Évaluation des effets cinématiques et dynamiques induits par le port d'orthèses plantaires lors de la marche

Sébastien Delacroix

▶ **To cite this version:**

Sébastien Delacroix. Évaluation des effets cinématiques et dynamiques induits par le port d'orthèses plantaires lors de la marche. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2014. Français. NNT : 2014LYO10303 . tel-01128233

HAL Id: tel-01128233
https://theses.hal.science/tel-01128233

Submitted on 9 Mar 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Numéro d'ordre : 303 - 2014 Année 2014

Université Claude Bernard Lyon 1

THESE

Présentée pour l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité : **Biomécanique**

Par

Sébastien Delacroix

Evaluation des effets cinématiques et dynamiques induits par le port d'orthèses plantaires lors de la marche

Soutenue publiquement le 16 Décembre 2014, devant le jury :

Jean Michel GRACIES Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ; Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Créteil	**Rapporteur**
Didier PRADON Ingénieur Hospitalier, HDR ; Hôpital Universitaire Raymond Poincaré, Garches	**Rapporteur**
Franck BARBIER Professeur des Universités ; Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes	**Examinateur**
Stéphane ARMAND Directeur de laboratoire ; Hôpitaux Universitaires de Genève, Genève	**Examinateur**
Laurence CHEZE Professeur des Universités ; Université Claude Bernard - Lyon 1, Lyon	**Directeur**
Alain LAVIGNE Podologue, Enseignant-Chercheur en Podologie Clinique ; Institut National de Podologie, Paris	**Invité**

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université	**M. François-Noël GILLY**
Vice-président du Conseil d'Administration	M. le Professeur Hamda BEN HADID
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. le Professeur Philippe LALLE
Vice-président du Conseil Scientifique	M. le Professeur Germain GILLET
Directeur Général des Services	M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard	Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. F. DE MARCHI
Département Biologie	Directeur : M. le Professeur F. FLEURY
Département Chimie Biochimie	Directeur : Mme Caroline FELIX
Département GEP	Directeur : M. Hassan HAMMOURI
Département Informatique	Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Département Mathématiques	Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV
Département Mécanique	Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Département Physique	Directeur : M. Jean-Claude PLENET
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. Y.VANPOULLE
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI
Polytech Lyon	Directeur : M. P. FOURNIER
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. le Professeur C. VITON
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education	Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. N. LEBOISNE

A mon épouse,

A mon fils.

Dans la vie, y'a pas de grands, y'a pas de petits.

La bonne longueur pour les jambes,

c'est quand les pieds touchent par terre.

Coluche

Mon pied droit est jaloux de mon pied gauche.

Quand l'un avance, l'autre veut le dépasser.

Et moi, comme un imbécile, je marche.

Raymond Devos

Remerciements

Au cours de ce travail de thèse, réalisé entre un institut de formation Parisien et un laboratoire de recherche Lyonnais, de nombreuses personnes ont contribué directement ou indirectement au succès de ce travail.

Je remercie, tout d'abord, les rapporteurs de mon jury de thèse, le Professeur **Jean-Michel Gracies** et Monsieur **Didier Pradon** qui m'ont fait l'honneur de lire, de commenter et de rapporter ce travail. Je remercie également Monsieur **Stéphane Armand** et le professeur **Franck Barbier** d'avoir examiné ce travail et, pour ce dernier, d'avoir présidé le jury.

Mes remerciements s'adressent particulièrement au Professeur **Laurence Chèze** qui m'a encadré pendant ces 3 années de thèse. Bien qu'éