Morrison, 2015). Nilsson et collaborateurs (2012) ont exploré le niveau de mobilité de l'arche longitudinale médiale, exprimée à partir des variations du LAA, lors d'un changement de positionnement au niveau de l'articulaire subtalaire passant de neutre (congruence maximale entre les surfaces articulaires du talus et du naviculaire) à relaxe (naturelle en charge). Se basant sur un échantillon de 254 adultes asymptomatiques, ils ont proposé des valeurs normatives limites afin de catégoriser le pied d'un individu selon son degré de mobilité au niveau du médio-pied. Ainsi, cinq catégories ont été définies et représentées sur une échelle de type Likert allant de « Très rigide » à « Très flexible ».

Le LAA est l'une des rares mesures possédant des données normatives distinctes pour la classification du pied selon le type morphologique et selon le niveau de mobilité de celui-ci. Une même mesure fournit alors des renseignements complémentaires à la

fois sur la structure et sur la fonction du pied. De plus, la quantification du LAA effectuée lors du maintien d'une position statique a été définie comme étant un excellent prédicteur du comportement du médio-pied à la marche ($R^2 = 0,85 - 0,94$) et à la course ($R^2 = 0,84$) (McPoil et coll., 2005; 2007). Le LAA devient donc une mesure intéressante et pouvant potentiellement servir de base de comparaison dans un contexte où l'on tente de déterminer des mesures anthropométriques sensibles à la fois aux types morphologiques de pied et au niveau de mobilité de celui-ci.

Mobilité et types morphologique

Afin d'explorer la nature du lien entre la structure et la fonction du pied, certaines études se sont intéressées à la relation potentiellement existante entre les types morphologiques et les différents degrés de mobilité du pied.

Murley et collaborateurs (2009) ont mis en lumière la présence d'une différence en termes d'activité électromyographique au niveau des muscles impliqués dans le maintien dynamique de l'arche plantaire entre les types morphologiques; ces derniers définis par une combinaison de mesures cliniques et radiographiques. Une relation statistiquement significative a également été observée entre les types morphologiques définis à l'aide du *Arch Height Index* (Zifchock et coll., 2006) ou du FPI-6 (Cornwall et coll., 2011) et le niveau de mobilité de l'arche longitudinale médiale lors du passage d'une position assise à debout.

L'étude de Bencke et collaborateurs (2012) a démontré la présence d'une corrélation modérée ($r = 0,56$) entre une mesure de mobilité, obtenue dans un contexte d'évaluation statique (*Navicular Drop*), et une mesure de mobilité, obtenue lors de la réalisation de tâches dynamiques (MLA-3D). Ces résultats sont en désaccords avec ceux de Hoffman (2015) qui n'ont rapporté aucune relation significative entre le type morphologique défini à l'aide du FPI-6 et la mobilité du médio-pied évaluée à partir des déplacements du naviculaire à la marche lors de la phase de support. Finalement, Dicharry et collaborateurs (2009) ont démontré que, lors de la course, il existerait une différence significative sur le degré de mobilité du médio-pied entre les types morphologiques. Toutefois, ces différences ne sont pas présentes lors de la marche. Cela laisse supposer la présence d'une influence potentielle du pourcentage d'application de poids corporel ou des effets d'accélération et d'absorption sur les variations de mobilité du pied.

Limite

La quantification du niveau de mobilité du pied a été identifiée comme étant une importante source d'information complémentaire au type morphologique (Cornwall et coll., 2011) en renseignant davantage sur la fonction du pied (Dicharry et coll., 2009). Toutefois, les faibles niveaux d'association rapportés entre les types morphologiques et le niveau de mobilité portent à croire que d'autres éléments permettraient d'expliquer les variations de mobilité observées lors de l'augmentation de la charge appliquée au niveau du pied.

En somme, la présente revue de la littérature a permis de mettre en lumière les limites concernant les différentes mesures, indices et outils classificateurs du pied. Parmi les plus importantes, on note l'absence de mesure de référence qui serait non-invasive et utilisable dans un cadre d'évaluation clinique; le manque de consensus sur la technique à préconiser selon le contexte; la faible qualité ou l'absence totale de données normatives; l'absence d'informations en trois dimensions et un contexte de prise de mesures en condition statique et uniplanaire. Ainsi, les objectifs de cette étude ont été définis afin d'adresser les limites en termes de sensibilité des outils existants pour la classification selon le type morphologique; de contribuer à une meilleure compréhension de la signification des diverses mesures; et de documenter les niveaux de complémentarité ou de redondance entre celles-ci.

CHAPITRE III

Objectifs, rationnels et hypothèses

L'objectif principal de cette étude est de tracer un portrait des différences en termes de signification de la mesure pour un éventail de mesures cliniques et biomécaniques se rapportant à l'évaluation morpho-fonctionnelle du pied.

Plus spécifiquement, l'objectif #1 vise à développer un algorithme servant à catégoriser les pieds en fonction de leur type morphologique sur la base de plusieurs tests cliniques dans un contexte où il y a absence de mesure étalon.

Dans un deuxième temps, l'objectif #2 vise à déterminer la capacité discriminante (ou la sensibilité) de diverses mesures cliniques et biomécaniques aux types morphologiques de pieds définis à partir des résultats de l'objectifs #1.

Finalement, pour l'objectif #3, nous visons à étudier les relations existantes en termes de redondance et de complémentarité entre les mesures de l'évaluation clinique et biomécanique s'avérant significativement différentes entre les groupes (résultats de l'objectif #2).

Objectif #1 – Algorithme de classement

1. Considérant l'absence de mesure de référence (ou de mesure étalon) à titre de classificateur du type morphologique de pieds, développer un algorithme servant à catégoriser les pieds en fonction de leur type morphologique sur la base de plusieurs tests cliniques.

1.1. Rationnel du développement de l'algorithme de classement.

1.1.1. *Tests cliniques pour la formation de l'algorithme.* Les tests cliniques sélectionnés pour la formation de l'algorithme de classement sont des tests pour lesquels il existe des données normatives et qui permettent d'étudier la relation entre plusieurs composantes du pied. Les quatre tests composant cette batterie ont été sélectionnés pour leur complémentarité conceptuelle (évalue la structure ou la fonction du pied), anatomique (structures anatomiques évaluées) et dimensionnelle (portion du pied évaluée et plan d'analyse) (**Tableau 4**). Les mesures classificatrices sélectionnées sont : *Foot Posture Index 6 (FPI-6), Malleolar Valgus Index (MVI), Arch Height Index (AHI) et Navicular Drop (NDro).*

1.1.2. *Algorithme de classement.* À partir des quatre tests cliniques sélectionnés, une combinaison de deux à quatre tests sera intégrée comme prédicteur pour la création de l'algorithme. Cette sélection sera faite sur la base du

taux de concordance entre les tests, de même que sur les probabilités que les observations soient correctement classées (pourcentage d'affectation moyen). De plus, puisque l'algorithme sera conçu dans un but de classification, la combinaison des tests sélectionnés devra également favoriser l'étalement des observations. Cela, puisque la capacité de classement représente un indice du niveau de sensibilité.

Objectif #2 – Capacité discriminante

2. Déterminer la capacité discriminante (ou la sensibilité) de diverses mesures aux types morphologiques de pieds. Les mesures retenues sont de nature clinique et biomécanique.
 - 2.1. Dans un cadre d'évaluation clinique, les mesures retenues évaluent : (a) la composition structurelle du pied et (b) la fonction du pied.
 - 2.2. Dans un cadre d'évaluation biomécanique en contexte de mise en charge graduelle (soit une tâche évaluant le transfert d'un appui bipodal à unipodal), les mesures retenues évaluent : (c) les changements de l'angle moyen du *Longitudinal Arch Angle* (se référer au rationnel méthodologique, p.41); (d) la variabilité entre les phases de réalisation de la tâche et (e) le niveau de mobilité du pied entre deux contextes : en appui bipodal et en appui unipodal.

Tableau 4

Description des outils classificateurs sélectionnés en fonction des composantes évaluées et valeurs normatives pour la classification selon le type morphologique

Outil	Nature des composantes				Valeurs normatives			Référence
	Conceptuelle	Anatomique	Dimensionnelle		Types morphologiques			
			Portions du pied	Plans	S	N	P	
<i>Foot Posture Index 6 (FPI-6)</i>	structure fonction	tête talaire, angle calcanéen, courbes infra et supra malléolaires, arche médiale longitudinale articulation talo-naviculaire, relation avant et arrière-pied	arrière-pied médio-pied avant-pied	sagittal transverse frontal	< 0	0 à 5	> 5	Redmond et coll., 2006*
<i>Malleolar Valgus Index (MVI)</i>	fonction	déviations inter-malléolaires	arrière-pied	transverse	< 3,61	3,61 à 13,5	> 13,5	Song et coll., 1996
<i>Arch Height Index (AHI)</i>	structure	arche médiale longitudinale	médio-pied	sagittal	> 0,37	0,37 à 0,31	< 0,31	Butler et coll., 2008
<i>Navicular Drop (NDro)</i>	fonction	mobilité du naviculaire	médio-pied	transverse sagittal	< 0,6	0,6 à 1,8	> 1,8	Nilsson et coll., 2012

Légende : S: supinateur; N: neutre; P: pronateur.

*Note : pour le *Foot Posture Index 6*, une adaptation des valeurs normatives proposées par Redmond et collaborateurs (2006) ont été utilisées afin de ne considérer que trois groupes (supinateur, neutre et pronateur), sans égard au niveau de sévérité des groupes supinateurs et pronateurs.

2.3 Hypothèses (mesures cliniques)

- 2.3.1 (a) *Composition structurelle du pied* : nous suggérons que les mesures anthropométriques et cliniques basées sur une charte de données normatives ou tenant compte de caractères morphologiques personnalisés seront davantage discriminantes entre les types morphologiques que les mesures rapportant des valeurs scalaires brutes (p. ex. : le *Navicular Index* versus la hauteur brute du naviculaire par rapport au sol).
- 2.3.2 (b) *Fonction du pied* : nous proposons que les mesures fonctionnelles en charge auront un meilleur potentiel discriminant que les mesures sans mise en charge complète (p. ex. : l'angle calcanéen avec l'articulation subtalaire relaxe et le *Navicular Drift* versus l'amplitude de mouvement passif de l'articulation subtalaire).

2.4 Évaluation biomécanique : rationnel méthodologique

- 2.4.1 *Tâche*. La tâche sélectionnée afin de permettre l'évaluation du niveau de mobilité du pied consiste au transfert d'un appui bipodal vers le maintien d'un appui unipodal. Les trois phases analysées sont les suivantes : phase bipodale, phase unipodale d'ajustement (période d'instabilité post-transfert), et phase unipodale de maintien (période de stabilité optimale en appui unipodal).

2.4.2 *Mesure de mobilité.* La mesure sélectionnée pour évaluer le niveau de mobilité globale au niveau du pied est le *Longitudinal Arch Angle (LAA)*. Cette mesure a été sélectionnée notamment pour son évaluation tridimensionnelle et multi-segmentaire du pied.

2.5 Hypothèses (mesures biomécaniques)

- 2.5.1 (c) *Changements de l'angle moyen du Longitudinal Arch Angle (LAA) :* nous croyons que les changements de l'angle moyen du LAA lors du passage de la phase bipodale vers la phase unipodale seront sensibles aux types morphologiques de pied.
- 2.5.2 (d) *Variabilité entre les phases de réalisation de la tâche :* nous émettons l'hypothèse qu'un pied de type supinateur aura un niveau de mobilité significativement plus faible qu'un pied de type neutre et qu'un pied de type pronateur. Inversement, un pied de type pronateur devrait avoir un niveau de mobilité significativement plus élevé qu'un pied de type neutre et qu'un pied de type supinateur. Ces effets pourront être observés sur les paramètres d'amplitude de mouvement et d'excursion totale du *Longitudinal Arch Angle (ROM LAA et excursion)*⁷ durant les phases unipodales (ajustement et maintien).

⁷ Se référer à l'**Annexe D** pour une description détaillée des paramètres biomécaniques.

2.5.3 (e) *Mobilité du pied* : nous postulons que le taux de changement de l'angle LAA sera significativement différent entre les types morphologiques. De plus, les mesures de changements inter-phases de l'angle moyen qui sont normalisées par rapport au pourcentage de poids corporel appliqué devraient être plus sensibles aux types morphologiques de pied que les mesures de mobilité qui ne sont pas normalisées. Par exemple, la mesure évaluant la différence de l'angle moyen du LAA entre la phase bipodale et unipodale devrait être significativement différente lorsqu'elle est divisée par le pourcentage de poids corporel appliqué (paramètre *Deform_norm %PC*), comparativement à sa quantification sans sa division par le pourcentage de poids corporel appliqué (paramètre *Deform_brut*)⁸.

Objectif #3 – Relation entre les mesures

3. Étudier les relations existantes en termes de redondance et de complémentarité entre les mesures de l'évaluation clinique et celles de l'évaluation biomécanique, à titre d'analyse exploratoire supplémentaire.

⁸ Se référer à l'**Annexe D** pour une description détaillée des paramètres biomécaniques.

CHAPITRE IV

Méthodologie

Échantillon

Quatre-vingt-neuf volontaires ont démontré un intérêt pour le projet. Ces derniers ont été recrutés à l'aide des modes de recrutement indirects suivants: annonce dans les médias locaux et sur les réseaux sociaux, affiches et dépliants disposés dans l'enceinte de l'université d'attache, et par la présentation du projet de recherche dans divers groupes sociaux (tel que des groupes d'activités sportives, récréatives ou culturelles) au sein de la communauté locale.

L'éligibilité des volontaires a été déterminée à partir d'un questionnaire téléphonique renseignant sur leur état de santé musculo-squelettique. Une évaluation clinique, consistant à la complétion d'une fiche d'observations par un podiatre, servait à vérifier l'éligibilité des volontaires. Les critères d'inclusion se définissent comme suit :

(1) être âgé de plus de 37 ans au moment de l'évaluation; (2) être en mesure de maintenir une position en appui unipodal pour une période de 15 secondes sans aide externe; et (3) ne pas avoir ressenti de douleur au quotidien au niveau des hanches, genoux ou pieds au cours des trois derniers mois. Un participant était exclu s'il présentait l'une ou plusieurs des conditions suivantes : une déformation sévère au niveau du tronc ou des membres inférieurs, un trouble neurologique ou proprioceptif, une blessure au niveau du tronc ou des membres inférieurs au cours des trois derniers mois,

une chirurgie au niveau du tronc ou des membres inférieurs au cours des six derniers mois, des signes cliniques de limitations persistantes dues à une blessure, une chirurgie ou un traumatisme antérieur au niveau du tronc ou des membres inférieurs, ou toutes autres conditions pouvant affecter la démarche ou l'équilibre. Une liste exhaustive des critères d'inclusion et d'exclusion de même que les éléments constituant la fiche d'observations cliniques sont présentés en annexe. Ce projet a été approuvé par le comité d'éthique institutionnel pour la recherche avec des êtres humains. Tous les participants ont lu et signé le formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique institutionnel, cela de façon libre et éclairée avant de prendre part à l'étude.

Protocole

L'expérimentation était répartie en deux séances d'évaluation distinctes : une première évaluation de nature clinique suivie d'une deuxième évaluation de nature biomécanique, cette dernière réalisée en laboratoire. Un délai maximal de 12 semaines (3 mois) était visé entre les deux évaluations. Afin de s'assurer que la condition du participant n'ait pas changée durant cet intervalle, les réponses au questionnaire téléphonique (fournies préalablement à la participation au projet) ont été révisées lors de la deuxième évaluation. Un seul membre inférieur a été sélectionné pour les évaluations afin de minimiser les probabilités d'erreurs de type I et de respecter le postulat d'indépendance des observations (Menz, 2004). Une procédure de randomisation basée sur la latéralité du membre inférieur dominant et non dominant a été appliquée afin de déterminer le membre inférieur sélectionné pour les évaluations.

Évaluation clinique. Les évaluations de nature clinique ont été réalisées par un podiatre comptant plus de 10 ans d'expérience. Un mois avant le début de ces dernières, celui-ci a été familiarisé à la passation de la batterie d'évaluation sur 10 candidats. Les résultats de ces candidats ne font pas partie des résultats de cette étude.

Le déroulement de l'évaluation clinique compte les éléments suivants :

(1) déterminer la latéralité du membre inférieur; (2) définir un gabarit pour le positionnement des pieds; et (3) exécuter une batterie de mesures anthropométriques structurelles, fonctionnelles et classificatrices de la morphologie du pied.

(1) Déterminer la latéralité du membre inférieur. La latéralité du membre inférieur a été déterminée à partir de trois tâches issues du *Waterloo Footedness Questionnaire* (Elias, Bryden et Bulman-Fleming, 1998). À l'aide du pied préférentiel, le participant devait: (1) tenter de soulever une bille de marbre du sol; (2) frapper un ballon de soccer; et (3) éteindre un feu fictif se situant face à eux. Le pied le plus utilisé pour accomplir ces tâches était alors considéré comme étant celui dominant.

(2) Définir un gabarit pour le positionnement des pieds. Afin de définir un gabarit pour le positionnement des pieds, le participant était invité à prendre place sur une plateforme surélevée de 30 cm du sol, à faire de quatre à cinq pas sur place puis, à demeurer immobile et confortable en appui bipodal. L'évaluateur marquait ensuite la projection verticale des repères anatomiques suivants : bord médial de la tête du premier

métatarsien, bord latéral de la tête du cinquième métatarsien, extrémité antérieure de l'hallux et extrémité postérieure du calcaneum. Toutes les mesures évaluées dans une position d'appui bipodal en charge ont été effectuées en respectant ce gabarit de positionnement, alors que les mesures sans mise en charge ont été évaluées en décubitus ventrale sur une table de traitement.

(3) *Effectuer une batterie de mesures bio-anthropométriques.* Un total de 20 mesures bio-anthropométriques ont été évaluées lors de l'évaluation clinique (**Tableau 9**; voir p.70). Ces mesures ont été subdivisées en fonction du type d'information qu'elles fournissent. Les quatre sous-ensembles composant les mesures bio-anthropométriques sont : les informations biométriques globales (p. ex. : âge, sexe, taille, etc.), les mesures anthropométriques structurelles de la morphologie du pied (p.ex. : longueur du pied, hauteur de l'arche longitudinale médiale, etc.) et les mesures dites fonctionnelles du pied (p.ex. : amplitude de mouvement de l'articulation subtalaire, Navicular Drift, etc.).

Évaluation biomécanique. La biomécanique du pied a été évaluée au cours d'une autre séance d'une durée de 60 minutes. Au cours de cette séance, la réalisation d'une tâche avec mise en charge graduelle du poids corporel sur le membre évalué a été effectuée. Cette tâche, d'une durée totale de 13 secondes, consistait au transfert, à partir d'un appui bipodal (\approx 50-50% du poids corporel réparti sur chaque jambe), à un appui unipodal (100% du poids corporel sur le membre évalué).

Tâche. Le participant était initié à l'environnement du laboratoire et familiarisé avec le protocole d'évaluation. Celui-ci était invité à retirer ses chaussures, à demeurer pieds nus et à se positionner à l'intérieur du gabarit⁹, tel que préalablement défini. Le participant avait comme consigne de regarder le point de fixation situé au mur face à lui et de répartir uniformément son poids sur les deux membres inférieurs. Ensuite, l'évaluateur comptait à rebours à partir de trois et demandait au participant de lever le membre inférieur non évalué (« 3, 2, 1 : levez la jambe. »). Le participant maintenait alors la position debout en appui unipodal pendant 10 secondes jusqu'à ce que l'évaluateur demande de redéposer le pied au sol.

À l'issue de la complétion de trois essais de familiarisation réussis¹⁰, 15 marqueurs de mouvement étaient positionnés au niveau de la jambe et du pied évalués suivant le protocole standardisé associé à l'utilisation du modèle de cinématique multi-segmentaire du pied de l'Institut orthopédique Rizzoli (*IOR foot model*) (Leardini et coll., 2007) (voir protocole en **Annexe C**, p.127, section 4.2). Le participant réintérait ensuite le gabarit où un quatrième et dernier essai de familiarisation était réalisé mais cette fois-ci, avec les 15 marqueurs de mouvement apposés au niveau de la

⁹ Le gabarit de la position des pieds était réutilisé afin d'assurer un positionnement des pieds similaire entre l'évaluation clinique et l'évaluation biomécanique (McPoill et coll., 2014). Ce gabarit était apposé directement sur les deux plateformes de force utilisées lors de l'évaluation biomécanique.

¹⁰ Par essais réussis, nous entendons un essai au court duquel le participant a été en mesure de demeurer en équilibre sur le membre inférieur évalué jusqu'à la fin de l'essai et qu'il n'ait pas chuté ou touché le sol avec le pied controlatéral (c'est-à-dire le membre inférieur non évalué).

jambe et du pied. La tâche de transfert en appui unipodal était ensuite réalisée jusqu'à ce qu'il complète quatre essais réussis⁸. Les trajectoires tridimensionnelles des 15 marqueurs de cinématique étaient enregistrées à l'aide de neuf caméras issues d'un système d'analyse du mouvement optoélectronique (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, Canada). Les forces de réaction au sol étaient enregistrées à partir de deux plateformes de force adjacentes, intégrées au sol (modèle FP4060, Bertec Corporation, Columbus, OH, USA; modèle OR-6, Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown, USA).

Acquisition des données. Les données étaient enregistrées sur une période de 13 secondes par essai. Les données de cinétique (forces de réaction au sol) et de cinématique (trajectoire des 15 marqueurs) ont été collectées à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz et 100 Hz respectivement. L'acquisition de vidéos à l'aide d'une caméra digitale (Sony, HDR-XR260V modèle, Hz 60i) a également été réalisée à des fins de référence de la qualité des données et pour visualiser les stratégies de mouvement adoptées, si nécessaire.

Traitement des données et mesures biomécaniques

Traitements des données cinétiques et cinématiques. Les plages de données manquantes issues de la cinématique tridimensionnelle ont été interpolées suivant la méthode par splines cubiques avec des fenêtres de calcul sur 10 itérations. Un filtre de type Butterworth passe-bas de deuxième ordre et à une fréquence de coupure de 8 Hz a

ensuite été appliqué. Les données cinétiques des forces de réaction au sol sont demeurées brutes et seules les valeurs de la force verticale (FV) ont été extraites pour les fins du séquençage du déroulement de la tâche en sous-phases.

Sélection des essais conservés. Pour chacun des participants, trois des quatre essais réussis ont été sélectionnés pour les analyses¹¹. Le critère utilisé pour la sélection de ces trois essais est l'erreur quadratique moyenne (EQM). Ainsi, l'EQM a été calculée sur chacune des dyades d'essais. La moyenne sur l'EQM a ensuite été calculée à partir des valeurs EQM issus des dyades d'un triplet d'essais donnés¹². Finalement, les trois essais faisant parti du triplet dont la valeur moyenne de l'EQM était la plus petite ont été sélectionnés et conservés pour les analyses subséquentes. Ceci a été réalisé afin de conserver les trois essais les plus similaires, favorisant ainsi la reproductibilité inter-essais.

Séquençage de la tâche. À partir des valeurs de la FV, quatre sous-phases ou fenêtres d'observations des données cinématiques ont été définies (**Figure 3**) : une bipodale (état de repos; avec environ 50-50% du poids corporel réparti sur chaque membre inférieur); une de transfert et enfin, deux phases unipodales (les sous-phases d'équilibre en appui sur un seul membre inférieur c'est-à-dire $FV \geq 98\%$ du poids

¹¹ Suite à l'évaluation de la qualité des signaux, six participants (20,7%) avaient trois essais valides sur quatre. Trois étant le nombre commun d'essais valides pour l'ensemble des participants, il était alors nécessaire de faire un tri pour uniformiser le nombre d'essai analysé au dénominateur commun.

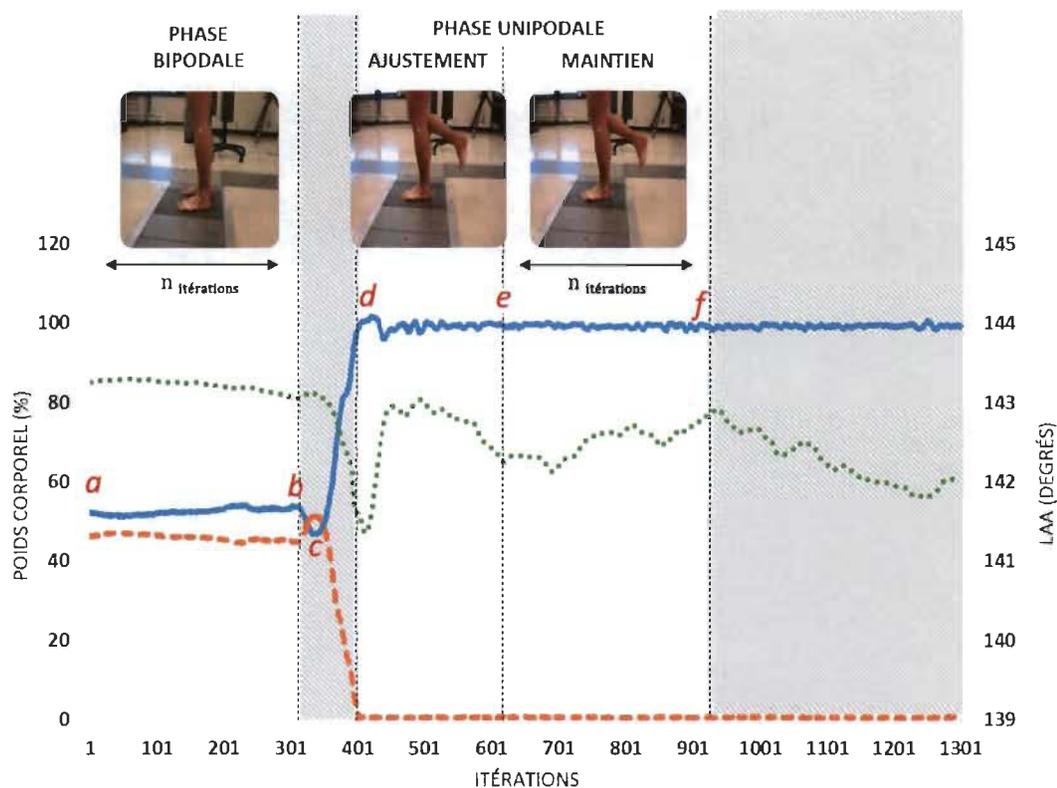
¹² Par exemple, pour le triplet comprenant les essais 1, 2 et 3 la valeur de l'EQM moyen était calculée ainsi : $EQM_{moyen [essais\ 1,2,3]} = [(EQM_{essai\ 1\ et\ 2}) + (EQM_{essai\ 2\ et\ 3}) + (EQM_{essai\ 1\ et\ 3})] \div 3$

corporel). La première étant l'unipodale ajustement, avant une stabilisation du pied. La seconde étant l'unipodale maintien. L'analyse des données cinématiques faisant l'objet de ce travail de recherche a toutefois été effectuée sur trois des quatre phases présentées ci-dessus où la phase de transfert a été soustraite des résultats.

La phase bipodale a été définie comme la période s'échelonnant de la première itération (**Figure 3**, point *a*) jusqu'à celle représentant la perte d'un état de maintien au repos¹³ (**Figure 3**, point *b*).

Ensuite, la première itération correspondante à $FV \geq 98\%$ du poids corporel a été utilisée afin de délimiter la fin de la phase de transfert (**Figure 3**, point *d*). Cette itération représente également le début de la période où le participant est en appui unipodal – période qui sera subdivisée en deux sous-phases.

¹³ **Note technique.** L'itération représentant la perte d'un état de maintien (**Figure 3**, point *b*) a été définie à partir de la valeur FV minimale (**Figure 3**, point *c*), auquel a été soustraite la largeur à mi-hauteur de la courbe formée par ce pic minimal. Comme la largeur à mi-hauteur est équivalente à la moitié de la base du pic, cela permet de définir avec précision la fin de l'état de repos et donc, de la phase bipodale de repos.



Légende : *a*: première itération (début de la phase bipodale); *b*: dernière itération du repos (fin de la phase bipodale); *c*: valeur FV minimale (pied instrumenté); *d*: première itération où FV \geq 98% du poids corporel (début de la phase unipodale); *e*: début de la stabilisation unipodale (délimitation entre l'unipodale ajustement et l'unipodale maintien); *f*: fin de la phase unipodale maintien.

Figure 3. Exemple de séquençage de la tâche : courbes des forces verticales de réaction au sol du pied instrumenté (ligne continue) et du pied non-instrumenté (ligne en tirets) ainsi que la courbe des variations angulaires du LAA (ligne pointillée) par rapport aux itérations. Les zones grises représentent les portions du signal qui n'ont pas été analysées.

Finalement, afin de subdiviser la phase unipodale en « unipodale ajustement » et « unipodale maintien », nous avons déterminé un moment où le pied du participant se situait dans un état considéré stable (**Figure 3**, point *e*. à point *f*). Cette délimitation a été définie à partir des variations de l'écart-type sur les données d'amplitude de la FV lors de la période d'appui unipodal¹⁴.

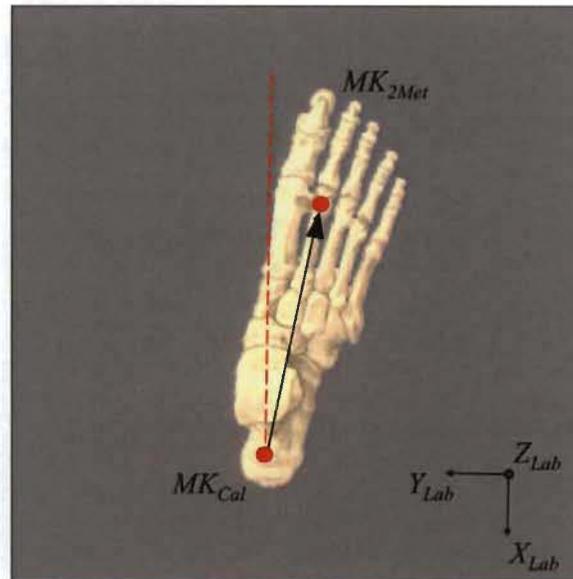
Longitudinal Arch Angle (LAA). Le LAA a été mesuré à partir des deux vecteurs formés par trois marqueurs de cinématique composant le modèle de l'Institut orthopédique Rizzoli (*IOR foot model*) (Leardini et coll., 2007) : soit un positionné au niveau de la tête du 1^{er} métatarsien, un sur la tubérosité du naviculaire (marqueur au point central de l'angle) et, le dernier, sur la malléole médiale. Le calcul de cet angle a été réalisé selon deux approches : la première repose sur les coordonnées 3D des trois marqueurs de cinématique (LAA-3D) et la seconde repose sur les coordonnées dans le plan sagittal (LAA-Sag) situées le long des axes *X* et *Z* correspondants, selon le référentiel laboratoire.

¹⁴ **Note technique.** La moyenne de l'écart-type des valeurs d'amplitude de la FV a été calculée sur des fenêtres glissantes de longueurs variables selon les essais. Ces fenêtres – que nous appellerons « fenêtres glissantes de recherche de stabilité » (FGRS) – ont une longueur itérative qui est définie par un pourcentage (4 à 5%) de la longueur totale du signal de la période d'appui unipodal. Elle est donc constante pour un essai mais adaptée aux variabilités inter-essais, en termes de longueur du signal. Ainsi, la première FGRS dont les valeurs se situent à l'intérieur de ± 1 écart-type de la moyenne du signal de la période d'appui unipodal est retenue. La première itération de cette FGRS représente le moment de coupure entre la fin de la phase unipodale d'ajustement et le début de la phase unipodale de maintien (Figure 3, point *e*). La fin de la phase unipodale de maintien a été déterminée afin que son nombre d'itérations soit égale au nombre d'itérations de la phase bipodale (Figure 3, points $a \rightarrow b = e \rightarrow f$).

Les coordonnées de ces trois marqueurs ont subi une rotation autour de l'axe Z, soit l'axe vertical, afin de corriger l'erreur de perspective engendrée par l'angle d'ouverture des pieds du participant dans le plan transverse et de positionner l'axe longitudinal du pied¹⁵ parallèle au plan sagittal, selon le référentiel du laboratoire (**Figure 4**).

Paramètres. À partir du LAA-3D et du LAA-Sag, tous deux analysés à travers les différentes phases de réalisation de la tâche, un total de neuf paramètres ont été extraits. Les définitions mathématique et opérationnelle de ces derniers sont présentées à l'**Annexe D** (p.138). Les résultats du LAA-3D sont présentés au **Tableau 10** (p. 71) alors que ceux du LAA-Sag sont présentés en **Annexe E** (p.140). Le calcul de ces paramètres a été effectué à partir de Matlab (version 8.4 R2014b, Mathworks Inc., Natick, MA).

¹⁵ **Note technique.** L'axe longitudinal du pied a été défini par le vecteur formé par la liaison du marqueur placé au niveau de la face postérieure de la bissection du calcanéus (MK_{cal}) et du marqueur situé sur la tête du deuxième métatarsien (MK_{2Met}).



Légende : MK_{Cal} : marqueur situé sur la face postérieure de la bissection du calcaneus; MK_{2Met} : marqueur situé sur la face dorso-médiale de la tête du deuxième métatarsien; Lab: laboratoire.

Figure 4. Reproduction de la position du pied sur une plate-forme de force au sol selon une vue transverse de la face dorsale du pied. L'angle de correction pour la rotation des données est calculé entre l'axe longitudinal du pied (représenté par le vecteur $\overrightarrow{MK_{Cal} MK_{2Met}}$) et le plan XZ laboratoire (ligne en tirets). Le système de coordonnées du référentiel laboratoire est présenté en bas de l'image dans le coin droit où l'axe Z est positif en pointant vers le sol.

Analyses statistiques

Algorithme de classement et subdivision des groupes.

L'algorithme de classement a été conçu afin de subdiviser l'échantillon en trois groupes en fonction du type morphologique de pied (pronateur, neutre et supinateur). L'approche utilisée pour la subdivision s'appuie sur le calcul de fonctions linéaires discriminantes afin de classer chacun des participants dans l'un des trois groupes (Fisher, 1936). Similaire à la régression multiple, cette méthode de classification consiste à définir une combinaison de variables descriptives quantitatives informant sur la morphologie globale du pied (prédicteurs), qui permettraient de déterminer le groupe d'appartenance du participant. Pour ce faire, la première étape consiste à définir un échantillon d'apprentissage pour lequel il existe un critère de regroupement fiable des observations. Les coefficients des fonctions de classement seront ensuite calculés à partir des valeurs issues de cet échantillon. À la seconde étape, trois fonctions linéaires discriminantes, représentant la moyenne pondérée des prédicteurs, sont calculées pour chacun des participants à l'aide des coefficients calculés à la première étape. Finalement, la troisième et dernière étape consiste à sélectionner la fonction de classement dont la valeur est la plus élevée qui représente alors le groupe d'appartenance du participant.

Puisqu'il n'existe pas de standard de référence clair pour la classification selon le type morphologique, la construction de l'algorithme de classement a alors été réalisée à partir d'une combinaison des valeurs de mesures classificatrices existantes pour lesquels il existe des données normatives (**Tableau 4**, p.40). Tout d'abord, afin de définir

l'échantillon d'apprentissage, tel que mentionné précédemment, nous avons sélectionné quatre outils classificateurs fournissant des informations complémentaires sur la morphologie du pied, soit le FPI-6, le MVI, le AHI et le NDrop. À l'aide de tableaux croisés, le taux de concordance entre chacune des paires de mesures classificatrices a été évalué pour les six combinaisons possibles¹⁶. Utilisant les valeurs de la paire avec le plus haut taux de concordance comme référence, nous avons isolé les observations des participants pour lesquels les deux outils de classement étaient en accord sur le groupe d'appartenance. Ces observations concordantes ont ensuite été extraites afin de créer l'échantillon d'apprentissage. Finalement, les coefficients de classement issus de cet échantillon d'apprentissage ont été appliqués à l'échantillon total afin de former les groupes.

Statistiques descriptives et portrait démographique. Les statistiques descriptives (moyenne et écart-type) pour la totalité des mesures de l'évaluation clinique et des paramètres de l'évaluation biomécanique ont été calculées pour les trois groupes de types morphologiques. Dans le but de déterminer s'il existe une différence au niveau des variables biométriques caractérisant les groupes, des analyses de variances (ANOVA) à un facteur ont été effectuées. La présence de différence significative sur les proportions a été testée à l'aide de Khi carrées.

¹⁶ Voir **Tableau 8**, p.66

Capacité discriminante des diverses mesures. Afin de tracer un portrait des différences entre les groupes de types morphologiques, le test non-paramétrique Kruskal-Wallis a été réalisé sur les variables de l'évaluation clinique (mesures anthropométriques structurelles et fonctionnelles) et sur les paramètres de l'évaluation biomécanique (mesures de l'angle moyen du LAA, de variabilité et de mobilité du pied). L'homogénéité des variances a été évaluée à l'aide du test de Levene et la normalité de la distribution des variables a été déterminée à partir du test de normalité de Shapiro-Wilk ainsi que des coefficients d'asymétrie. Le test U de Mann-Whitney avec correction des valeurs de significativité de Bonferroni pour comparaisons multiples a également été utilisé à titre de test post-hoc lorsqu'une différence significative était présente entre les groupes. L'étude des différences entre les phases de la réalisation de la tâche ont été évaluées à l'aide du test non-paramétrique pour échantillons appariés de Friedman combiné au test post-hoc de la somme des rangs de Wilcoxon avec correction de Bonferroni.

Analyse exploratoire supplémentaire

Relation entre les mesures. Les relations existantes en termes de redondance et de complémentarité entre les mesures ont été explorées à l'aide d'une matrice de corrélations (r de Pearson). La taille d'effet de ces corrélations a été interprétée selon les balises de Cohen (1988) où, un coefficient de corrélation de 0,10 est considéré comme étant « faible », un coefficient de 0,30 est considéré comme étant « modéré » et un coefficient de 0,50 est considéré comme étant « élevé ». Les mesures intégrées à la

matrice comprennent les mesures classificatrices, les variables de l'évaluation clinique qui sont significativement discriminantes entre les groupes, ainsi qu'une sélection de paramètres biomécaniques jugés pertinents et dont la présence est justifiée par le cadre exploratoire de l'analyse.

La totalité des analyses statistiques ont été réalisées à partir du logiciel d'analyse SPSS (V20.0, Chicago, IL, USA). Le seuil de significativité a été établi à 0,05.

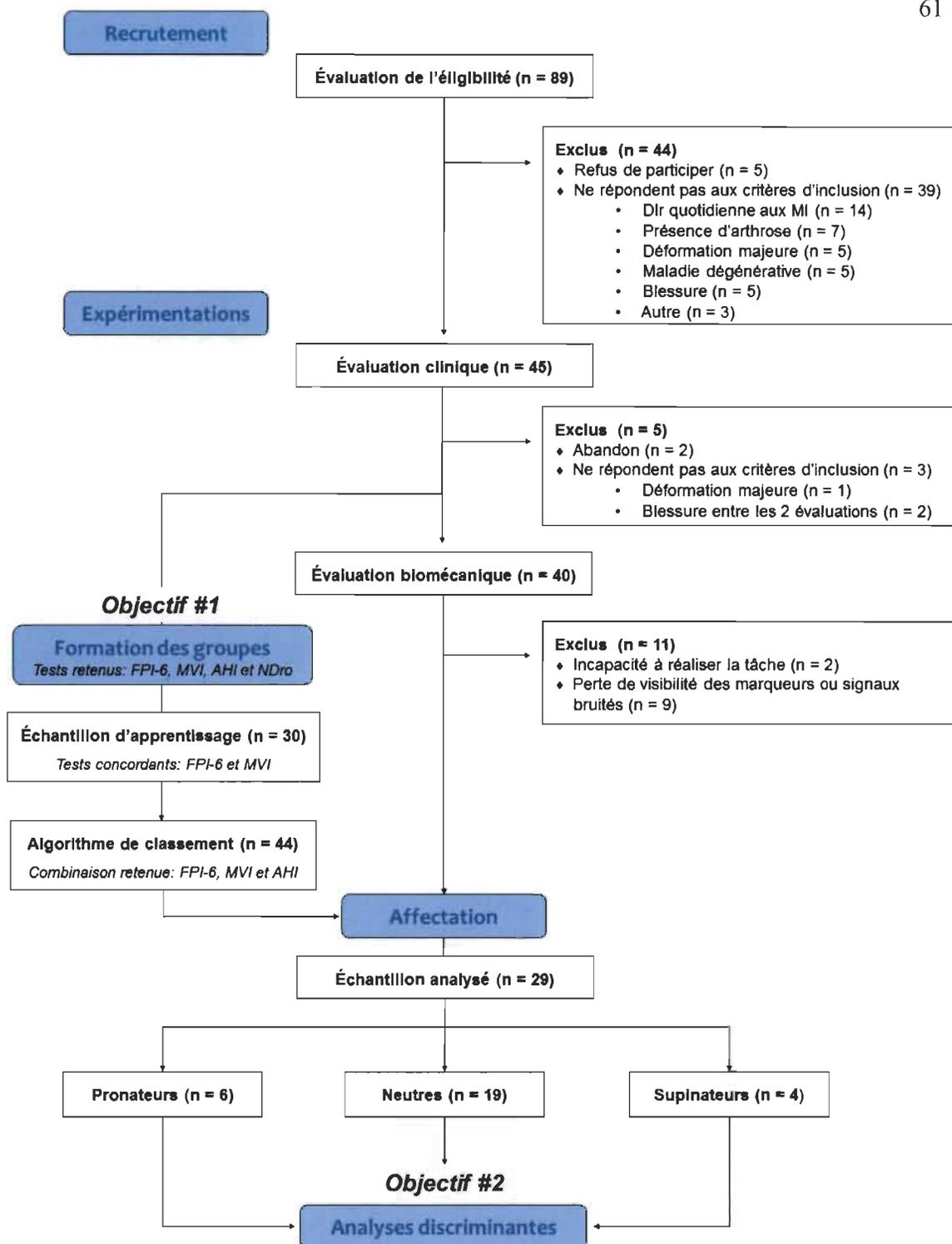
CHAPITRE V

Résultats

L'éligibilité de 89 volontaires a été évaluée pour fin d'adhésion au projet. De ceux-ci, 45 ont été identifiés comme étant éligibles à l'évaluation clinique. Après évaluation, les valeurs de 44 d'entre eux ont contribué à la formation de l'algorithme de classement (objectif 1) et 40 ont participé à l'évaluation biomécanique. De ceux-ci, les données de 29 participants ont pu être conservées pour les analyses discriminantes entre les groupes (objectif 2) formés sur la base des types morphologiques de pieds. La **Figure 5** illustre le suivi de l'échantillon et l'attrition à travers les différentes phases de l'étude. Un portrait de l'échantillon avant et après division des groupes est présenté aux **Tableaux 5 et 6** respectivement.

Des 29 participants conservés pour les analyses inter-groupes, 79% (23/29) ont été évalués à l'intérieur du délai souhaité de 12 semaines ou moins entre les deux évaluations. Quatre participants ont été évalués à l'intérieur d'un délai allant de 20 à 52 semaines en raison de problèmes expérimentaux (bris de matériel)¹⁷.

¹⁷ Pour s'assurer que la condition de ces participants n'ait pas changée durant ce plus long délai que prévu, les réponses au questionnaire téléphonique (fournies préalablement à la participation au projet) ont été révisées lors de la deuxième évaluation.



Légende : dlr: douleur; MI: membres inférieurs; FPI-6: Foot Posture Index 6; MVI: Malleolar Valgus Index; AHI: Arch Height Index; NDro: Navicular Drop.

Figure 5. Suivi de l'échantillon et attrition à travers les différentes phases de l'étude.

Tableau 5
Caractéristiques de l'échantillon total (avant l'application de l'algorithme de classement)

Variabiles biométriques	Évaluation clinique	Évaluations clinique et biomécanique
Nombre de participants	44	29
Sexe (H/F)	♂21 (47,7%) / ♀23 (52,3%)	♂14 (48,3%) / ♀15 (51,7%)
Âge (ans)	61,93 ± 9,60	64,76 ± 7,76
Taille (m)	1,66 ± 0,10	1,65 ± 0,08
Poids (kg)	74,07 ± 14,20	72,85 ± 12,16
IMC (kg/m ²)	26,86 ± 4,41	26,82 ± 3,76
Membre inférieur évalué (<u>d</u> ominant / <u>n</u> on-dominant)	D 20 (45,5%) / N 24 (54,5%)	D16 (55,2%) / N13 (44,8%)

Répartitions des observations*

Outils classificateurs		Types morphologiques		
		Pronateurs	Neutres	Supinateurs
<i>Foot Posture Index 6 (FPI-6)</i>	—	7 (24%)	20 (69%)	2 (7%)
<i>Malleolar Valgus Index (MVI)</i>	—	9 (31%)	16 (55%)	4 (14%)
<i>Arch Height Index (AHI)</i>	—	2 (7%)	20 (69%)	7 (24%)
<i>Navicular Drop (NDro)</i>	—	0 (0%)	25 (86%)	4 (14%)

Légende : H et ♂: homme; F et ♀: femme; m: mètre; kg: kilogramme; IMC: indice de masse corporelle; D: dominant; N: non-dominant.

***Note** : la répartition des observations est présentée suivant les valeurs normatives proposées dans la littérature pour les outils classificateurs ci-dessus (voir Tableau 4, p.40).

Tableau 6
 Caractéristiques de l'échantillon par groupe après l'application de l'algorithme de classement
 Moyennes (écart-types) et analyse de variances entre les groupes.

Variables biométriques	Types morphologiques			<i>p</i>	<i>Khi</i> ²
	Pronateurs	Neutres	Supinateurs		
Nombre de participants	6	19	4	—	—
Sexe (H/F)	♂1 / ♀5	♂11 / ♀8	♂2 / ♀2	—	0,211
Âge (ans)	60,17 (5,78)	67,32 (7,49)	59,50 (7,00)	0,043 * †	—
Taille (m)	1,61 (0,07)	1,65 (0,07)	1,68 (0,12)	0,251	—
Poids (kg)	75,29 (10,34)	70,04 (11,05)	78,98 (17,18)	0,730	—
IMC (kg/m ²)	28,96 (3,72)	25,68 (3,82)	27,74 (2,27)	0,217	—
Membre inférieur évalué (<u>d</u> ominant / <u>n</u> on-dominant)	D 4 / N 2	D 9 / N 10	D 3 / N 1	—	0,491

Légende : H et ♂: homme; F et ♀: femme; m: mètre; kg: kilogramme; IMC: indice de masse corporelle; D: dominant; N: non-dominant; * $p < 0,05$; † ANOVA significatif; post-hoc (Tukey) non significatif.

Objectif #1 - Algorithme de classement

Échantillon d'apprentissage. À partir des valeurs normatives de classement du FPI-6, MVI, AHI et NDrop (**Tableau 4**, p.40), les taux d'accord pour la classification selon le type morphologique sont de 25% entre quatre outils, 36 à 41% entre trois outils et de 50 à 68% entre deux outils. Le sommaire des observations concordantes par paires d'outils ainsi que les taux d'accords associés sont présentés au **Tableau 7**. Les deux outils ayant le plus haut taux d'accord sont le FPI-6 et le MVI avec 30/44 observations concordantes en termes de classification (68,2%). L'échantillon d'apprentissage est alors formé à partir des participants issus de ces 30 observations concordantes.

Tableau 7
Sommaire des observations concordantes par paires d'outils classificateurs.
Nombre absolu et taux d'accord.

	Outils classificateurs			
	FPI	MVI	AHI	NDrop
FPI	—	30 (68,2%)	23 (52,3%)	24 (54,5%)
MVI	30 (68,2%)	—	22 (50,0%)	25 (56,8%)
AHI	23 (52,3%)	22 (50,0%)	—	28 (63,6%)
NDrop	24 (54,5%)	25 (56,8%)	28 (63,6%)	—

Légende : FPI: Foot Posture Index; MVI: Malleolar Valgus Index; AHI: Arch Height Index; NDrop: Navicular Drop.

Sélection d'une combinaison de prédicteurs aux fonctions de classement. Les quatre prédicteurs (FPI-6, MVI, AHI et NDrop) ont été intégrés dans le calcul des fonctions de classement par combinaisons composées de quatre, trois ou deux outils pour un total de 11 combinaisons possibles. Pour chacune de ces combinaisons, les

distributions au niveau de la répartition des groupes et les valeurs moyennes sur les probabilités d'affectation ainsi que celles, minimales et maximales ont été calculées (**Tableau 8**). La combinaison de prédicteurs avec la plus haute valeur moyenne sur la probabilité d'affectation est celle composée des outils classificateurs FPI-6, MVI et AHI. La combinaison de prédicteurs favorisant l'étalement des observations à travers les groupes est celle composée du AHI et NDrop. Toutefois, c'est aussi la combinaison de prédicteurs avec la plus faible valeur moyenne sur la probabilité d'affectation moyenne (53,1%). La combinaison FPI-6, MVI et AHI a été retenue pour la formation de l'algorithme de classement considérant aussi que cette combinaison résulte à un étalement entre les participants entre les groupes qui soit satisfaisant.

Tableau 8

Distributions et probabilités d'affectation selon la combinaison de prédicteurs intégrés
dans le calcul des fonctions de classement

Combinaisons de prédicteurs	Distributions				Probabilités d'affectation					
	FPI	MVI	AHI	Ndrop	P	N	S	Moyenne	Min	Max
<i>4 outils</i>	X	X	X	X	6	19	4	92,7%	59,9%	100,0%
<i>3 outils</i>	X	X	X		6	19	4	92,9%	59,7%	100,0%
	X	X		X	7	18	4	91,4%	54,5%	100,0%
	X		X	X	7	18	4	89,2%	50,2%	100,0%
<i>2 outils</i>		X	X	X	7	17	5	83,6%	51,2%	99,9%
	X	X			6	19	4	91,6%	54,9%	100,0%
			X	X	11	11	7	53,1%	44,0%	99,6%
	X		X		6	19	4	89,5%	50,2%	100,0%
	X			X	6	19	4	88,0%	50,1%	100,0%
		X	X		7	17	5	82,6%	56,5%	99,9%
		X		X	9	14	6	80,8%	50,0%	100,0%

Légende : FPI: Foot Posture Index; MVI: Malleolar Valgus Index; AHI: Arch Height Index; NDrop: Navicular Drop; P: pronateur; N: neutre; S: supinateur.

Objectif #2 - Capacité discriminante des mesures

Évaluation clinique. Les moyennes (écart-type) et tests de différences inter-groupes pour les 20 mesures anthropométriques structurelles et fonctionnelles évaluées lors de l'évaluation clinique sont présentés au **Tableau 9**.

Mesures classificatrices. Deux des quatre mesures classificatrices évaluées sont significativement différentes entre les trois groupes de types morphologiques. Le test Kruskal-Wallis a démontré la présence de différences inter-groupes significatives pour le FPI-6 ($\chi^2_{(2)} = 18,456; p < 0,001$) et pour le MVI ($\chi^2_{(2)} = 15,438; p < 0,001$). Le test post-hoc U de Mann-Whitney a confirmé la présence de différences significatives pour le FPI-6 et le MVI entre chacun des trois groupes ($p < 0,05$)¹⁸ avec une diminution des valeurs moyennes du groupe supinateur par rapport au groupe pronateur, en passant par le groupe neutre.

Mesures anthropométriques structurelles. Des 10 mesures anthropométriques structurelles évaluées, seul l'angle d'éversion passif maximal à la cheville est significativement différent entre les groupes ($\chi^2_{(2)} = 7,228; p = 0,027$). On note une augmentation significative des valeurs du groupe supinateur par rapport au groupe neutre ($U = 5,5; p = 0,012$), mais aucun effet significatif entre le groupe neutre et le groupe pronateur ($U = 46; p = 1$) ni entre le groupe pronateur et le groupe supinateur ($U = 4; p = 0,342$)¹⁸.

¹⁸ La valeur de significativité rapportée représente la valeur corrigée selon la méthode de Bonferroni pour comparaisons multiples.

Mesures anthropométriques fonctionnelles. La mesure anthropométrique fonctionnelle, évaluée en charge, de l'angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe) est la seule des six mesures anthropométriques fonctionnelles qui est significativement différentes entre les groupes ($\chi^2_{(2)} = 10,428; p = 0,005$).

Évaluation biomécanique. Les moyennes (écart-type) et tests de différences inter-groupes pour les neuf paramètres étudiés lors de l'évaluation biomécanique sont présentés au **Tableau 10**.

Mesure de l'angle moyen du LAA. Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour la valeur moyenne de l'angle LAA (LAA moyen) calculée lors de la phase bipodale ($\chi^2_{(2)} = 4,097; p = 0,129$) et de la phase unipodale maintien ($\chi^2_{(2)} = 4,101; p = 0,129$). Aucune différence significative n'a été observée selon une comparaison entre les valeurs de la phase bipodale et la phase unipodale maintien pour ce paramètre.

Mesures de variabilité. Les deux mesures de variabilités évaluées (ROM LAA et excursion) sont toutes deux significativement différentes entre chacune des trois phases de réalisation de la tâche ($p < 0,001$). En ce qui a trait aux différences inter-groupes, le ROM LAA s'est avéré significativement différent lors de la phase unipodale maintien ($\chi^2_{(2)} = 6,647; p = 0,036$), avec des valeurs significativement plus élevées pour le groupe

pronateur par rapport au groupe supinateur ($U = 0; p = 0,030$)¹⁹. La mesure d'excursion de l'angle LAA est discriminante lors de la phase unipodale ajustement ($\chi^2_{(2)} = 7,648; p = 0,022$) également entre le groupe pronateur et le groupe supinateur uniquement ($U = 0; p = 0,030$)¹⁹. Bien que le test Kruskal-Wallis ait permis d'identifier une différence significative pour cette dernière variable lors de la phase unipodale maintien ($\chi^2_{(2)} = 6,092; p = 0,048$), les comparaisons par paires issues du test U de Mann-Whitney n'ont décelé aucune différence significative.

Mesures de mobilité. Sur les six paramètres évaluant la mobilité du LAA entre les phases, aucune différence significative n'a été observée.

¹⁹ La valeur de significativité rapportée représente la valeur corrigée selon la méthode de Bonferroni pour comparaisons multiples.

Tableau 9

Moyennes (écart-types) des variables de la séance d'évaluation clinique.

Algorithme de classement basé sur les valeurs du FPI, MVI et AHI comme prédicteurs de la fonction de classement.

Variables cliniques	Types morphologiques			Kruskal-Wallis Valeurs de <i>p</i>
	P	N	S	
<i>Classificatrices</i> (prédicteurs de la fonction de classement)				
Foot Posture Index 6	7,33 (1,51) ^{a,b}	3,68 (1,49) ^{a,c}	-1,50 (1,91) ^{b,c}	< 0,001**
Malleolar Valgus Index	16,90 (2,42) ^{a,b}	9,65 (5,33) ^{a,c}	0,77 (2,84) ^{b,c}	< 0,001**
Arch Height Index	0,33 (0,01)	0,36 (0,08)	0,36 (0,03)	0,334
Navicular Drop	0,82 (0,33)	0,81 (0,25)	0,58 (0,05)	0,131
<i>Anthropométriques structurelles</i>				
Longueur du pied	25,38 (1,58)	25,96 (1,39)	24,43 (2,02)	0,359
Longueur du pied tronqué	18,58 (0,99)	19,09 (0,99)	17,95 (1,54)	0,227
Hauteur de l'arche médiale	6,15 (0,44)	6,95 (1,65)	6,40 (0,42)	0,205
θ STJ (neutre)	-4,83 (2,04)	-3,63 (1,71)	-4,75 (3,59)	0,347
θ éversion max	5,50 (4,81)	3,68 (2,38) ^c	12,25 (8,77) ^c	0,027*
θ inversion max	-28,67 (8,12)	-22,16 (7,46)	-17,50 (11,90)	0,152
θ calcanéen p/r au sol (neutre)	-1,33 (2,07)	-1,68 (1,45)	-3,25 (1,71)	0,177
θ calcanéen p/r à la jambe (neutre)	-2,50 (2,59)	-2,00 (1,86)	-3,75 (1,71)	0,260
Hauteur du naviculaire (neutre)	5,83 (1,15)	5,75 (0,79)	5,63 (0,33)	0,977
Navicular Index	0,27 (0,07)	0,26 (0,05)	0,28 (0,01)	0,271
<i>Anthropométriques fonctionnelles</i>				
ROM STJ (passif)	34,17 (10,98)	25,84 (8,76)	29,75 (5,50)	0,165
θ calcanéen p/r au sol (relax)	5,33 (2,16) ^b	2,74 (2,56) ^c	-1,00 (2,16) ^{b,c}	0,005**
θ calcanéen p/r à la jambe (relax)	5,33 (1,63)	3,79 (3,95)	0,25 (3,86)	0,053
Hauteur du naviculaire (relax)	5,02 (1,19)	4,94 (0,90)	5,05 (0,30)	0,703
Navicular Drift	1,28 (0,76)	0,97 (0,37)	0,90 (0,28)	0,730
Longitudinal Arch Angle	140,83 (7,33)	148,16 (9,26)	145,75 (6,75)	0,232

Légende: P: pronateur; N: neutre; S: supinateur; θ: angle; °: degrés; cm: centimètre; p/r: par rapport; a: différence significative entre P et N; b: différence significative entre P et S; c: différence significative entre N et S; * *p* < 0,05; ** *p* < 0,01.

Tableau 10

Moyennes (écart-types) des variables de la séance d'évaluation biomécanique.

Paramètres	Phases	Types morphologiques			Kruskal-Wallis Valeurs de <i>p</i>
		P	N	S	
<i>Mesure de l'angle moyen</i>					
LAA moyen (°)	bi	130,90 (11,24)	131,36 (5,23)	139,57 (5,52)	0,129
	uM	130,57 (11,95)	131,90 (5,69)	138,78 (5,44)	0,129
<i>Mesures de variabilité</i>					
ROM LAA [‡] (°)	bi	0,50 (0,30)	0,61 (0,69)	0,32 (0,27)	0,599
	uA	2,81 (1,37)	2,58 (0,87)	1,64 (0,62)	0,125
	uM	1,80 (0,45) ^b	1,87 (1,31)	0,89 (0,19) ^b	0,036*
Excursion [‡] (° / itérations)	bi	0,00 (0,00)	0,00 (0,01)	0,00 (0,00)	0,389
	uA	0,05 (0,03) ^b	0,04 (0,02)	0,02 (0,01) ^b	0,022*
	uM	0,02 (0,01)	0,03 (0,02)	0,01 (0,00)	0,048*
<i>Mesures de mobilité</i>					
Deform_brut (°)	inter	-0,33 (1,33)	0,54 (1,97)	-0,79 (1,09)	0,239
Deform_abs (°)	inter	1,04 (0,92)	1,73 (1,02)	0,95 (0,97)	0,156
Deform_brut (%)	inter	-0,29 (1,13)	0,41 (1,51)	-0,56 (0,77)	0,263
Deform_abs (%)	inter	0,84 (0,82)	1,32 (0,80)	0,68 (0,68)	0,154
Deform_norm %PC	inter	-0,01 (0,03)	0,01 (0,05)	-0,02 (0,02)	0,315
Quotient de variation	inter	5,58 (3,26)	5,81 (4,48)	3,90 (1,58)	0,750

Légende: P: pronateur; N: neutre; S: supinateur; bi: bipodale; uA: unipodale ajustement; uM: unipodale maintien; inter: inter-phases (unipodale maintien – bipodale); %PC: pourcentage de poids corporel; a: différence significative entre P et N; b: différence significative entre P et S; c: différence significative entre N et S; ‡ paramètre significativement différent ($p < 0,001$) entre les phases; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Objectif #3 - Analyse exploratoire supplémentaire

Relation entre les mesures. Une matrice de corrélations permettant d'étudier les relations linéaires existantes entre les différentes mesures est présentée au **Tableau 11**. Cette matrice a été réalisée afin de mieux comprendre les niveaux de complémentarité ou de redondance entre les mesures. Les mesures intégrées à la matrice comprennent les mesures classificatrices, les variables de l'évaluation clinique qui sont significativement discriminantes entre les groupes ainsi qu'une sélection de paramètres biomécaniques.²⁰

Mesures de l'évaluation clinique. Le FPI-6 est la mesure présentant le plus grand nombre de relations linéaires significatives avec les autres mesures de l'évaluation cliniques, soit quatre corrélations significatives sur huit (50%). Les mesures de l'angle calcanéen par rapport au sol (articulation subtalaire en position relaxe), du FPI-6 et du MVI se sont avérées fortement corrélées entre elles ($r = 0,609$ à $0,657$). Une forte association a également été établie entre les deux positions de mesure de l'angle calcanéen par rapport au sol (soit lorsque l'articulation subtalaire est maintenue en position neutre et lorsqu'elle est en position relaxe). Une relation inversement proportionnelle et modérée a pu être observée entre le degré d'éversion passif maximal et le FPI-6 ($r = -0,424$). Les deux mesures évaluant la mobilité du naviculaire (*Navicular Drop* et *Navicular Drift*) sont significativement corrélées entre elles ($r = 0,546$) mais pas avec les autres mesures de l'évaluation clinique. Finalement, le *Longitudinal Arch*

²⁰ Afin d'alléger le tableau, seuls les paramètres biomécaniques en 3D sont présentés puisque ceux-ci sont fortement corrélés avec leur équivalent sagittal ($r = 0,962$ à $0,999$).

Angle (LAA) et le Arch Height Index (AHI) n'ont démontré aucune relation significative avec les sept autres mesures de l'évaluation clinique.

Paramètres de l'évaluation biomécanique. Les paramètres de l'angle moyen du LAA ($3D_moy_bi$ et $3D_moy_uM$)²¹ sont corrélés uniquement entre eux ($r = 0,971$) ainsi qu'avec le FPI-6 ($r_{3D_moy_bi} = -0,488$ et $r_{3D_moy_uM} = -0,467$). Pour une phase donnée, les paramètres de variabilité (ROM LAA et excursion) sont fortement corrélés entre eux (phase bipodale $r = 0,977$; phase unipodale d'ajustement $r = 0,916$ et phase unipodale de maintien $r = 0,969$). Pour ce qui est des paramètres de mobilité inter-phases, seul les paramètres *Deform_brut* et *Deform_norm %PC*²¹ sont significativement corrélés ($r = 0,988$).

Mesures cliniques et paramètres biomécaniques. Des neuf mesures cliniques intégrées à la matrice de corrélations, seul le FPI-6 a démontré des corrélations significatives avec les paramètres de l'évaluation biomécanique. Trois corrélations de forces modérées ont pu être observées entre le FPI-6 et l'angle LAA moyen enregistré lors de la phase bipodale ($r = -0,488$) et de la phase unipodale de maintien ($r = -0,467$), ainsi que l'excursion totale de l'angle LAA lors de la phase unipodale d'ajustement ($r = 0,379$). Aucune mesure (clinique ou laboratoire) n'est corrélée avec l'angle LAA mesuré à l'aide d'un goniomètre (c'est-à-dire, lors de l'évaluation clinique). Toutefois, des relations négatives significatives ont été établies entre le FPI-6 et l'angle LAA

²¹ Se référer à l'**Annexe D** pour une description détaillée des paramètres biomécaniques.

moyen mesuré en trois dimensions lors de l'évaluation biomécanique. Ces corrélations significatives ont été observées lors de la phase bipodale ($r = - 0,488$) et de la phase unipodale de maintien ($r = - 0,467$).

Tableau 11
Matrice de corrélations

Variables	FPI-6	LAA	MVI	AHI	Eve Max	° Cal sol relaxe	° Cal sol neutre	NDro	NDri	3D moy. bi	3D ROM bi	3D excur. bi
FPI-6	1,000	-0,331	,609**	-0,315	-,424*	,615**	,432*	0,127	0,185	-,488**	0,192	0,149
LAA	-0,331	1,000	-0,024	0,114	0,155	-0,062	0,013	0,284	-0,044	0,234	-0,170	-0,140
MVI	,609**	-0,024	1,000	0,261	-0,358	,657**	0,355	0,279	0,282	-0,241	-0,110	-0,088
AHI	-0,315	0,114	0,261	1,000	-0,021	-0,014	0,092	0,167	0,148	-0,001	-0,104	-0,072
Eve_max (°)	-,424*	0,155	-0,358	-0,021	1,000	-0,253	-0,233	0,012	0,183	0,085	-0,039	-0,113
° Cal_Sol_relaxe	,615**	-0,062	,657**	-0,014	-0,253	1,000	,580**	0,137	0,007	-0,156	-0,069	-0,093
° Cal_Sol_neutre	,432*	0,013	0,355	0,092	-0,233	,580**	1,000	0,084	0,204	-0,208	0,039	0,069
Navicular Drop (NDro)	0,127	0,284	0,279	0,167	0,012	0,137	0,084	1,000	,546**	0,003	0,200	0,170
Navicular Drift (NDri)	0,185	-0,044	0,282	0,148	0,183	0,007	0,204	,546**	1,000	-0,232	-0,050	-0,110
3D_moy_bi (°)	-,488**	0,234	-0,241	-0,001	0,085	-0,156	-0,208	0,003	-0,232	1,000	-0,233	-0,211
3D_ROM_bi (°)	0,192	-0,170	-0,110	-0,104	-0,039	-0,069	0,039	0,188	-0,032	-0,233	1,000	,977**
3D_excur_bi (° / itérations)	0,149	-0,140	-0,088	-0,072	-0,113	-0,093	0,069	0,170	-0,110	-0,211	,977**	1,000
3D_ROM_uA (°)	0,324	0,021	0,138	-0,265	-0,016	0,137	-0,089	0,229	-0,169	-0,014	,389*	0,342
3D_excur_uA (° / itérations)	,379*	0,027	0,172	-0,352	-0,003	0,254	-0,018	0,268	-0,153	0,019	,434*	,380*
3D_moy_uM (°)	-,467*	0,206	-0,267	-0,017	0,028	-0,203	-0,254	0,037	-0,274	,971**	-0,185	-0,163
3D_ROM_uM (°)	0,244	0,139	0,060	-0,215	0,015	0,331	0,112	0,300	-0,075	-0,028	,430*	0,352
3D_excur_uM (° / itérations)	0,174	0,171	0,018	-0,229	0,000	0,282	0,128	0,321	-0,116	-0,018	,494**	,441*
3D_deform_abs (%)	0,125	-0,025	-0,171	-0,103	-0,043	-0,165	-0,260	0,135	0,084	-0,257	0,200	0,087
3D_deform_brut (%)	0,010	-0,080	-0,146	-0,067	-0,225	-0,225	-0,228	0,141	-0,215	0,036	0,162	0,168
3D_deform_norm_brut_%PC	-0,001	-0,099	-0,150	-0,046	-0,220	-0,240	-0,237	0,121	-0,212	0,035	0,168	0,176
3D_Quotient_variation	0,041	0,245	0,248	0,007	-0,148	0,309	0,137	0,281	0,076	0,171	-,382*	-0,341

Légende : FPI-6: Foot Posture Index 6; LAA: Longitudinal Arch Angle; MVI: Malleolar Valgus Index; AHI: Arch Height Index; Eve_max: angle d'éversion passif maximal à la cheville; ° Cal_Sol_relaxe; angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe); ° Cal_Sol_neutre: angle calcanéen par rapport au sol (AST neutre); pour les variables débutant par « 3D »: se référer à l'annexe D pour une définition complète; * p < 0,05; ** p < 0,01

Tableau 11
Matrice de corrélations (suite)

Variables	3D ROM uA	3D excur. uA	3D moy uM	3D ROM Um	3D excur. uM	3D deform abs	3D deform brut	3D_deform norm_brut %PC	3D Quotient variation
FPI-6	0,324	,379*	-,467*	0,244	0,174	0,125	0,010	-0,001	0,041
LAA	0,021	0,027	0,206	0,139	0,171	-0,025	-0,080	-0,099	0,245
MVI	0,138	0,172	-0,267	0,060	0,018	-0,171	-0,146	-0,150	0,248
AHI	-0,265	-0,352	-0,017	-0,215	-0,229	-0,103	-0,067	-0,046	0,007
Eve_max (°)	-0,016	-0,003	0,028	0,015	0,000	-0,043	-0,225	-0,220	-0,148
° Cal_Sol_relaxe	0,137	0,254	-0,203	0,331	0,282	-0,165	-0,225	-0,240	0,309
° Cal_Sol_neutre	-0,089	-0,018	-0,254	0,112	0,128	-0,260	-0,228	-0,237	0,137
Navicular Drop (NDro)	0,229	0,268	0,037	0,328	0,321	0,135	0,141	0,121	0,281
Navicular Drift (NDri)	-0,169	-0,153	-0,274	-0,075	-0,116	0,084	-0,215	-0,212	0,076
3D_moy_bi (°)	-0,014	0,019	,971**	-0,028	-0,018	-0,257	0,036	0,035	0,171
3D_ROM_bi (°)	,389*	,434*	-0,185	,430*	,494**	0,200	0,162	0,168	-,382*
3D_excur_bi (° / itérations)	0,342	,380*	-0,163	0,352	,441*	0,087	0,168	0,176	-0,341
3D_ROM_uA (°)	1,000	,916**	0,044	,698**	,697**	0,131	0,241	0,172	0,051
3D_excur_uA (° / itérations)	,916**	1,000	0,048	,780**	,789**	0,159	0,125	0,043	0,083
3D_moy_uM (°)	0,044	0,048	1,000	-0,005	0,003	-0,194	0,274	0,270	0,154
3D_ROM_uM (°)	,698**	,780**	-0,005	1,000	,969**	0,298	0,092	0,000	0,365
3D_excur_uM (° / itérations)	,697**	,789**	0,003	,969**	1,000	0,258	0,085	-0,013	0,284
3D_deform_abs (%)	0,131	0,159	-0,194	0,298	0,258	1,000	0,222	0,180	-0,213
3D_deform_brut (%)	0,241	0,125	0,274	0,092	0,085	0,222	1,000	,988**	-0,046
3D_deform_norm_brut_%PC	0,172	0,043	0,270	0,000	-0,013	0,180	,988**	1,000	-0,096
3D_Quotient_variation	0,051	0,083	0,154	0,365	0,284	-0,213	-0,046	-0,096	1,000

Légende : FPI-6: Foot Posture Index 6; LAA: Longitudinal Arch Angle; MVI: Malleolar Valgus Index; AHI: Arch Height Index; Eve_max: angle d'éversion passif maximal à la cheville; ° Cal_Sol_relaxe; angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe); ° Cal_Sol_neutre: angle calcanéen par rapport au sol (AST neutre); pour les variables débutant par « 3D »: se référer à l'annexe D pour une définition complète; * p < 0,05; ** p < 0,01

CHAPITRE VI

Discussion

L'objectif principal de cette étude était de tracer un portrait des différences en termes de signification de la mesure pour un éventail de mesures cliniques et biomécaniques se rapportant à l'évaluation morpho-fonctionnelle du pied. Cet objectif était motivé par les limites liées aux méthodes de classification existantes. Les limites soulevées dans la littérature concernent notamment l'absence de mesure de référence (ou de mesure étalon) (Scharfbillig et coll., 2004) et une zone grise en ce qui a trait à la signification de la mesure en terme de validité conceptuelle.

Plus spécifiquement, l'objectif #1 visait à développer un algorithme servant à catégoriser les pieds en fonction de leur type morphologique sur la base de plusieurs tests cliniques dans un contexte où il y a absence de mesure étalon.

Dans un deuxième temps, l'objectif #2 visait à déterminer la capacité discriminante (ou la sensibilité) de diverses mesures cliniques et biomécaniques aux types morphologiques de pieds définis à partir des résultats de l'objectifs #1.

Finalement, pour l'objectif #3, une analyse exploratoire supplémentaire a été réalisée afin d'étudier les relations existantes en termes de redondance et de complémentarité entre les mesures de l'évaluation clinique et biomécanique s'avérant significativement différentes entre les groupes (résultats de l'objectif #2).

Objectif #1 – Algorithme de classement

L'absence de référence pour la classification selon le type morphologique de pied implique que toutes les démarches subséquentes basées sur la classification (p. ex. : traitement thérapeutique, conception d'items adaptés à la morphologie, analyse de la relation avec une variable externe comme le risque de blessures ou le patron de mouvement inter-segmentaires) seront tributaires de la méthode ou de l'outil utilisé pour la classification. Or, comme il n'existe pas de standard de référence clair, cela s'accompagne d'une proportion d'erreur – ou à tout le moins d'une incertitude quant à la justesse de la classification – non négligeable. Afin d'adresser cette limite, nous avons développé un algorithme de classement basé sur les valeurs d'une batterie de tests cliniques permettant de catégoriser les pieds en fonction de leurs types morphologiques respectifs. Les quatre tests, composant cette batterie, ont été sélectionnés pour leur complémentarité conceptuelle (évalue la structure ou la fonction du pied), anatomique (structures anatomiques évaluées) et dimensionnelle (portion du pied évaluée et plan d'analyse).

Les dispersions sur l'échantillon global – c'est-à-dire avant subdivision des groupes – démontrent également une certaine complémentarité des outils. Nous avons observé des variations notables quant aux proportions des dispersions à travers les trois groupes de types morphologiques (**Tableau 5**, voir p.62). Les observations issues du FPI-6 et du MVI tendaient davantage à une classification favorisant le pied pronateur alors que celles du AHI et du NDro favorisaient davantage une classification vers le pied

supinateur. Il demeure que peu importe l'outil classificateur utilisé, une proportion très importante de pieds neutre a été notée.

D'autres études ont fait appel à une méthode de classification similaire, c'est-à-dire basée sur une batterie de mesures (Root et coll., 1977; Dahle et coll., 1991; Song et coll., 1996; Jonson et coll., 1997; Hillstrom et coll., 2013). La méthode qu'ils ont appliquée consistait à utiliser les valeurs de plusieurs outils ou mesures (deux ou plus) afin de définir le groupe d'affectation d'un participant. La principale limite associée à cette méthode de classification réside dans la dispersion des observations. Par exemple, si le groupe neutre est formé à partir des observations ne rencontrant pas les critères définis pour l'affectation au groupe pronateur ou supinateur (Dahle et coll., 1991; Jonson et coll., 1997), cela aura pour conséquence de gonfler le nombre de participants se retrouvant dans la catégorie « neutre » et de ne discriminer que les cas extrêmes. Inversement, si l'on définit des valeurs claires de coupures entre les groupes, qu'advient-il lorsqu'une ou plusieurs mesures sont en désaccord sur le groupe d'affectation? Aucune des études ayant utilisé cette méthode de classification n'a précisé comment ils ont fait pour solutionner cette problématique (Song et coll., 1996; Hillstrom et coll., 2013).

Ainsi, la création d'un algorithme de classement permet d'éviter les problèmes reliés aux classifications discordantes entre les outils. Dans un tel contexte, les valeurs de l'échantillon d'apprentissage, issues de classifications concordantes et basées sur la similitude entre divers outils, représentent alors une « forme » de validité quant à la classification. Murley et collaborateurs (2009) ont proposé un schème similaire de

classification, soit le « foot screening protocole » (protocole de criblage des pieds), ayant pour objectif de classer les pieds de types neutres et pronateurs sur la base des valeurs de tests cliniques et radiographiques issues d'un échantillon d'apprentissage. Les analyses inter-groupes issues de ce protocole de classification ont démontré des différences significatives sur la totalité des tests cliniques (Arch Index et Navicular Index) et radiographiques (angle d'inclinaison du calcaneus, angle entre le calcaneus et le 1^{er} métatarsien, angle talo-naviculaire et angle entre le talus et le 2^e métatarsien) analysés. Cependant, ces résultats ne sont pas surprenants puisque c'est précisément ces mêmes tests qui ont permis la formation des groupes. Nous obtenons d'ailleurs des résultats similaires en termes de potentiel discriminant avec les mesures à la base de la formation des groupes, soit le Foot Posture Index 6 (FPI-6) et le Malleolar Valgus Index (MVI) dont le taux d'accord sur la classification est de 68,2% (30 participants sur 44). Bien que les valeurs du Arch Height Index (AHI) aient contribué par la suite à la création de l'algorithme de classement, ce test s'est avéré non significatif entre les groupes. Ce résultat s'explique possiblement par une contribution plus tardive dans les étapes de création de l'algorithme, engendrant ainsi une contribution proportionnellement plus faible des valeurs du AHI. Une contribution proportionnelle des trois outils classificateurs n'était toutefois pas possible puisque les taux d'accord entre trois outils, selon nos observations, se situent de 36% à 41% (39% dans le cas de la combinaison FPI, MVI et AHI) et cela n'est pas suffisamment robuste pour créer un échantillon d'apprentissage puisqu'il dépasse à peine le taux de concordance obtenu en cas de concordance aléatoire (c'est-à-dire de 33%).

Enfin, en ce qui a trait à la classification du pied selon son type morphologique, notre étude a permis de démontrer que les taux d'accord entre les outils cliniques pour la classification sont relativement faibles (25 à 68%). Selon les résultats obtenus lors de la création de l'algorithme de classement (objectif #1), nous avons proposé de combiner les observations du FPI-6 et du MVI afin d'avoir un portrait plus juste du type morphologique d'un individu. Il demeure tout de même que malgré un effort supplémentaire cherchant à favoriser la justesse de la classification des observations, le nombre élevé d'observations catégorisées à titre de pied neutre soulève que l'un des problèmes en termes de classification est lié au manque de sensibilité des outils utilisés. À cet effet, l'utilisation d'un algorithme de classement sera favorable à trouver des solutions à titre de capacité combinatoire des outils, mais il ne peut contrer le problème à la base de la conception des outils concernant le manque de sensibilité.

Objectif #2– Capacité discriminante

Évaluation clinique

Mesures classificatrices. Sur les quatre mesures classificatrices évaluées, le FPI-6 et le MVI ont été identifiées comme étant discriminantes entre les groupes de type morphologique. Comme discuté précédemment, l'absence de résultat significatif pour le AHI et le NDro est vraisemblablement expliqué par le fait que les classifications issues de ces deux outils n'aient pas été considérées dans la formation de l'échantillon d'apprentissage constitué d'observations concordantes. Néanmoins, considérant la très forte significativité des tests de différences inter-groupes pour le FPI-6 (taille d'effet :

$r = 0,650$ à $0,822$) et le MVI (taille d'effet : $r = 0,585$ à $0,809$), l'absence de résultats significatifs pour le AHI et le NDro nous amène à nous questionner sur la pertinence de leur utilisation à titre de classificateurs de la morphologie de même que sur la validité des classifications issues de ceux-ci.

Les valeurs moyennes pour les trois groupes de types morphologiques présentées dans cette étude sont similaires aux valeurs de références proposées dans la littérature pour le FPI-6 (Redmond, Crane et Menz, 2008) et le MVI (Song et coll., 1996), mais pas pour le AHI (Butler et coll., 2008) et le NDro (Nilsson, Friis, Michaelsen, Jakobsen et Nielsen, 2012) (voir **Tableau 4**, p.40 et **Tableau 9**, p. 70).

Les divergences entre les valeurs obtenues pour le AHI et celles présentées dans la littérature peuvent s'expliquer par la différence entre les procédés de mesures utilisés pour calculer le AHI. Dans le cadre de cette étude, le calcul du AHI a été réalisé à l'aide d'un pied à coulisse portatif, alors que les valeurs normatives établies par Butler et collaborateurs (2008) ont été déterminées à partir du *Arch Height Index Measurement System* (AHIMS). Le AHIMS est un outil de mesure standardisé composé d'un espace concave pour stabiliser l'arrière du talon, d'un pied à coulisse horizontal pour mesurer la longueur du pied et d'un second pied à coulisse (vertical et perpendiculaire au premier) qui permet de calculer la hauteur du pied à 50% de sa longueur. Le tout étant imbriqué dans une seule pièce, les possibilités d'erreur sont moindres. De plus, puisque l'angle d'ouverture des pieds est la même pour tous les participants, la mesure du AHI ne se trouve pas influencée par des variations possibles au niveau de cet angle.

Dans le cadre de notre étude, comme nous n'avons pas normalisé l'angle d'ouverture des pieds des participants, cela pourrait constituer un facteur expliquant la différence entre nos résultats et ceux rapportée dans la littérature à la fois pour le AHI, mais également pour le NDro.

Mesures anthropométriques structurelles et fonctionnelles. Les mesures évaluant l'éversion maximale et l'angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe) sont les deux seules mesures anthropométriques qui se sont avérées discriminantes entre les groupes de types morphologiques. Ces derniers résultats viennent donc supporter l'une de nos hypothèses selon laquelle les mesures fonctionnelles en charge auront un meilleur potentiel discriminant que les mesures sans mises en charge complète (p. ex. : angle calcanéen avec l'articulation subtalaire en position relaxe versus neutre).

Les valeurs moyennes obtenues dans le cadre de cette étude pour l'éversion passive maximal ($\bar{x} = 5,24^\circ \pm 4,97$; IC95% [3,35 – 7,13]) sont inférieures à celles rapportées dans la littérature ($\bar{x} = 8,3^\circ$ à $13,9^\circ$) (Youberg, Cornwall, McPoil et Hannon, 2005; Menadue, Raymond, Kilbreath, Refshauge et Adams, 2006; Buldt et coll., 2015). Rodrigues et collaborateurs (2013) ont démontré que le degré d'éversion passif maximal augmentait en concomitance avec l'augmentation du degré de dorsiflexion à la cheville. Ainsi, l'absence de contrôle du degré de dorsiflexion – dans cette étude et dans la littérature en générale – pourrait expliquer la disparité des résultats présente entre les études. Une autre source de variation possible est l'absence de contrôle du degré de

flexion au genou. En effet, les évaluations se déroulant en charge, la position au genou aura une incidence sur celle au pied, constituant ainsi un facteur supplémentaire ayant pu contribuer à la disparité des résultats.

Finalement, une autre cause de dissemblance possible réside dans la technique utilisée afin de mesurer l'angle. Menadue et collaborateurs (2006) ont démontré que les angles d'éversion et d'inversion passifs maximales étaient systématiquement plus élevés lorsque mesurés en position assise par opposition à une position couchée. Dans le cadre de cette étude, nous avons mesuré l'angle d'éversion passif maximal en position couchée selon la technique préalablement décrite par Norkin et White (2009) . Cela pourrait possiblement contribuer à expliquer le fait que l'angle moyen que nous avons obtenu soit plus petit que ceux de Youberg (2005) et de Buldt (2015). Par contre, lorsque mesuré selon la même technique, nos résultats sont comparables à ceux de Menadue (2006) qui ont rapporté un angle moyen $3,06^\circ$ plus élevé ($\bar{x} = 8,3^\circ \pm 3,6$). Ceci démontre donc que nos résultats sont similaires à la littérature mais qu'une attention particulière doit être apportée lors de l'interprétation et la comparaison de ceux-ci en fonction de la technique de mesure utilisée.

Selon les valeurs obtenues dans cette étude, on observe que l'angle calcanéen par rapport au sol (avec l'articulation subtalaire en position relaxe) est significativement moindre chez les participants du groupe supinateur par rapport au groupe neutre et au groupe pronateur. L'angle moyen obtenu pour cette mesure pour la totalité de

l'échantillon est de $2,76^{\circ} \pm 3,00$ avec un intervalle de confiance à 95% allant de $1,62^{\circ}$ à $3,90^{\circ}$. Ces résultats se situent à l'intérieur de l'étendue des valeurs moyennes rapportées dans la littérature ($\bar{x} = -1,68^{\circ}$ à $3,5^{\circ}$) (Sell et coll., 1994; Evans et coll., 2003; Lamm et coll., 2005; Reilly, 2006; Barton, Bonanno, Levinger et Menz, 2010; Jang et coll., 2015).

Globalement, nos résultats démontrent qu'à travers un éventail de 20 mesures cliniques renseignant sur la structure ou la fonction du pied, quatre d'entre elles permettent de discriminer le groupe supinateur du groupe neutre (FPI-6, MVI, éversion passif maximal et angle calcanéen par rapport au sol), trois permettent de discriminer le groupe pronateur du groupe supinateur (FPI-6, MVI et angle calcanéen par rapport au sol) et seulement deux sont sensibles aux variations à travers les trois groupes de type morphologique (FPI-6 et MVI). Selon ces résultats, la sélection du FPI-6 et du MVI à titre de classificateurs devrait être favorisée dans le cadre d'évaluation du type morphologique.

Évaluation biomécanique

Mesure de l'angle moyen du Longitudinal Arch Angle (LAA). Aucune différence significative n'a été observée pour cet angle entre les groupes ou entre les phases de réalisation de la tâche. Ceci est contraire à notre hypothèse de départ selon laquelle nous avons postulé que les changements sur l'angle moyen du LAA lors du passage de la phase bipodale vers la phase unipodale seraient sensibles aux types morphologiques de pied. L'absence de différence significative entre les groupes ou entre les phases de

réalisation de la tâche peut être due à l'outil en soit qui ne serait pas en mesure de quantifier les différents changements attribuables à la morphologie du pied, ou encore à la tâche sélectionnée (voir **LAA et transfert unipodal comme contexte de mesure de la mobilité**, p. 88).

L'angle LAA moyen, calculé en 3D sur l'ensemble de l'échantillon durant la phase bipodale, est de $132,4^\circ \pm 7,2$. Cette valeur est légèrement inférieure aux valeurs rapportées dans la littérature, ces dernières se situant entre $138,4^\circ$ et $140,8^\circ$ (McPoil et coll., 2005; 2007; Burn et coll., 2011). Burn et collaborateurs (2011) ayant exclu les participants avec des pieds de type supinateur, les valeurs obtenues dans le cadre de cette étude ne peuvent être comparées avec celles de la présente étude.

Mesures de variabilité. Les deux mesures de variabilité présentées (ROM LAA et excursion) sont sensibles à la fois aux types morphologiques (pronateur versus supinateur) et aux trois phases de réalisation de la tâche. En concordance avec notre hypothèse de départ, le groupe supinateur a démontré un niveau de mobilité significativement plus faible ($ROM\ LAA_{uM}\ \bar{x} = 0,89^\circ \pm 0,19$) que le groupe pronateur ($ROM\ LAA_{uM}\ \bar{x} = 1,80^\circ \pm 0,45$). À notre connaissance, aucune autre étude n'a étudié les changements d'amplitude et d'excursion de l'angle LAA lors du passage d'un appui bipodal à unipodal. Nous proposons que ces deux mesures puissent être représentées comme étant un reflet du niveau de « rigidité » ou de « flexibilité » du pied du participant évalué. Alors que l'excursion permet d'apprécier les micros ajustements

effectués par le participant afin de maintenir la position demandée, l'amplitude de mouvement totale (ROM LAA) apporte une information complémentaire quant à l'étendue de ces ajustements. Jusqu'à présent, la majorité des études s'étant intéressées à la mesure du niveau de mobilité du pied ont quantifié les différences brutes (ou normalisées par rapport au poids corporel) entre deux positions (Zifchock et coll., 2006; Cornwall et coll., 2011; Nilsson et coll., 2012; Hillstrom et coll., 2013). Ainsi, les résultats de notre étude démontrent qu'il y a peut-être lieu de revoir l'approche utilisée dans la mesure de la mobilité du pied. À cet effet, nos résultats suggèrent qu'il serait préférable de considérer la façon dont le pied s'adapte (ou s'ajuste) en continue. Cela au lieu de quantifier les changements entre deux positionnements selon deux conditions données.

Mesures de mobilité. Aucun effet de déformation inter-phases sur le *Longitudinal Arch Angle* (LAA) n'a été observé entre les groupes (**Tableau 10**, p.71, *mesures de mobilité*). Sous un certain angle, ceci laisse sous-entendre que le niveau de mobilité du pied ne soit donc pas lié à la morphologie. Cette idée est en accord avec celle de Hillstrom et collaborateurs (2013) qui ont observé, à partir des changements du *Arch Height Index* (AHI) lors du passage d'une position assise à debout, que la probabilité d'avoir une arche longitudinale médiale « souple » (mobilité élevée) ou « rigide » (mobilité limitée) était égale entre un pied de type pronateur, neutre ou supinateur. À l'opposé, Zifchock et collaborateurs (2006) de même que Cornwall et McPoil (2011) ont identifié des niveaux de mobilité du médio-pied significativement différents entre les

types morphologiques. Toutefois, la force de ces relations n'étaient que de « très faible » ($R^2 = 0,09$) (Zifchock et coll., 2006) à « modérée » ($R^2 = 0,04 - 0,28$) (Cornwall et coll., 2011). Il est aussi possible que la mesure choisie et proposée ici ne soit pas sensible au niveau de mobilité.

À la lumière de ces résultats, nous devons donc rejeter nos hypothèses de départ concernant les paramètres de mobilité inter-phases. Nous avons postulé que le taux de changement de l'angle LAA serait significativement différent à travers les groupes de type morphologique et que les mesures de changement inter-phases de l'angle moyen normalisées, par rapport au pourcentage de poids corporel appliqué, seraient davantage sensibles aux types morphologiques que les mesures reliées à la mobilité brute du pied. Or, aucun des six paramètres de mobilité inter-phases ne s'est avéré discriminant entre les groupes.

LAA et transfert unipodal comme contexte de mesure de la mobilité

Les valeurs de mobilité brute (paramètre *Deform_brut*)²², calculées dans le cadre de cette étude ($\bar{x} = 0,17^\circ \pm 1,79$; IC95% [-0,51 – 0,86]), sont largement inférieures aux valeurs obtenues par Nilsson et collaborateurs (2012) ($\bar{x} = 6^\circ \pm 7$; IC95% [5 – 7]). Ces différences sont surprenantes puisque la tâche réalisée par Nilsson (2012), c'est-à-dire les changements du LAA entre une position de l'articulation subtalaire neutre et une

²² Se référer à l'**Annexe D** pour une définition mathématique et opérationnelle complète des paramètres biomécaniques.

position relaxe, implique un changement quasi nul du pourcentage de poids corporel appliqué. Williams et McClay (2000) ont noté une augmentation de l'affaissement de l'arche longitudinale médiale²³ avec l'augmentation du pourcentage de poids corporel (%PC) appliqué ($AHI_{10\%PC} = 0,316 \pm 0,027$; $AHI_{90\%PC} = 0,292 \pm 0,027$). Utilisant le *Navicular Drop* comme mesure de mobilité, Dicharry et collaborateurs (2009) ont observé que le moment où il y avait le plus de déformation au niveau du pied était lors de la poussée (à la marche) et de la phase de mi-support (à la course). Or, ce sont deux instants où les forces de réaction verticale au sol sont les plus élevées (Perry et Burnfield, 2010). La sélection d'une tâche de transfert unipodal afin d'évaluer la mobilité du pied a été guidée par un souci de transférabilité de la méthode utilisée dans un contexte d'évaluation clinique. Cependant, la tâche sélectionnée n'implique possiblement pas un mouvement d'accélération et/ou de décélération suffisamment important pour engendrer une déformation notable et significative au niveau du pied. Dans le cadre de cette étude, une seconde tâche impliquant davantage des effets d'accélération et de décélération a été enregistrée mais non analysée dans le présent travail de recherche. Cette tâche consistait à l'exécution de trois pas vers l'avant selon deux conditions : vitesse confortable et vitesse rapide. Ainsi, l'analyse des données issues de ces deux conditions permettront de mieux cerner l'influence des effets d'accélération et de décélération sur les différents paramètres de mobilité du pied.

²³ Une diminution des valeurs du Arch Height Index (AHI) signifie une augmentation de l'affaissement de l'arche médiale longitudinale et inversement.

À la lumière des résultats obtenus et compte tenu de l'absence de référence, nous ne pouvons toutefois pas identifier si c'est la tâche (transfert unipodal), la mesure (*Longitudinal Arch Angle*) ou simplement un niveau de mobilité réduit chez les participants évalués dans le cadre de notre étude qui expliquerait l'absence de résultat significatif sur les mesures de mobilité inter-phases. Notons toutefois que les mesures de variabilités (ROM LAA et excursion), se sont avérées différentes entre chacune des trois phases de réalisation de la tâche ($p < 0,001$; voir **Tableau 10**, p.71). Ainsi, cela laisse supposer que ce serait davantage le moyen utilisé pour exprimer le niveau de mobilité (p.ex. : les différences de variations, le delta brut entre deux positions ou le taux de changement) qui serait garant des résultats obtenus en étant plus ou moins sensibles à la mobilité du pied.

Objectif #3 – Analyse exploratoire supplémentaire

Relation entre les mesures

Évaluation clinique. Les résultats de notre étude ont permis d'identifier quatre mesures cliniques sensibles aux types morphologiques de pied : le *Foot Posture Index 6* (FPI-6), le *Malleolar Valgus Index* (MVI), l'éversion passif maximal et l'angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe). À l'exception du FPI-6 qui est composé de six critères d'évaluation, la totalité de ces mesures se rapportent uniquement à l'évaluation de l'arrière-pied. Il n'est donc pas surprenant d'observer les fortes corrélations liant l'angle calcanéen par rapport au sol, le FPI-6 et le MVI ($r = 0,609$ à $0,657$). Ainsi, l'utilisation combinée de ces trois mesures s'avère conceptuellement

redondant. Bien que l'angle calcanéen ait été identifié comme étant une mesure discriminante entre les types morphologiques, de faibles niveaux de fidélité sont rapportés dans la littérature pour cette mesure, limitant ainsi son utilisation (Evans et coll., 2003; Barton et coll., 2010; Jarvis et coll., 2012). Considérant ces résultats, nous suggérons l'utilisation combinée du FPI-6 et du MVI à titre de classificateurs de la morphologie puisqu'ils permettent l'évaluation de plusieurs composantes du pied et selon différents plans d'observation. Toutefois, les forts niveaux d'association rapportés entre le FPI-6 et les mesures de l'arrière-pied soulèvent des questionnements quant à la représentativité relative du médio-pied et de l'avant-pied dans la sommation des critères de cet outil classificateur. Afin d'adresser cette limite, des études ultérieures pourraient s'intéresser au développement d'une méthode de « pondération » des critères du FPI-6 afin de représenter de manière mieux pondérée l'ensemble des portions du pied évalué.

L'absence de relation entre les trois mesures discutées plus haut et l'éversion passive maximale suggère que cette mesure représente une source d'information complémentaire. Ainsi, sur la base des analyses discriminantes inter-groupes et des corrélations entre les variables cliniques, nous suggérons de coupler cette mesure au FPI-6 et au MVI lors de l'évaluation du type morphologique de pied.

Évaluation biomécanique. Deux paramètres biomécaniques évalués en laboratoire ont été identifiés comme démontrant un fort potentiel discriminant entre les types morphologiques : l'amplitude de mouvement de l'angle LAA (*ROM LAA*) et

l'excursion total de l'angle LAA (*excursion*). Bien qu'ils soient exprimés différemment, ces paramètres représentent tous deux des indices de la variabilité de l'angle LAA lors des différentes phases de réalisation de la tâche de transfert en appui unipodal. Ils sont liés par de très fortes corrélations telles qu'observées entre ces deux paramètres (phase bipodale $r = 0,977$; phase unipodale d'ajustement $r = 0,916$ et phase unipodale de maintien $r = 0,969$). Par conséquent, les deux paramètres peuvent être utilisés dans un contexte d'évaluation biomécanique afin d'évaluer les variations de mobilité présentes entre les différents types morphologiques. Néanmoins, nous conseillons l'utilisation du paramètre *ROM LAA* pour sa facilité de calcul ainsi que sa transférabilité dans un cadre d'évaluation clinique.

Limites

Certaines limites devraient être prises en considérations lors de l'interprétation des résultats issus de cette étude.

Tout d'abord, l'âge moyen de notre échantillon est de $64,76 \pm 7,76$ ans ce qui limite la généralisation des résultats à une population relativement âgée. Redmond et collaborateurs (2008) ont démontré qu'une population adulte de plus de 60 ans avait un score FPI-6 significativement plus élevé (représentant un pied pronateur) qu'une population adulte de 18 à 59 ans. Nous obtenons d'ailleurs des résultats similaires en termes de dispersion à travers les différents groupes de types morphologiques selon l'âge, où une tendance vers une diminution de l'âge moyen chez le groupe supinateur a été observée (**Tableau 6**, p.63). Cependant, les résultats de Zifchock et collaborateurs (2006) n'ont établi aucune relation entre l'âge et le niveau de mobilité de l'arche

longitudinale médiale. Ainsi, les valeurs numériques rapportées doivent être interprétées en tenant compte de l'âge des participants mais les tendances inter-groupes concernant le niveau de mobilité peuvent être considérées sans égard à l'âge.

Ensuite, l'exclusion de neuf participants suite à l'évaluation biomécanique pour cause de « perte de visibilité des marqueurs ou signaux bruités » a peut-être engendré l'exclusion de morphologies extrêmes ou de participants présentant un niveau de mobilité très élevé. Par exemple, une morphologie extrême aurait pu causer une perte de visibilité des marqueurs puisque ceux-ci pointeraient vers le sol et leurs positions ne seraient alors plus captées par les caméras du système d'acquisition d'analyse du mouvement. Suivant cette même logique, un participant avec un niveau de mobilité très élevé aurait probablement présenté davantage d'oscillations ce qui aurait entraîné une perte importante de visibilité des marqueurs de cinématique lorsque ceux-ci se retrouvent orientés vers le sol. Néanmoins, des différences en termes de variabilité de l'angle LAA ont pu être établies entre les groupes de types morphologiques. L'inclusion de ces neuf participants n'aurait possiblement eut pour conséquence que d'augmenter la puissance de ces effets.

Finalement, la taille de l'échantillon ($N = 29$) constitue également une limite de l'étude. Toutefois, vu la nature exploratoire de celle-ci, un échantillon constitué de 29 participants demeure acceptable.

Perspectives

Les résultats d'une analyse inter-groupes sont fonction de la méthode de division de ceux-ci. Or, la présente étude permet de constater que dépendamment de l'outil utilisé pour diviser ces groupes, les répartitions changent drastiquement et par conséquent, cela aura une incidence sur le résultat des analyses inter-groupes subséquentes. Les résultats disponibles à ce jour dans la littérature sont à considérer avec prudence puisqu'à l'heure actuelle, rien ne nous indique avec certitude ce qu'est réellement un pied de type pronateur, neutre ou supinateur. En ce sens, rien ne nous confirme que les associations rapportées entre le type morphologique et le risque de blessure ou la présence de pathologie spécifique sont bien présentes ou si elles sont reliées à une classification erronée de la morphologie. Inversement, la force des relations rapportées entre le type morphologique et le risque de blessure étant relativement faible (Tong et Kong, 2013; Neal et coll., 2014), cela s'explique peut-être par une classification inexacte causée par des outils de classification qui ne sont pas suffisamment discriminants. Dans un cas comme dans l'autre, on constate une zone grise quant à la validité conceptuelle des mesures.

Perspectives cliniques. En l'absence de mesure de référence, les résultats de notre étude ont permis de démontrer que l'utilisation d'un algorithme de classement basé sur les valeurs d'un échantillon d'apprentissage permet de favoriser la « justesse » de la classification des observations. Les classifications issues de ce procédé de subdivision de l'échantillon ont démontré que le groupe supinateur avait un niveau de variabilité de

l'angle LAA significativement inférieur à celui du groupe pronateur. Cela signifie que les pieds de types supinateurs seront plus « rigides » que les pieds de types pronateurs lors du maintien d'une position d'appui unipodal. Il serait intéressant d'investiguer davantage sur les changements de variabilité de cet angle chez une population symptomatique dont la condition s'accompagne de limitations fonctionnelles (p. ex. : diabétiques, hémiplegiques, etc.). Ainsi, l'évaluation de la variabilité (via l'amplitude de mouvement ou l'excursion totale du LAA) pourrait servir de mesure objective quantifiable de l'évolution de la condition ou du traitement en lien. Cependant, des données normatives issues d'une population asymptomatique sur un plus large échantillon sont préférables avant de pouvoir comparer les résultats à ceux d'une population symptomatique.

Perspectives en recherche. Les paramètres d'amplitude de mouvement et d'excursion totale de l'angle LAA ont permis de quantifier les variations de mobilité au niveau du pied. En outre, la tâche de maintien unipodal s'est avérée appropriée dans la détection de ces variations. Sachant que ces paramètres sont sensibles aux types morphologiques, il serait intéressant de définir si la mesure d'excursion angulaire du LAA puisse être reliée à des mesures issues de la stabilométrie, utilisées pour quantifier le déplacement du centre de pression plantaire. Si ces deux méthodes de quantification de la stabilité s'avéraient interchangeables, cela signifierait qu'avec un seul système d'acquisition, deux aspects pourraient être évalués en simultanée soit : la stabilité (mesurée à partir de l'excursion de l'angle LAA) ainsi que les patrons de mouvements

inter-segmentaires (mesurés à partir des trajectoires de mouvements tridimensionnelles des marqueurs de cinématique). D'autres études sont nécessaires afin de confirmer ou infirmer la présence de lien entre ces deux méthodes. Néanmoins, les résultats de notre étude sont favorables à l'utilisation de la mesure d'excursion angulaire totale de l'angle LAA afin de quantifier le niveau de stabilité.

CHAPITRE VII

Conclusion

L'objectif principal de cette étude était de tracer un portrait des différences en termes de signification de la mesure pour un éventail de mesures cliniques et biomécaniques se rapportant à l'évaluation morpho-fonctionnelle du pied.

Compte tenu de l'absence de mesure de référence pour la classification, la création d'un algorithme de classement pour la subdivision des groupes a été réalisée à partir des valeurs d'un échantillon d'apprentissage. Cet échantillon était constitué des observations concordantes issues des deux outils classificateurs ayant le plus haut taux de concordance, soit le *Foot Posture Index 6* (FPI-6) et le *Malleolar Valgus Index* (MVI). L'algorithme a par la suite été formé à l'aide des valeurs du FPI-6, du MVI et du *Arch Height Index* (AHI) puis appliqué à l'ensemble de l'échantillon. Ceci a été réalisé dans un effort de maximisation de la justesse de la classification des observations. Néanmoins, la grande proportion des observations catégorisées à titre de pied neutre soulève la présence d'un problème à la base de la conception des outils concernant le manque de sensibilité de ceux-ci.

Les analyses discriminantes et corrélationnelles réalisées sur une batterie de 20 mesures cliniques ont permis d'identifier le *Foot Posture Index 6* (FPI-6), le *Malleolar Valgus Index* (MVI) ainsi que le degré d'éversion passif maximal à la cheville comme étant les plus pertinentes – en termes de capacité discriminante et de complémentarité – dans la détermination du type morphologique de pied.

Neuf paramètres biomécaniques ont été calculés à partir des données de cinématiques issues de la réalisation d'une tâche de transfert d'un appui bipodal vers unipodal. L'analyse de ces paramètres a permis d'identifier l'amplitude de mouvement et l'excursion totale du *Longitudinal Arch Angle* (LAA) comme paramètres biomécaniques permettant une dissociation entre les groupes pronateur et supinateur lors d'une position d'appui unipodal. Les résultats de notre étude démontrent que les recherches futures s'intéressant à l'évaluation de la mobilité du pied entre les différents types morphologiques devraient considérer davantage la façon dont le pied s'adapte (ou s'ajuste) à une position donnée qu'aux changements brutes entre deux positions. Nous avons démontré que la mesure de l'excursion sur les changements angulaires du *Longitudinal Arch Angle* (*excursion*) lors du maintien d'une position d'appui unipodal permet de quantifier ces ajustements tout en étant sensible aux types morphologiques de pied. Dans un cadre d'évaluation clinique, nous avons identifié la mesure d'amplitude de mouvement totale du *Longitudinal Arch Angle* (*ROM LAA*) comme étant un indice approprié dans l'évaluation de la mobilité du pied puisqu'il est simple d'exécution et facilement calculable. Néanmoins, des études psychométriques seront nécessaires afin d'évaluer les niveaux de fidélité inter-séances et inter-évaluateurs de cette mesure.

RÉFÉRENCES

- Allen, M. K. et Glasoe, W. M. (2000). Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*, 35(4), 403-406.
- Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K. et Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *J Foot Ankle Surg*, 47(2), 89-95.
- Banks, A. S. et McGlamry, E. D. (2001). *McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Barnes, A., Wheat, J. et Milner, C. (2008). Association between foot type and tibial stress injuries: a systematic review. *Br J Sports Med*, 42(2), 93-98.
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P. et Menz, H. B. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(5), 286-296.
- Barton, C. J., Kappel, S. L., Ahrendt, P., Simonsen, O. et Rathleff, M. S. (2015). Dynamic navicular motion measured using a stretch sensor is different between walking and running, and between over-ground and treadmill conditions. *J Foot Ankle Res*, 8, 5.
- Beckett, M. E., Massie, D. L., Bowers, K. D. et Stoll, D. A. (1992). Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. *J Athl Train*, 27(1), 58-62.

- Bencke, J., Christiansen, D., Jensen, K., Okholm, A., Sonne-Holm, S. et Bandholm, T. (2012). Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait Posture*, 35(3), 400-404.
- Bennett, J. E., Reinking, M. F., Pluemer, B., Pentel, A., Seaton, M. et Killian, C. (2001). Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(9), 504-510.
- Billis, E., Katsakiori, E., Kapodistrias, C. et Kapreli, E. (2007). Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot*, 17(2), 65-72.
- Boivin, K., Cloutier, H., Laurencelle, L., Lee, W., Hobeychi, Z. et Couture, A. (2012). Évaluation de la fidélité inter-juges à travers une démarche de familiarisation à l'utilisation d'un outil clinique catégorisant la morphologie du pied, le Foot Posture Index 6. *80e Congrès de l'Association Francophone pour le Savoir (ACFAS)*, Montréal, Canada.
- Breusch, S. J., Wenz, W. et Doderlein, L. (2000). Function after correction of a clawed great toe by a modified Robert Jones transfer. *J Bone Joint Surg Br*, 82(2), 250-254.
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am*, 13(3), 541-558.
- Bryant, J. A. (2001). A comparison of radiographic foot measurements taken in two different positions. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(5), 234-239.

- Buldt, A. K., Murley, G. S., Levinger, P., Menz, H. B., Nester, C. J. et Landorf, K. B. (2015). Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *J Foot Ankle Res*, 8, 63.
- Burn, H., Branthwaite, H., Chockalingam, N., Chevalier, T. L. et Naemi, R. (2011). Do foot orthoses replicate the static longitudinal arch angle during midstance in walking? *Foot (Edinb)*, 21(3), 129-132.
- Burns, J., Keenan, A. M. et Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95(3), 235-241.
- Burns, J., Crosbie, J., Ouvrier, R. et Hunt, A. (2006). Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: a randomized controlled trial. *J Am Podiatr Med Assoc*, 96(3), 205-211.
- Butler, R. J., Hamill, J. et Davis, I. (2007). Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. *Gait Posture*, 26(2), 219-225.
- Butler, R. J., Hillstrom, H., Song, J., Richards, C. J. et Davis, I. S. (2008). Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. *J Am Podiatr Med Assoc*, 98(2), 102-106.
- Cain, L. E., Nicholson, L. L., Adams, R. D. et Burns, J. (2007). Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *J Sci Med Sport*, 10(5), 311-319.
- Caravaggi, P., Benedetti, M. G., Berti, L. et Leardini, A. (2011). Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. *Gait Posture*, 33(1), 133-135.
- Cashmere, T., Smith, R. et Hunt, A. (1999). Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot Ankle Int*, 20(2), 112-118.

- Castro-Aragon, O., Vallurupalli, S., Warner, M., Panchbhavi, V. et Trevino, S. (2009). Ethnic radiographic foot differences. *Foot Ankle Int*, 30(1), 57-61.
- Cavanagh, P. R. et Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech*, 20(5), 547-551.
- Cavanagh, P. R., Morag, E., Boulton, A. J., Young, M. J., Deffner, K. T. et Pammer, S. E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*, 30(3), 243-250.
- Chen, C. H., Huang, M. H., Chen, T. W., Weng, M. C., Lee, C. L. et Wang, G. J. (2006). The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(2), 235-240.
- Chen, Y. X., Yu, G. R., Mei, J., Zhou, J. Q. et Wang, W. (2008). Assessment of subtalar joint neutral position: a cadaveric study. *Chin Med J (Engl)*, 121(8), 735-739.
- Christensen, B. H., Andersen, K. S., Pedersen, K. S., Bengtsen, B. S., Simonsen, O., Kappel, S. L. et Rathleff, M. S. (2014). Reliability and concurrent validity of a novel method allowing for in-shoe measurement of navicular drop. *J Foot Ankle Res*, 7(1), 12.
- Cobb, S. C., Tis, L. L., Johnson, B. F. et Higbie, E. J. (2004). The effect of forefoot varus on postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(2), 79-85.
- Cobb, S. C., James, C. R., Hjertstedt, M. et Kruk, J. (2011). A digital photographic measurement method for quantifying foot posture: validity, reliability, and descriptive data. *J Athl Train*, 46(1), 20-30.

- Cobb, S. C., Bazett-Jones, D. M., Joshi, M. N., Earl-Boehm, J. E. et James, C. R. (2014). The relationship among foot posture, core and lower extremity muscle function, and postural stability. *J Athl Train*, 49(2), 173-180.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, N.J.: Lawrence Erlbaum.
- Cornwall, M. W. et McPoil, T. G. (1999). Plantar fasciitis: etiology and treatment. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(12), 756-760.
- Cornwall, M. W. (2000). Common Pathomechanics of the Foot. *Athletic Therapy Today*, 5(1), 10-16.
- Cornwall, M. W., McPoil, T. G., Lebec, M., Vicenzino, B. et Wilson, J. (2008). Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc*, 98(1), 7-13.
- Cornwall, M. W. et McPoil, T. G. (2011). Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle Res*, 4, 4.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M. et Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train*, 40(1), 41-46.
- Coughlin, M. J., Saltzman, C. L. et Anderson, R. B. (2013). *Mann's surgery of the foot and ankle*. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier.
- Dahle, L. K., Mueller, M. J., Delitto, A. et Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther*, 14(2), 70-74.

- Dicharry, J. M., Franz, J. R., Della Croce, U., Wilder, R. P., Riley, P. O. et Kerrigan, D. C. (2009). Differences in static and dynamic measures in evaluation of talonavicular mobility in gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(8), 628-634.
- Elias, L. J., Bryden, M. P. et Bulman-Fleming, M. B. (1998). Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia*, 36(1), 37-43.
- Evans, A. M., Copper, A. W., Scharfbillig, R. W., Scutter, S. D. et Williams, M. T. (2003). Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93(3), 203-213.
- Evans, R. D., Averett, R. et Sanders, S. (2002). The association of hallux limitus with the accessory navicular. *J Am Podiatr Med Assoc*, 92(6), 359-365.
- Ferber, R. et Benson, B. (2011). Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. *J Foot Ankle Res*, 4(1), 18.
- Fisher, R. A. (1936). The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annals of Eugenics*, 7(2), 179-188.
- Fletcher, R. H., Fletcher, S. W. et Fletcher, G. S. (2012). *Clinical epidemiology: the essentials*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Franettovich, M., Chapman, A. R., Blanch, P. et Vicenzino, B. (2010). Altered neuromuscular control in individuals with exercise-related leg pain. *Med Sci Sports Exerc*, 42(3), 546-555.

- Golightly, Y. M., Hannan, M. T., Dufour, A. B. et Jordan, J. M. (2012). Racial differences in foot disorders and foot type. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(11), 1756-1759.
- Griffiths, I. B. et McEwan, I. M. (2012). Reliability of a new supination resistance measurement device and validation of the manual supination resistance test. *J Am Podiatr Med Assoc*, 102(4), 278-289.
- Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., Menz, H. B., Casey, V. A. et Hannan, M. T. (2013). Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study. *PLoS One*, 8(9), e74364.
- Hawes, M. R., Nachbauer, W., Sovak, D. et Nigg, B. M. (1992). Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot Ankle*, 13(1), 22-26.
- Hawes, M. R. et Sovak, D. (1994). Quantitative morphology of the human foot in a North American population. *Ergonomics*, 37(7), 1213-1226.
- Hawes, M. R., Sovak, D., Miyashita, M., Kang, S. J., Yoshihuku, Y. et Tanaka, S. (1994). Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics*, 37(1), 187-196.
- Hicks, J. H. (1953). The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat*, 87(4), 345-357.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S. et Deland, J. T., 3rd (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*, 37(3), 445-451.

- Hoffman, S. E., Peltz, C. D., Haladik, J. A., Divine, G., Nurse, M. A. et Bey, M. J. (2015). Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. *Gait Posture*, 41(3), 825-829.
- Hoppenfeld, S. et Hutton, R. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk, Conn.: Appleton-Century-Crofts.
- Jang, G. U., Kweon, M. G., Park, S., Kim, J. Y. et Park, J. W. (2015). A study of structural foot deformity in stroke patients. *J Phys Ther Sci*, 27(1), 191-194.
- Jarvis, H. L., Nester, C. J., Jones, R. K., Williams, A. et Bowden, P. D. (2012). Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *J Foot Ankle Res*, 5, 14.
- Jonson, S. R. et Gross, M. T. (1997). Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25(4), 253-263.
- Kanatli, U., Yetkin, H. et Cila, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the feet. *J Pediatr Orthop*, 21(2), 225-228.
- Kapandji, A. I. (2009). *Anatomie fonctionnelle : physiologie de l'appareil locomoteur, schémas commentés de mécanique humaine. Tome 2 - Membre inférieur*. Paris: Maloine.
- Kappel, S. L., Rathleff, M. S., Hermann, D., Simonsen, O., Karstoft, H. et Ahrendt, P. (2012). A novel method for measuring in-shoe navicular drop during gait. *Sensors (Basel)*, 12(9), 11697-11711.

- Keenan, A. M. et Bach, T. M. (2006). Clinicians' assessment of the hindfoot: a study of reliability. *Foot Ankle Int*, 27(6), 451-460.
- Kilmartin, T. E. et Wallace, W. A. (1992). The significance of pes planus in juvenile hallux valgus. *Foot Ankle*, 13(2), 53-56.
- Komeda, T., Tanaka, Y., Takakura, Y., Fujii, T., Samoto, N. et Tamai, S. (2001). Evaluation of the longitudinal arch of the foot with hallux valgus using a newly developed two-dimensional coordinate system. *J Orthop Sci*, 6(2), 110-118.
- Korpelainen, R., Orava, S., Karpakka, J., Siira, P. et Hulkko, A. (2001). Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *Am J Sports Med*, 29(3), 304-310.
- Kosashvili, Y., Fridman, T., Backstein, D., Safir, O. et Bar Ziv, Y. (2008). The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot Ankle Int*, 29(9), 910-913.
- Lamm, B. M., Mendicino, R. W., Catanzariti, A. R. et Hillstrom, H. J. (2005). Static rearfoot alignment: a comparison of clinical and radiographic measures. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95(1), 26-33.
- Langley, B., Cramp, M. et Morrison, S. C. (2015). Selected static foot assessments do not predict medial longitudinal arch motion during running. *J Foot Ankle Res*, 8, 56.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R. et Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*, 25(3), 453-462.

- Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Ahroni, J. H., Smith, D. G., Sangeorzan, B. J. et Boyko, E. J. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot Ankle Int*, 24(11), 845-850.
- Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Smith, D. G., Sullivan, K., Hayes, S. G., Assal, M. et Reiber, G. E. (2005). Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic foot. *J Rehabil Res Dev*, 42(5), 665-672.
- Ledoux, W. R., Rohr, E. S., Ching, R. P. et Sangeorzan, B. J. (2006). Effect of foot shape on the three-dimensional position of foot bones. *J Orthop Res*, 24(12), 2176-2186.
- Levangie, P. K. et Norkin, C. C. (2005). *Joint structure and function : a comprehensive analysis*. Philadelphie: F.A. Davis.
- Levinger, P., Menz, H. B., Fotoohabadi, M. R., Feller, J. A., Bartlett, J. R. et Bergman, N. R. (2010). Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res*, 3, 29.
- Levy, J. C., Mizel, M. S., Wilson, L. S., Fox, W., McHale, K., Taylor, D. C. et Temple, H. T. (2006). Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot Ankle Int*, 27(12), 1060-1064.
- Loudon, J. K., Jenkins, W. et Loudon, K. L. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 24(2), 91-97.

- Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B. et Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle*, 9(4), 194-200.
- Lundberg, A., Svensson, O. K., Bylund, C., Goldie, I. et Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex--Part 2: Pronation and supination. *Foot Ankle*, 9(5), 248-253.
- Lundberg, A., Svensson, O. K., Bylund, C. et Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex--Part 3: Influence of leg rotation. *Foot Ankle*, 9(6), 304-309.
- Mall, N. A., Hardaker, W. M., Nunley, J. A. et Queen, R. M. (2007). The reliability and reproducibility of foot type measurements using a mirrored foot photo box and digital photography compared to caliper measurements. *J Biomech*, 40(5), 1171-1176.
- Mauch, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C. et Horstmann, T. (2009). A new approach to children's footwear based on foot type classification. *Ergonomics*, 52(8), 999-1008.
- McPoil, T. G. et Cornwall, M. W. (2005). Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95(2), 114-120.
- McPoil, T. G. et Cornwall, M. W. (2007). Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *J Am Podiatr Med Assoc*, 97(2), 102-107.
- McPoil, T. G., Vicenzino, B., Cornwall, M. W. et Collins, N. (2007). Variations in foot posture and mobility between individuals with anterior knee pain and controls. *American Physical Therapy Association Annual Conference and Exposition*,

- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Medoff, L., Vicenzino, B., Forsberg, K. et Hilz, D. (2008). Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *J Foot Ankle Res*, 1(1), 3.
- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Vicenzino, B., Teyhen, D. S., Molloy, J. M., Christie, D. S. et Collins, N. (2008). Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio. *Foot (Edinb)*, 18(4), 220-227.
- McPoil, T. G., Vicenzino, B., Cornwall, M. W., Collins, N. et Warren, M. (2009). Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medial-lateral mobility of the midfoot. *J Foot Ankle Res*, 2, 6.
- McPoil, T. G., Warren, M., Vicenzino, B. et Cornwall, M. W. (2011). Variations in foot posture and mobility between individuals with patellofemoral pain and those in a control group. *J Am Podiatr Med Assoc*, 101(4), 289-296.
- McPoil, T. G., Carrell, D., Ehlers, D., Kuhlman, H., Mufti, J., Pomeroy, M., Taylor, O. et Cornwall, M. W. (2014). Does foot placement affect the reliability of static foot posture measurements? *J Am Podiatr Med Assoc*, 104(1), 34-42.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. *Clin J Sport Med*, 4(3), 166 - 170.
- Menadue, C., Raymond, J., Kilbreath, S. L., Refshauge, K. M. et Adams, R. (2006). Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle. *BMC Musculoskelet Disord*, 7, 60.

- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*, 88(3), 119-129.
- Menz, H. B., Tiedemann, A., Kwan, M. M., Latt, M. D., Sherrington, C. et Lord, S. R. (2003). Reliability of clinical tests of foot and ankle characteristics in older people. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93(5), 380-387.
- Menz, H. B. (2004). Two feet, or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *The Foot*, 14(1), 2-5.
- Menz, H. B. et Munteanu, S. E. (2005). Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35(8), 479-486.
- Menz, H. B., Fotoohabadi, M. R., Wee, E. et Spink, M. J. (2012). Visual categorisation of the arch index: a simplified measure of foot posture in older people. *J Foot Ankle Res*, 5(1), 10.
- Menz, H. B., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J. et Hannan, M. T. (2013). Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham foot study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 65(12), 1991-1999.
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J. et Nurse, M. A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot Ankle Int*, 21(9), 759-767.
- Mueller, M. J., Host, J. V. et Norton, B. J. (1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*, 83(4), 198-202.

- Murley, G. S., Buldt, A. K., Trump, P. J. et Wickham, J. B. (2009). Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2), e69-77.
- Murley, G. S., Menz, H. B. et Landorf, K. B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*, 2, 35.
- Murley, G. S., Menz, H. B. et Landorf, K. B. (2009). A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J Foot Ankle Res*, 2, 22.
- Nácher, B. G., J.C.; Alcántara, E.; García-Hernández, J.; Heras, S.; Juan, A. (2006). A footwear fit classification model based on anthropometric data. *Proceedings of the 8th Annual Digital Human Modelling for Design and Engineering Symposium*, Lyon, France.
- Neal, B. S., Griffiths, I. B., Dowling, G. J., Murley, G. S., Munteanu, S. E., Franettovich Smith, M. M., Collins, N. J. et Barton, C. J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*, 7(1), 55.
- Nielsen, R. G., Rathleff, M. S., Simonsen, O. H. et Langberg, H. (2009). Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *J Foot Ankle Res*, 2, 12.
- Nigg, B. M., Khan, A., Fisher, V. et Stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc*, 30(4), 550-555.

- Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A. et Nielsen, R. O. (2012). Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *J Foot Ankle Res*, 5, 3.
- Norkin, C. C. et Levangie, P. K. (1983). *Joint structure & function : a comprehensive analysis*. Philadelphie: F.A. Davis.
- Norkin, C. C. et White, D. J. (2009). *Measurement of joint motion : a guide to goniometry*. Philadelphie: F.A. Davis.
- Papuga, M. O. et Burke, J. R. (2011). The reliability of the Associate Platinum digital foot scanner in measuring previously developed footprint characteristics: a technical note. *J Manipulative Physiol Ther*, 34(2), 114-118.
- Perry, J. et Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, N.J.: Slack.
- Picciano, A. M., Rowlands, M. S. et Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther*, 18(4), 553-558.
- Pierrynowski, M. R., Smith, S. B. et Mlynarczyk, J. H. (1996). Proficiency of foot care specialists to place the rearfoot at subtalar neutral. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86(5), 217-223.
- Pohl, M. B. et Farr, L. (2010). A comparison of foot arch measurement reliability using both digital photography and calliper methods. *J Foot Ankle Res*, 3, 14.

- Powell, D. W., Williams, D. S. et Butler, R. J. (2013). A comparison of two multisegment foot models in high-and low-arched athletes. *J Am Podiatr Med Assoc*, 103(2), 99-105.
- Powers, C. M., Maffucci, R. et Hampton, S. (1995). Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 22(4), 155-160.
- Radford, J. A., Landorf, K. B., Buchbinder, R. et Cook, C. (2006). Effectiveness of low-Dye taping for the short-term treatment of plantar heel pain: a randomised trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 7, 64.
- Rathleff, M. S., Nielsen, R. G., Simonsen, O., Olesen, C. G. et Kersting, U. G. (2010). Perspectives for clinical measures of dynamic foot function-reference data and methodological considerations. *Gait Posture*, 31(2), 191-196.
- Rathleff, M. S., Nielsen, R. G. et Kersting, U. G. (2012). Navicula drop test ad modum Brody: does it show how the foot moves under dynamic conditions? *J Am Podiatr Med Assoc*, 102(1), 34-38.
- Razeghi, M. et Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture*, 15(3), 282-291.
- Redmond, A. C., Crosbie, J. et Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(1), 89-98.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z. et Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res*, 1(1), 6.

- Reiley, M. A. (1995). *Guidelines for Prescribing Foot Orthotics*. Thorofare, N.J.: Slack.
- Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., Newman, M., Oskrochi, G. R. et Sandall, S. (2009). The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*, 95(3), 164-169.
- Reilly, K. A. B., K.L.; Shamley, D.; Sandall, S. (2006). Influence of Foot Characteristics on the Site of Lower Limb Osteoarthritis. *Foot Ankle Int*, 27(3), 206 - 211.
- Root, M. L. (1971). *Biomechanical Examination of the Foot*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Root, M. L., Orien, W. P. et Weed, J. H. (1977). *Normal and Abnormal Function of the Foot*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Rose, G. K., Welton, E. A. et Marshall, T. (1985). The diagnosis of flat foot in the child. *J Bone Joint Surg Br*, 67(1), 71-78.
- Roth, S., Roth, A., Jotanovic, Z. et Madarevic, T. (2013). Navicular index for differentiation of flatfoot from normal foot. *Int Orthop*, 37(6), 1107-1112.
- Ruhli, F. J., Solomon, L. B. et Henneberg, M. (2003). High prevalence of tarsal coalitions and tarsal joint variants in a recent cadaver sample and its possible significance. *Clin Anat*, 16(5), 411-415.
- Saltzman, C. L., Brandser, E. A., Berbaum, K. S., DeGnore, L., Holmes, J. R., Katcherian, D. A., Teasdall, R. D. et Alexander, I. J. (1994). Reliability of standard foot radiographic measurements. *Foot Ankle Int*, 15(12), 661-665.
- Saltzman, C. L., Nawoczinski, D. A. et Talbot, K. D. (1995). Measurement of the medial longitudinal arch. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(1), 45-49.

- Saragas, N. P. et Becker, P. J. (1995). Comparative Radiographic Analysis of Parameters in Feet With and Without Hallux Valgus. *Foot Ankle Int*, 16(3), 139-143.
- Scharfbillig, R., Evans, A. M., Copper, A. W., Williams, M., Scutter, S., Iasiello, H. et Redmond, A. (2004). Criterion validation of four criteria of the foot posture index. *J Am Podiatr Med Assoc*, 94(1), 31-38.
- Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J. et Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 19(3), 162-167.
- Shirzad, K., Kiesau, C. D., DeOrio, J. K. et Parekh, S. G. (2011). Lesser toe deformities. *J Am Acad Orthop Surg*, 19(8), 505-514.
- Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G. et Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment. *Gait Posture*, 23(4), 411-424.
- Sommer, H. M. et Vallentyne, S. W. (1995). Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Med Sci Sports Exerc*, 27(6), 800-804.
- Song, J., Hillstrom, H. J., Secord, D. et Levitt, J. (1996). Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86(1), 16-23.
- Song, J., Kane, R., Tango, D. N., Veur, S. S., Furmato, J., Komaroff, E. et Foster, G. D. (2015). Effects of weight loss on foot structure and function in obese adults: a pilot randomized controlled trial. *Gait Posture*, 41(1), 86-92.

- Southerland, J. T., Boberg, J. S., Downey, M. S., Nakra, A. et Rabjohn, L. V. (2012). *McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health.
- Sugathan, H. K. et Sherlock, D. A. (2009). A modified Jones procedure for managing clawing of lesser toes in pes cavus: long-term follow-up in 8 patients. *J Foot Ankle Surg*, 48(6), 637-641.
- Terada, M., Wittwer, A. M. et Gribble, P. A. (2014). Intra-rater and inter-rater reliability of the five image-based criteria of the foot posture index-6. *Int J Sports Phys Ther*, 9(2), 187-194.
- Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy, J. M., Goffar, S. L., Christie, D. S. et McPoil, T. (2009). Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(4), 391-396.
- Thomson, C. E. (1994). An investigation into the reliability of the valgus index and its validity as a clinical measurement. *The Foot*, 4(4), 191-197.
- Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther*, 68(12), 1840-1849.
- Tome, J., Nawoczenski, D. A., Flemister, A. et Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(9), 635-644.

- Tong, J. W. et Kong, P. W. (2013). Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(10), 700-714.
- Tsai, L. C., Yu, B., Mercer, V. S. et Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(12), 942-953.
- Van Beek, C. et Greisberg, J. (2011). Mobility of the first ray: review article. *Foot Ankle Int*, 32(9), 917-922.
- Vanderwilde, R., Staheli, L. T., Chew, D. E. et Malagon, V. (1988). Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children. *J Bone Joint Surg Am*, 70(3), 407-415.
- Vicenzino, B., Franettovich, M., McPoil, T., Russell, T. et Skardoon, G. (2005). Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *Br J Sports Med*, 39(12), 939-943; discussion 943.
- Vinicombe, A., Raspovic, A. et Menz, H. B. (2001). Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(5), 262-268.
- Wearing, S. C., Hills, A. P., Byrne, N. M., Hennig, E. M. et McDonald, M. (2004). The arch index: a measure of flat or fat feet? *Foot Ankle Int*, 25(8), 575-581.
- Wearing, S. C., Grigg, N. L., Lau, H. C. et Smeathers, J. E. (2012). Footprint-based estimates of arch structure are confounded by body composition in adults. *J Orthop Res*, 30(8), 1351-1354.

- Welton, E. A. (1992). The Harris and Beath footprint: interpretation and clinical value. *Foot Ankle, 13*(8), 462-468.
- Williams, D. S. et McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther, 80*(9), 864-871.
- Williams, D. S., 3rd, McClay, I. S. et Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 16*(4), 341-347.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Witana, C. P., Weerasinghe, T. W. et Au, E. Y. (2010). Foot arch characterization: a review, a new metric, and a comparison. *J Am Podiatr Med Assoc, 100*(1), 14-24.
- Yalcin, N., Esen, E., Kanatli, U. et Yetkin, H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc, 44*(3), 241-245.
- Yates, B. et White, S. (2004). The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med, 32*(3), 772-780.
- Yoho, R., Rivera, J. J., Renschler, R., Vardaxis, V. G. et Dikis, J. (2012). A biomechanical analysis of the effects of low-Dye taping on arch deformation during gait. *Foot (Edinb), 22*(4), 283-286.
- Youberg, L. D., Cornwall, M. W., McPoil, T. G. et Hannon, P. R. (2005). The amount of rearfoot motion used during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc, 95*(4), 376-382.

Zhang, Y.-J., Xu, J., Wang, Y., Lin, X.-J. et Ma, X. (2015). Correlation between hindfoot joint three-dimensional kinematics and the changes of the medial arch angle in stage II posterior tibial tendon dysfunction flatfoot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30(2), 153-158.

Zifchock, R. A., Davis, I., Hillstrom, H. et Song, J. (2006). The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int*, 27(5), 367-372.

ANNEXE A

Critères d'inclusion et d'exclusion à l'étude

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Adressés à tous les participants asymptomatiques	
<ul style="list-style-type: none"> - Être en mesure de juger sciemment de son adhésion au projet et de répondre aux questionnaires en français. - Être âgé(e) de 38 ans et plus (critère clinique de l'ACR – Altman et coll. 1986). - Être en mesure de se maintenir en équilibre sur un membre inférieur pendant ≥ 10 secondes. 	<ul style="list-style-type: none"> - Être atteint(e) d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde ou de toute autre forme de maladie dégénérative déjà diagnostiquée et pouvant affecter l'évaluation. - Avoir eu une blessure (osseuse, méniscale ou ligamentaire) ou avoir subi un traumatisme au niveau du tronc ou au(x) membre(s) inférieur(s) pouvant affecter l'évaluation. - Avoir un problème d'ordre pulmonaire ou cardiaque non contrôlé pouvant constituer un risque pour la santé du participant lors de l'évaluation ou limiter celle-ci. - Avoir un problème neurologique affectant l'évaluation. - Avoir une neuropathie diabétique ou périphérique. - Avoir un déficit proprioceptif ou des problèmes d'équilibre ou de vertiges au quotidien. - Avoir des troubles visuels non corrigés qui pourraient affecter l'équilibre postural. - Avoir eu une intervention chirurgicale au niveau du tronc ou des membres inférieur au cours des six derniers mois ou pouvant altérer l'évaluation. - Utiliser une aide technique (cane, béquille, marchette) lors de l'ensemble des déplacements. - Avoir une contre-indication médicale interférant avec l'évaluation. - Avoir toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (p. ex. : être enceinte). - Être considéré(e) comme n'étant pas un(e) candidat(e) éligible suite à l'examen du podiatre clinicien ou du médecin rattaché au projet évaluant la condition arthrosique. - Ressentir de la douleur au niveau du tronc ou des membres inférieurs au quotidien. - Avoir une déformation sévère ou une condition pathologique spécifique aux niveaux du tronc ou des membres inférieurs qui ne représente pas une conséquence des effets courants reliés au vieillissement (p. ex. : scoliose). - Avoir des problèmes de claudication.

ANNEXE B

Protocole d'évaluation podiatrique (version abrégée)

Protocole d'évaluation podiatrique et tests physiques préalables à l'éligibilité

(Développement d'une méthode d'évaluation sensible à la biomécanique du pied et à son type morphologique chez des personnes asymptomatiques, CER-12-181-06.25)

Date de l'évaluation : ___/___/____ Heure: _____

Nom de l'évaluateur : _____

Code du participant : **MORPHO AS S** _____

Membre inférieur dominant : DROIT GAUCHE

Membre inférieur évalué : DROIT GAUCHE

Signatures...

- ✓ Lettre d'information
- ✓ Formulaire de consentement
- ✓ Questionnaire tél.

Section 1 – Fiche d'observations cliniques

Est-ce que le participant présente :

1. une démarche antalgique? Oui Non
2. des déficits proprioceptifs au niveau des membres inférieurs affectant la réalisation d'une tâche de stabilité en appui unipodal? Oui Non
3. une déformation sévère au niveau du tronc ou des membres inférieurs, non associée au vieillissement normal de la population? Oui Non
4. **(demander au participant)* : un problème neurologique affectant l'équilibre ou la motricité? Oui Non
5. des signes de blessures ou de traumatismes récents (≤ 3 mois) au niveau du tronc ou des membres inférieurs affectant la réalisation d'une tâche de stabilité en appui unipodal (p. ex. comportement antalgique)? Oui Non
6. des limitations dues à une chirurgie, une blessure ou un traumatisme antérieur au niveau du tronc ou des membres inférieurs? Oui Non
7. toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (réalisation d'une tâche d'équilibre en appui unipodale et d'un pas)? Oui Non

Autres observations :

Exclure le participant si la réponse à l'une ou plusieurs des observations 1 à 7 est « oui »

INCLUSION DU PARTICIPANT : Oui Non

Section 2 – Sommaire des mesures classificatrices et comparatives

Mesures	Position du participant	Résultats																																										
1. Foot Posture Index 6 (FPI-6)	Debout, les pieds dans le gabarit → <i>Membre inférieur sélectionné pour l'évaluation</i>	<table border="0"> <tr> <td>1) Tête talaire :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>2) Courbes malléolaires :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>3) PRC :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>4) Proéminence talo-nav. :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>5) Arche :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>6) Avant/Arrière-pied :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>Score global : _____</td> <td>SS</td> <td>S</td> <td>N</td> <td>P</td> <td>PS</td> </tr> </table>	1) Tête talaire :	-2	-1	0	+1	+2	2) Courbes malléolaires :	-2	-1	0	+1	+2	3) PRC :	-2	-1	0	+1	+2	4) Proéminence talo-nav. :	-2	-1	0	+1	+2	5) Arche :	-2	-1	0	+1	+2	6) Avant/Arrière-pied :	-2	-1	0	+1	+2	Score global : _____	SS	S	N	P	PS
	1) Tête talaire :	-2	-1	0	+1	+2																																						
2) Courbes malléolaires :	-2	-1	0	+1	+2																																							
3) PRC :	-2	-1	0	+1	+2																																							
4) Proéminence talo-nav. :	-2	-1	0	+1	+2																																							
5) Arche :	-2	-1	0	+1	+2																																							
6) Avant/Arrière-pied :	-2	-1	0	+1	+2																																							
Score global : _____	SS	S	N	P	PS																																							
→ <i>Membre inférieur opposé</i>	<table border="0"> <tr> <td>1) Tête talaire :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>2) Courbes malléolaires :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>3) PRC :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>4) Proéminence talo-nav. :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>5) Arche :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>6) Avant/Arrière-pied :</td> <td>-2</td> <td>-1</td> <td>0</td> <td>+1</td> <td>+2</td> </tr> <tr> <td>Score global : _____</td> <td>SS</td> <td>S</td> <td>N</td> <td>P</td> <td>PS</td> </tr> </table>	1) Tête talaire :	-2	-1	0	+1	+2	2) Courbes malléolaires :	-2	-1	0	+1	+2	3) PRC :	-2	-1	0	+1	+2	4) Proéminence talo-nav. :	-2	-1	0	+1	+2	5) Arche :	-2	-1	0	+1	+2	6) Avant/Arrière-pied :	-2	-1	0	+1	+2	Score global : _____	SS	S	N	P	PS	
1) Tête talaire :	-2	-1	0	+1	+2																																							
2) Courbes malléolaires :	-2	-1	0	+1	+2																																							
3) PRC :	-2	-1	0	+1	+2																																							
4) Proéminence talo-nav. :	-2	-1	0	+1	+2																																							
5) Arche :	-2	-1	0	+1	+2																																							
6) Avant/Arrière-pied :	-2	-1	0	+1	+2																																							
Score global : _____	SS	S	N	P	PS																																							
2. Longitudinal Arch Angle (LAA)	Debout, les pieds dans le gabarit.	LAA : _____ ° Classe morphologique (encercler): S N P																																										
3. Malleolar Valgus Index (MVI)	Pied évalué sur la feuille d'empreinte et l'autre dans le gabarit.	MVI : _____ Classe morphologique (encercler): S N P																																										
4. Longueur des membres inférieurs	Sur la table, en décubitus.	MI gauche : _____ cm MI droit : _____ cm																																										
5. Pseudoéquin	Sur la table, en décubitus.	Pseudoéquin : présent <input type="checkbox"/> absent <input type="checkbox"/> Degrés approximatif (si présent) : _____ °																																										
6. Test de Bleck	Sur la table, en décubitus.	Niveau : 2 • 3 • 4 Déformation : F • R																																										
7. ROM de l'articulation subtalaire (STJ)	Sur la table, en procubitus.	STJ neutre : _____ ° varus <input type="checkbox"/> valgus <input type="checkbox"/> Éversion max : _____ ° Inversion max : _____ °																																										

Section 2 – Sommaire des mesures classificatrices et comparatives (suite)

Mesures	Position du participant	Résultats
8. Relation avant-pied/ arrière-pied	Sur la table, en procubitus.	Relation AvP/ArP : N Val Var Sup
9. Angle calcanéen	Debout, les pieds dans le gabarit.	<p>Relaxe : Calcaneum p/r sol : _____ ° varus <input type="checkbox"/> valgus <input type="checkbox"/> Calcaneum p/r jambe : _____ ° varus <input type="checkbox"/> valgus <input type="checkbox"/></p> <p>STJ neutre : Calcaneum p/r sol : _____ ° varus <input type="checkbox"/> valgus <input type="checkbox"/> Calcaneum p/r jambe : _____ ° varus <input type="checkbox"/> valgus <input type="checkbox"/></p>
10. Naviculaire	Debout, en tandem : le pied évalué dans le gabarit et l'autre devant.	Hauteur naviculaire STJ neutre : _____ cm Hauteur naviculaire STJ relaxe : _____ cm Navicular drift : _____ cm
11. Arch Height Index (AHI)	Debout, les pieds dans le gabarit. <i>*Les mesures peuvent être prises en latéral mais il est important d'être toujours à angle droit.</i>	Longueur du pied (LP) : _____ cm LP / 2 : _____ cm Longueur du pied tronqué (LPT) : _____ cm Hauteur de l'arche à 50% LP (HA): _____ cm AHI (HA/LPT): _____

Commentaires :

ANNEXE C

Protocole d'évaluation biomécanique

Code du participant: MORPHO_AS_S _____

Date: (JJ/MM/AAAA) : ____/____/____

**Protocole d'évaluation biomécanique
Groupe asymptotique**

Détermination de paramètres sensibles à la biomécanique du pied et à son type morphologique

CER-12-181-06.25

Heure du début de l'expérimentation : _____ Fin de l'expérimentation : _____

Membre inférieur évalué: G D

Évaluateurs : (1) _____ (2) _____

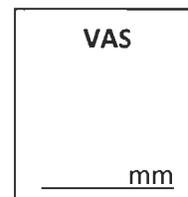
Section 1 - Informations supplémentaires sur le participant

1. Taille : _____ mètres
2. Poids : _____ Kg
3. Sexe : M / F
4. Est-ce que le participant ressent de la douleur au niveau du tronc ou des membres inférieurs : Oui Non

4.1. Si oui, demander au participant de compléter l'échelle de douleur ci-bas.

➤ Site(s) de la douleur : Tronc Genou Cheville/pied Autre

0 _____ 10
Aucune douleur Douleur extrême



5. Est-ce que le participant a consommé de l'alcool et/ou des drogues de sorte à influencer l'évaluation durant les 24 heures précédant l'évaluation biomécanique : Oui Non
6. Est-ce que le participant porte des orthèses plantaires lors de ces déplacements extérieurs : Oui Non
- 6.1. Est-ce que les orthèses ont été portées durant la journée de l'évaluation : Oui Non
7. Médicaments (Demander la liste aux participants) :

Nom	Type	Fréquence	Posologie
a) _____	_____	_____	_____
b) _____	_____	_____	_____
c) _____	_____	_____	_____

8. Temps de mouvement moyen lors de la réalisation des tâches de pas:

8.1 – Vitesse confortable : _____

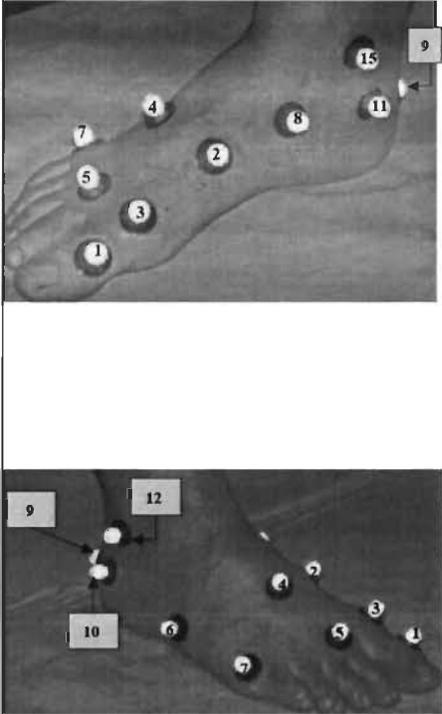
8.2 – Vitesse rapide : _____

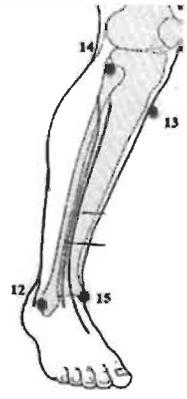


Section 2 - Préparation du laboratoire (avant l'arrivée du participant)			
Étapes	Notes	Remarques	✓
Laboratoire	<ol style="list-style-type: none"> Vérifier que l'appuie, les caméras, le tapis, le ruban à mesurer et les plateformes de force (PFF) soient positionnées aux endroits indiqués au sol. Placer le gabarit sur les plateformes. 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Le point milieu entre les pieds doit être situé entre les PFF. ➤ À l'aide d'un exacto, couper le gabarit à la jonction des PFF. 	
Démarrer les caméras	<ol style="list-style-type: none"> Brancher le courant sur chaque caméra. Lier chaque caméra* ensemble avec les fils NDI. Lier le dernier fil au récepteur NDI. Allumer le récepteur. Allumer les caméras. Enlever les protecteurs des caméras. Laisser réchauffer environ 5 minutes. <p>*Cam. 3 : branchée à la carte d'acquisition Cam. 2 : intermédiaire (#4319) Cam. 1 : branchée uniquement à la cam. 2</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Utilisation d'une "Power bar" pour éviter une surcharge ➤ Fil de 16 mètres entre la caméra 2 et la caméra 3 ➤ S'assurer de le faire dans l'ordre présenté, sinon le programme ne partira pas. ➤ Cette étape doit être faite au minimum 30 minutes avant l'arrivée du participant. 	
Ouverture du programme	<ol style="list-style-type: none"> Démarrer l'ordinateur Prosys (blanc) et entrer le mot de passe. Ouverture du logiciel NDI First Principles. Appuyer sur l'onglet « Files » → « New experiment ». Cocher nouvelle expérimentation (« <i>perform new registration</i> »). Calibration du volume : <ol style="list-style-type: none"> 1. Cocher nouvel alignement (« <i>perform new alignment</i> ») et appuyer sur suivant. 2. Brancher le cube de calibration et appuyer sur suivant. 3. Sélectionner le cube de calibration dans le menu et appuyer sur suivant. 4. Déposer le cube au milieu de l'espace expérimental. 5. Sélectionner 30 secondes de temps de collecte et appuyer sur « Register ». 6. Parcourir l'espace expérimental avec le cube à une vitesse constante en faisant des translations. Définition du système de référence (alignement) : <ol style="list-style-type: none"> 1. Sélectionner « Align to a rigid body » 2. Sélectionner le cube de calibration dans le menu et appuyer sur suivant. 3. Effectuer une collecte de données pour définir le référentiel (caméra VS laboratoire). 	<ul style="list-style-type: none"> • CU-01069.RIG (sélectionné par défaut) • RMS < 0,60 mm • CU-01069.RIG (sélectionné par défaut) • RMS < 0,20 mm • Aligner le y+ du cube avec le connecteur de la PFF Bertec. 	

Configuration du matériel	<ol style="list-style-type: none"> 1. Brancher le boîtier reliant les marqueurs. 2. Appuyer sur « <i>Configure tools/strobers</i> » <ol style="list-style-type: none"> 2.1. Ajouter 15 marqueurs 3. Nom de la session : « MORPHO_AS_M_Sxxx » 4. Répertoire : « F : (HDD) » → « PROJET_MORPHO_PIED » → « Collectes » → « MORPHO_AS_Sxxx » 5. Inscrire le temps d'acquisition de la 1^{ère} tâche 6. Cliquer sur l'onglet « Collection » → « Collection proprieties » <ol style="list-style-type: none"> 6.1. Temps de collecte : 13 secondes 6.2. Cocher « External trigger » 6.3. Cocher « Automatically rearm » 	<ul style="list-style-type: none"> • Le nom de la session change selon chaque # de participant. • Créer un document pour chaque participant. ➤ Temps tâche #1: 13 secondes • Permet la synchronisation automatique et permanente. 							
Préparation du matériel d'évaluation	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apposer les collants double-face sur les marqueurs utilisés. 2. Préparer l'espace qui servira à la pose des marqueurs sur le participant. 3. S'assurer que le point de fixation est en place 	<ul style="list-style-type: none"> • Ajuster la hauteur au besoin selon la taille du participant 							
Démarrer les plates-formes de force	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilisation des plates-formes de force Bertec* et AMTI 2. Allumer les deux consoles. <ol style="list-style-type: none"> 2.1. Bertec : appuyer sur "auto-zéro" et mettre le gain à 5. 2.2. AMTI : s'assurer qu'elle est ajustée selon les informations suivantes <ul style="list-style-type: none"> ▪ gain : <u>2000</u> ▪ ponts : <u>10.0</u> ▪ filtre : <u>1050 Hz</u> 3. Connecter tous les fils dans la carte d'acquisition selon cet ordre <table style="margin-left: 20px;"> <tr> <td style="vertical-align: middle;"> <ol style="list-style-type: none"> a) Canal 0 = Fx b) Canal 1 = Fy c) Canal 2 = Fz d) Canal 3 = Mx e) Canal 4 = My f) Canal 5 = Mz </td> <td style="font-size: 3em; vertical-align: middle; padding: 0 10px;">}</td> <td style="vertical-align: middle;">Bertec</td> </tr> <tr> <td style="vertical-align: middle;"> <ol style="list-style-type: none"> g) Canal 6 = Fx h) Canal 7 = Fy i) Canal 8 = Fz j) Canal 9 = Mx k) Canal 10 = My l) Canal 11 = Mz </td> <td style="font-size: 3em; vertical-align: middle; padding: 0 10px;">}</td> <td style="vertical-align: middle;">AMTI</td> </tr> </table> 	<ol style="list-style-type: none"> a) Canal 0 = Fx b) Canal 1 = Fy c) Canal 2 = Fz d) Canal 3 = Mx e) Canal 4 = My f) Canal 5 = Mz 	}	Bertec	<ol style="list-style-type: none"> g) Canal 6 = Fx h) Canal 7 = Fy i) Canal 8 = Fz j) Canal 9 = Mx k) Canal 10 = My l) Canal 11 = Mz 	}	AMTI	<ul style="list-style-type: none"> • Auto-zéro permet la mise à zéro automatique de la plate-forme • Toujours avoir le pied évalué sur la plate-forme Bertec • S1 ↑ (fermé) • S2 ↑ (fermé) • S3 ↓ (ouvert) • S4 ↑ (fermé) • * le fil "zéro" de la plate-forme Bertec ne doit pas être branché • Bertec : canaux 0 à 5 • AMTI : canaux 6 à 11 	
<ol style="list-style-type: none"> a) Canal 0 = Fx b) Canal 1 = Fy c) Canal 2 = Fz d) Canal 3 = Mx e) Canal 4 = My f) Canal 5 = Mz 	}	Bertec							
<ol style="list-style-type: none"> g) Canal 6 = Fx h) Canal 7 = Fy i) Canal 8 = Fz j) Canal 9 = Mx k) Canal 10 = My l) Canal 11 = Mz 	}	AMTI							
Ouverture du programme	<ol style="list-style-type: none"> 1. Démarrer l'ordinateur noir. 2. Ouverture du programme Acqui multi et appuyer sur la flèche blanche (haut gauche). 3. Définir les paramètres d'acquisition : 								

	3.1. Nombre de canaux = 12 3.2. Fréquence d'échantillonnage = 1000 Hz 3.3. Échantillon par paquet = 100 3.4. Durée de l'enregistrement = 13 3.5. Nombre de paquets affiché = 5 4. Cocher la case « Synchro avec CERTUS » 5. Afficher le canal 2 et le canal 8 . 6. Vérifier que les PFF sont bien en fonction.	<ul style="list-style-type: none"> • Gain de la plate-forme à 5 ➤ Temps tâche #1 : 13 secondes ➤ Temps tâche #2 : 13 secondes ➤ Temps tâche #3 : 13 secondes 	
Section 3 - Accueil du participant et familiarisation aux tâches			
Étapes	Notes	Remarques	√
Accueil du participant	1. Le participant est invité à revêtir les vêtements recommandés (t-shirt et short). 2. Le participant sera invité à garder ses bas jusqu'à la fixation des marqueurs.		
Mesures du participant	1. Évaluer la grandeur en mètre du participant. 2. Évaluer le poids du participant (kg). 3. Poser les questions 4 à 7 de la première page du protocole.	<ul style="list-style-type: none"> • Le participant est dos à la balance, les pieds collés, la tête droite et prend une inspiration normale. 	
Familiarisation à la tâche statique	1. Demander au participant de placer un pied sur chaque plate-forme de force (gabarit). 2. Démonstration de la posture demandée.	Posture demandée : ➤ Mains sur les hanches ➤ Regard vers l'horizon ➤ Poids également réparti	
Familiarisation à la tâche unipodale	1. Demander au participant de placer un pied sur chaque plate-forme de force (gabarit). 2. Démonstration de la posture de départ . 3. Au signal de l'évaluateur, le participant doit faire un transfert de poids sur la jambe évaluée et demeurer dans la posture finale jusqu'au signal de fin de l'évaluation (environ 10 secondes). 4. Répéter les étapes 1 à 3 jusqu'à la réussite de 3 essais consécutifs .	Posture de départ : ➤ Mains sur les hanches ➤ Regard vers l'horizon ➤ Poids également réparti Posture finale : ➤ Jambe opposée // au sol ➤ Genou légèrement devant la jambe instrumentée ➤ Hanche fléchie (45°) et sur une même ligne (plan frontal et transverse)	
Familiarisation à la tâche de pas (vitesse confortable et rapide)	1. Demander au participant de placer un pied au centre de chaque plate-forme de force. 2. En débutant avec le pied non-instrumenté , demander au participant de faire 3 pas vers l'arrière. Marquer au sol une ligne devant les pieds du participant. Ajuster au besoin. 3. Démonstration de la tâche au participant 4. Au signal de l'évaluateur, faire 3 pas vers l'avant (en débutant avec le pied non-instrumenté) et s'immobiliser au centre de chacune des plates-formes de force jusqu'au signal de fin de l'évaluation. 5. Répéter jusqu'à réussite de 3 essais consécutifs .	<ul style="list-style-type: none"> • Les pieds doivent être // entres eux dans le plan frontal. • Cette ligne servira de point de départ pour la tâche • Bras le long du corps • L'évaluateur compte à rebours à partir de 3. Ensuite, le participant réalise la tâche (10sec.) 	
*Répondre à la question 8, section 1 (voir dos du protocole)			

Section 4.1 – Instrumentation du participant			
Étapes	Notes	Remarques	√
Repos du participant post-familiarisation	1. Laisser 5 minutes aux participants pour marcher et être au repos.		
Position du participant pour la fixation des marqueurs	1. Demander au participant de s'asseoir et de mettre les pieds à plats sur la plateforme. 2. Le participant doit retirer ses bas. 3. Positionner les marqueurs cinématiques selon le modèle ci-dessous.	<ul style="list-style-type: none"> Placer le boîtier au niveau de la taille et derrière la jambe instrumentée. Se référer à la section 4.2 	
Adaptation à l'instrumentation	1. Inviter le participant à marcher tranquillement pour s'adapter à l'instrumentation. 2. Ajuster au besoin.	<ul style="list-style-type: none"> Veiller à ne pas trop fatiguer le participant. 	
Section 4.2 - Position des marqueurs, définition des axes et des plans de référence			
Étapes	Notes	Remarques	√
Disposition des marqueurs de cinématique Leardini et coll, 2007	<p>1. PM = Partie la plus distale et dorsale de la tête de la phalange proximale de l'hallux.</p> <p>Métatarses :</p> <p>2. FMB = Base du 1er métatarse; aspect dorso-médial de la première articulation métatarso-cunéiforme.</p> <p>3. FMH = Tête du 1^{er} métatarse; aspect dorso-médial de la première articulation métatarso-phalangienne.</p> <p>4. SMB = Base du 2e métatarse; aspect dorso-médial de la deuxième articulation métatarso-cunéiforme.</p> <p>5. SMH = Tête du 2e métatarse; aspect dorso-médial de la deuxième articulation métatarso-phalangienne.</p> <p>6. VMB = Base du 5e métatarse; aspect dorso-latéral de la cinquième articulation métatarso-cuboidienne.</p> <p>7. VMH = Tête du 5e métatarse; aspect dorso-latéral de la cinquième articulation métatarso-phalangienne.</p> <p>Médio-tarse :</p> <p>8. TN = Apex médial de la tubérosité naviculaire. MC = même endroit que SMB. TC = même endroit que VMB. ID = intermédiaire du médio-tarse, point entre TN et TC.</p> <p>Calcaneum :</p> <p>9. CA = Crête centrale supérieure de la partie postérieure du calcaneum</p>		

		<p>(attache du tendon d'Achille).</p> <p>10. PT = Apex latéral du tubercule péronéen.</p> <p>11. ST = Apex médial du sustentaculum tali. <i>IC = calcanéum intermédiaire, entre PT et ST</i></p> <p>12. LM = Apex distale de la malléole latérale.</p> <p>Jambes :</p> <p>13. TT = Partie antérieure de la proéminence de la tubérosité tibiale.</p> <p>14. HF = Apex proximal de la tête de la fibula.</p> <p>15. MM = Apex distale de la malléole médiale. <i>IM = intermédiaire entre LM et MM.</i></p>		
Procédure de calibration	Leardini et coll, 2007	<p>Dorsi/plant neutre : 0° entre l'axe longitudinal du tibia/fibula et la ligne perpendiculaire à l'aspect plantaire du pied, projeté dans le plan sagittal du tibia/fibula.</p> <p>Inv/éver neutre : 0° entre l'axe longitudinal du tibia/fibula et la ligne perpendiculaire de l'aspect plantaire du pied, projeté dans le plan frontal du tibia/fibula.</p> <p>Rotation int/ext neutre : 0° entre la ligne perpendiculaire du plan frontal du tibia/fibula et l'axe longitudinal du deuxième métatarsien, projeté dans le plan transverse du tibia/fibula.</p>		
	Laboratoire	<ol style="list-style-type: none"> Le participant positionne ses pieds dans le gabarit en « T » selon les critères suivants : <ol style="list-style-type: none"> Les talons doivent être à-côtés sur la barre postérieure. Les têtes métatarsiennes doivent être à-côtés sur la barre centrale. L'évaluateur positionne les talons du participant de sorte à ce que le degré de rotation soit neutre (se référer aux normes de calibration de Leardini). À l'aide d'une équerre, positionner la jambe du participant de sorte à ce que le degré de flexion plantaire/dorsale soit neutre (se référer aux normes de calibration de Leardini). <ol style="list-style-type: none"> Placer la base de l'équerre au sol. Déplacer la jambe du participant de sorte à aligner l'axe longitudinale de la jambe (définie par une ligne reliant la tête de la fibula et la malléole latérale) avec la branche verticale de l'équerre. Demander au participant de maintenir cette position. Retirer le gabarit en « T » en le glissant postérieurement. 		
Acquisition de la position de référence	Essai	Cinétique	Fichier Certus correspondant	
Temps d'acquisition : 13 secondes	#1	MORPHO_AS_N_Sxxx_C06_E01	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#2	MORPHO_AS_N_Sxxx_C06_E02	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>

Section 5 – Tâche #1 : évaluation statique			
Étapes	Notes	Remarques	√
Essai biais	<ol style="list-style-type: none"> S'assurer que le gabarit est en place sur les plates-formes de force. Appuyer sur « auto-zéro » (boîtier Bertec) Faire l'acquisition d'un essai à blanc (cinétique) 	<p>MORPHO_AS_N_Sxxx_C05_E01</p> <p>Fichier Certus correspondant :</p> <p>MORPHO_AS_M_Sxxx_</p> <p>Renommé <input type="checkbox"/></p>	

Positionnement du participant	1. Demander au participant de placer un pied sur chaque plate-forme de force (gabarit). 2. S'assurer du confort sur le gabarit. 3. Le participant doit demeurer immobile jusqu'au signal de l'expérimentateur.		Posture demandée : ➤ Mains sur les hanches ➤ Regard vers l'horizon ➤ Poids également réparti	
Préparation	1. Démarrer la caméra vidéo (vue frontale).		MORPHO_AS_CAM_Sxxx_FRONT	
Acquisition de la position statique	Essai	Cinétique	Fichier Certus correspondant	
Temps d'acquisition : 13 secondes	#1	MORPHO_AS_N_Sxxx_C01_E01	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#2	MORPHO_AS_N_Sxxx_C01_E02	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
Contrôle de qualité	• S'assurer que tous les marqueurs sont vus à 100%			

Section 6 – Tâche #2 : évaluation unipodale				
Étapes	Notes		Remarques	<input checked="" type="checkbox"/>
Familiarisation	1. Refaire 1 essai de la tâche à titre de rappel.			
Positionnement du participant	1. Demander au participant de placer un pied sur chaque plate-forme de force (gabarit). 2. Le participant doit attendre le signal du début et de la fin de l'évaluation.		➤ Voir section 3 pour la posture de départ et finale. ➤ Tenter de garder une posture stable, sans trop d'oscillation.	
Acquisition de la tâche unipodale	Essai	Cinétique	Fichier Certus correspondant	
Temps d'acquisition : 13 secondes	#1	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E01	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#2	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E02	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
Essais réussis : minimum 4	#3	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E03	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	Proposer une pause au participant			
	#4	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E04	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#5	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E05	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#6	MORPHO_AS_N_Sxxx_C02_E06	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
Contrôle de qualité	<ul style="list-style-type: none"> • S'assurer que tous les marqueurs sont vus à minimum 90% (max #13 = 95%). • Appréciation de la tâche : _____ _____ _____ 			

Section 7.1 – Tâche #3 : réalisation d'un pas vers l'avant (vitesse confortable)					
Étapes	Notes		Remarques	√	
Préparation	1. Déplacer la caméra vidéo (vue sagittale).		MORPHO_AS_CAM_Sxxx_SIDE		
Essais biais	1. Retirer le gabarit des plates-formes de force. 2. Appuyer sur « auto-zéro » (boîtier Bertec) 3. Faire l'acquisition d'un essai à blanc (cinétique)		MORPHO_AS_N_Sxxx_C05_E02 Fichier Certus correspondant : MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>		
Familiarisation	1. Refaire 1 essai de la tâche à titre de rappel.				
Positionnement du participant	1. Demander au participant de se placer derrière la ligne définie à la section 3. 2. Au signal de l'évaluateur, le participant doit faire 3 pas vers l'avant et s'immobiliser au centre de chacune des plates-formes de force jusqu'au signal de fin de l'évaluation.		<ul style="list-style-type: none"> Vitesse de réalisation confortable et constante. L'évaluateur compte à rebours à partir de 3. Ensuite, le participant réalise la tâche (10sec.) 		
Acquisition de la tâche de pas (vitesse confortable) Temps d'acquisition : 13 secondes Essais réussis : minimum 4	Essai	Cinétique et spatio-temporel	Fichier Certus correspondant		
	#1	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E01	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	#2	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E02	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	#3	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E03	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Proposer une pause au participant				
	#4	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E04	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	#5	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E05	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
#6	MORPHO_AS_N_Sxxx_C03_E06	MORPHO_AS_M_Sxxx_ Renommé <input type="checkbox"/>	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>		
Contrôle de qualité	<ul style="list-style-type: none"> S'assurer d'une bonne visibilité des marqueurs lors de la réalisation de la tâche. Appréciation de la tâche : _____ _____ _____ 				

Section 7.2 – Tâche #3 : réalisation d'un pas vers l'avant (vitesse rapide)				
Étapes	Notes		Remarques	√
Familiarisation	1. Expliquer au participant la réalisation de la tâche à vitesse rapide. 2. Refaire 1 essai de la tâche à vitesse rapide.			

Code du participant: MORPHO_AS_S_____

Date: (JJ/MM/AAAA) : ___/___/_____

Positionnement du participant	1. Demander au participant de se placer derrière la ligne définie à la section 3. 2. Au signal de l'évaluateur, le participant doit faire 3 pas vers l'avant et s'immobiliser au centre de chacune des plates-formes de force jusqu'au signal de fin de l'évaluation.		<ul style="list-style-type: none"> Vitesse de réalisation la plus rapide possible. L'évaluateur compte à rebours à partir de 3. Ensuite, le participant réalise la tâche (10sec.) 	
Acquisition de la tâche de pas (vitesse rapide) Temps d'acquisition : 13 secondes Essais réussis : minimum 4	Essai	Cinétique	Fichier Certus correspondant	
	#1	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E01	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#2	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E02	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#3	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E03	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	Proposer une pause au participant			
	#4	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E04	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#5	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E05	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
	#6	MORPHO_AS_N_Sxxx_C04_E06	MORPHO_AS_M_Sxxx_	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>
Contrôle de qualité	<ul style="list-style-type: none"> S'assurer d'une bonne visibilité des marqueurs lors de la réalisation de la tâche. Appréciation de la tâche : _____ _____ _____ 			

Fichiers de calibration → Ne pas oublier de récupérer les fichiers de calibration dans le répertoire suivant :
 « C:\Program Files\Northern Digital\NDI\TMP »

Fin de l'évaluation

Notes ou commentaires sur l'évaluation...



Code du participant: MORPHO_AS_S_____

Date: (JJ/MM/AAAA) : __/__/____

Section 8 - Grille de calcul du temps de mouvement moyen lors de la réalisation des tâches de pas					
Condition	Essais	Temps (s)	Distance (m)	Vitesse (m/s)	Vitesse moyenne
Vitesse confortable	#1	T :	D :	V :	Vmoy. :
	#2	T :	D :	V :	_____
	#3	T :	D :	V :	
Vitesse rapide	#1	T :	D :	V :	Vmoy. :
	#2	T :	D :	V :	_____
	#3	T :	D :	V :	



ClicCours.com

ANNEXE D

Définitions mathématique et opérationnelle des paramètres biomécaniques

Annexe D

Définitions mathématique et opérationnelle des paramètres biomécaniques

Identifiant	Définition mathématique	Définition opérationnelle
LAA moyen	$\bar{x} \text{ } ^\circ\text{LAA}_{phase} = \frac{\sum x \text{ } ^\circ\text{LAA}_{phase}}{n \text{ itérations}_{phase}}$	Angle moyen du LAA pour une phase donnée.
ROM LAA	$(\text{ } ^\circ\text{LAA}_{max_{phase}} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{min_{phase}})$	Amplitude de mouvement totale de l'angle LAA pour une phase donnée.
Excursion	$\left(\sum_{i=1}^{[Phase]} i \left \text{ } ^\circ\text{LAA}_{Fin(Phase)} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{Fin(Phase)-1} \right \cdots \left \text{ } ^\circ\text{LAA}_{Iteration(i+1)} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{Iteration(i)} \right \right) / n \text{ itérations}_{phase}$	Excursion totale de l'angle LAA calculée à partir de la sommation des valeurs absolues des différences du LAA entre chaque itération. Cette valeur est ensuite divisée par le nombre total d'itérations de la phase sur laquelle l'excursion est calculé.
Deform_brut	$(\text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{uM}} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}})$	Différence brute* entre l'angle moyen du LAA durant la phase bipodale et l'angle moyen du LAA durant la phase unipodale de maintien.
Deform_abs	$ \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{uM}} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}} $	Valeur absolue de la différence entre l'angle moyen du LAA durant la phase bipodale et l'angle moyen du LAA durant la phase unipodale de maintien.
Deform_brut (%)	$\frac{(\text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{uM}} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}})}{\text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}}} * 100$	Taux de changement* de l'angle moyen du LAA lors de la phase unipodale par rapport à l'angle moyen du LAA lors de la phase bipodale.
Deform_abs (%)	$\frac{ \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{uM}} - \text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}} }{\text{ } ^\circ\text{LAA}_{moy_{bi}}} * 100$	Taux de changement (en valeur absolue) de l'angle moyen du LAA lors de la phase unipodale par rapport à l'angle moyen du LAA lors de la phase bipodale.
Deform_norm %PC	$Deform_{brut} / (\%PC_{uM} - \%PC_{bi})$	Paramètre <i>Deform_brut</i> normalisé en fonction de la différence de pourcentage de poids corporel (%PC) appliqué entre la phase unipodale de maintien et la phase bipodale*. Représente la valeur de changement du LAA pour 1% de PC (1%PC = x °LAA).
Quotient de variation (QV)	$QV = \frac{\acute{E}cart\text{-}type_{uM}}{\acute{E}cart\text{-}type_{bi}}$	Mesure de stabilité calculée à partir de la valeur de l'écart-type de la phase unipodale de maintien sur l'écart-type de la phase bipodale.

Légende : * résultats positifs = °LAA ↑ et résultats négatifs = °LAA ↓

ANNEXE E

Matrice de corrélations (paramètres biomécaniques corrigés en sagittal)

Annexe E

Matrice de corrélations (paramètres biomécaniques corrigés en sagittal)

Variables	FPI-6	LAA	MVI	AHI	Eve max	° Cal sol relax	° Cal sol neutre	NDro	NDri	sag moy. bi	sag ROM bi	sag excur. bi
FPI-6	1,000	-0,331	,609**	-0,315	-,424*	,615**	,432*	0,127	0,185	-,490**	0,190	0,157
LAA	-0,331	1,000	-0,024	0,114	0,155	-0,062	0,013	0,284	-0,044	0,231	-0,182	-0,156
MVI	,609**	-0,024	1,000	0,261	-0,358	,657**	0,355	0,279	0,282	-0,243	-0,108	-0,080
AHI	-0,315	0,114	0,261	1,000	-0,021	-0,014	0,092	0,167	0,148	0,005	-0,106	-0,066
Eve_max	-,424*	0,155	-0,358	-0,021	1,000	-0,253	-0,233	0,012	0,183	0,092	-0,047	-0,114
° Cal_Sol_relax	,615**	-0,062	,657**	-0,014	-0,253	1,000	,580**	0,137	0,007	-0,161	-0,077	-0,091
° Cal_Sol_neutre	,432*	0,013	0,355	0,092	-0,233	,580**	1,000	0,084	0,204	-0,217	0,025	0,069
Navicular Drop (NDro)	0,127	0,284	0,279	0,167	0,012	0,137	0,084	1,000	,546**	0,017	0,193	0,168
Navicular Drift (NDri)	0,185	-0,044	0,282	0,148	0,183	0,007	0,204	,546**	1,000	-0,220	-0,055	-0,104
sag_moy_bi	-,490**	0,231	-0,243	0,005	0,092	-0,161	-0,217	0,017	-0,220	1,000	-0,226	-0,222
sag_ROM_bi	0,190	-0,182	-0,108	-0,106	-0,047	-0,077	0,025	0,193	-0,055	-0,226	1,000	,980**
sag_excur_bi	0,157	-0,156	-0,080	-0,066	-0,114	-0,091	0,069	0,168	-0,104	-0,222	,980**	1,000
sag_ROM_uA	0,361	0,015	0,140	-0,244	0,003	0,165	-0,035	0,284	-0,051	-0,115	,383*	0,327
sag_excur_uA	,421*	0,019	0,163	-0,359	0,026	0,283	0,025	0,285	-0,100	-0,082	,472**	,406*
sag_moy_uM	-,455*	0,177	-0,256	-0,011	0,031	-0,196	-0,256	0,042	-0,251	,976**	-0,195	-0,192
sag_ROM_uM	0,271	0,119	0,055	-0,219	0,058	0,343	0,144	0,310	-0,044	-0,091	,422*	0,342
sag_excur_uM	0,190	0,157	0,008	-0,233	0,022	0,289	0,151	0,309	-0,096	-0,068	,503**	,446*
sag_abs_deform	0,207	-0,057	-0,109	-0,209	-0,172	-0,127	-0,210	0,107	-0,020	-0,185	0,121	0,047
sag_brut_deform	0,083	-0,208	-0,097	-0,072	-0,262	-0,184	-0,208	0,116	-0,176	0,041	0,105	0,104
sag_norm_brut_deform_%PC	0,075	-0,228	-0,090	-0,056	-0,262	-0,191	-0,216	0,091	-0,193	0,046	0,111	0,115
sag_Quotient_variation	0,027	0,269	0,218	0,013	-0,116	0,293	0,162	0,258	0,079	0,125	-,386*	-0,345

Légende : FPI-6, Foot Posture Index 6; LAA, Longitudinal Arch Angle; MVI, Malleolar Valgus Index; AHI, Arch Height Index; Eve_max, angle d'éversion passif maximal à la cheville; ° Cal_Sol_relax; angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe); ° Cal_Sol_neutre, angle calcanéen par rapport au sol (AST neutre); pour les variables débutant par « sag », se référer à l'annexe D pour une définition complète; * p < 0,05; ** p < 0,01

Annexe E (suite)

Matrice de corrélations (paramètres biomécaniques corrigés en sagittal)

Variables	sag ROM uA	sag excur. uA	sag moy uM	sag ROM uM	sag excur. uM	sag abs deform	sag brut deform	sag_norm brut deform %PC	sag Quotient variation
FPI-6	0,361	,421*	-,455*	0,271	0,190	0,207	0,083	0,075	0,027
LAA	0,015	0,019	0,177	0,119	0,157	-0,057	-0,208	-0,228	0,269
MVI	0,140	0,163	-0,256	0,055	0,008	-0,109	-0,097	-0,090	0,218
AHI	-0,244	-0,359	-0,011	-0,219	-0,233	-0,209	-0,072	-0,056	0,013
Eve_max	0,003	0,026	0,031	0,058	0,022	-0,172	-0,262	-0,262	-0,116
° Cal_Sol_relax	0,165	0,283	-0,196	0,343	0,289	-0,127	-0,184	-0,191	0,293
° Cal_Sol_neutre	-0,035	0,025	-0,256	0,144	0,151	-0,210	-0,208	-0,216	0,162
Navicular Drop (NDro)	0,284	0,285	0,042	0,310	0,309	0,107	0,116	0,091	0,258
Navicular Drift (NDri)	-0,051	-0,100	-0,251	-0,044	-0,096	-0,020	-0,176	-0,193	0,079
sag_moy_bi	-0,115	-0,082	,976**	-0,091	-0,068	-0,185	0,041	0,046	0,125
sag_ROM_bi	,383*	,472**	-0,195	,422*	,503**	0,121	0,105	0,111	-,386*
sag_excur_bi	0,327	,406*	-0,192	0,342	,446*	0,047	0,104	0,115	-0,345
sag_ROM_uA	1,000	,892**	-0,059	,724**	,706**	0,303	0,236	0,189	0,072
sag_excur_uA	,892**	1,000	-0,060	,814**	,818**	0,272	0,088	0,027	0,080
sag_moy_uM	-0,059	-0,060	1,000	-0,086	-0,070	-0,074	0,260	0,262	0,093
sag_ROM_uM	,724**	,814**	-0,086	1,000	,962**	0,327	0,008	-0,074	0,353
sag_excur_uM	,706**	,818**	-0,070	,962**	1,000	0,287	-0,019	-0,106	0,271
sag_abs_deform	0,303	0,272	-0,074	0,327	0,287	1,000	,480**	,415*	-0,144
sag_brut_deform	0,236	0,088	0,260	0,008	-0,019	,480**	1,000	,987**	-0,126
sag_norm_brut_deform_%PC	0,189	0,027	0,262	-0,074	-0,106	,415*	,987**	1,000	-0,174
sag_Quotient_variation	0,072	0,080	0,093	0,353	0,271	-0,144	-0,126	-0,174	1,000

Légende : FPI-6, Foot Posture Index 6; LAA, Longitudinal Arch Angle; MVI, Malleolar Valgus Index; AHI, Arch Height Index; Eve_max, angle d'éversion passif maximal à la cheville; ° Cal_Sol_relax; angle calcanéen par rapport au sol (AST relaxe); ° Cal_Sol_neutre, angle calcanéen par rapport au sol (AST neutre); pour les variables débutant par « sag », se référer à l'annexe D pour une définition complète; * p < 0,05; ** p < 0,01

 **Université du Québec à Trois-Rivières**
CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE

RAPPORT DU COMITÉ D'ÉTHIQUE :

Le comité d'éthique de la recherche, mandaté à cette fin par l'Université, certifie avoir étudié le protocole de recherche :

Titre du projet : Détermination de paramètres biomécaniques sensibles à la morphologie du pied grâce à une analyse par contour d'images et à son comportement en condition dynamique

Chercheurs : Karine Boivin
Département des sciences de l'activité physique

Organismes : Subvention interne de l'UQTR
FIR

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

PÉRIODE DE VALIDITÉ DU PRÉSENT CERTIFICAT :

Date de début : 09 août 2012

Date de fin : 09 août 2013

COMPOSITION DU COMITÉ :

Le comité d'éthique de la recherche de l'Université du Québec à Trois-Rivières est composé des catégories de personnes suivantes, nommées par le conseil d'administration :

- six professeurs actifs ou ayant été actifs en recherche, dont le président et le vice-président;
- une personne membre ou non de la communauté universitaire, possédant une expertise dans le domaine de l'éthique
- un(e) étudiant(e) de deuxième ou de troisième cycle;
- un technicien de laboratoire;
- une personne ayant une formation en droit et appelée à siéger lorsque les dossiers le requièrent;
- une personne extérieure à l'Université;
- un secrétaire provenant du Décanat des études de cycles supérieurs et de la recherche ou un substitut suggéré par le doyen des études de cycles supérieurs et de la recherche.

SIGNATURES :

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



Hélène-Marie Thérien

Présidente du comité



Fanny Longpré

Secrétaire du comité

Date d'émission : 09 août 2012

N° du certificat : CER-12-181-06.25

DECSR

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Développement d'une méthode d'évaluation sensible à la biomécanique du pied et à son type morphologique

Chercheurs : Karine Boivin
Département des sciences de l'activité physique

Organismes : Subvention interne de l'UQTR

N° DU CERTIFICAT : CER-12-181-06.25

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 09 août 2016 au 09 août 2017

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage :

- à aviser le CER par écrit de tout changement apporté à leur protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- à procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- à aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématuré de la recherche;
- à faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.


Maude Hébert

Présidente du comité


Fanny Longpré

Secrétaire du comité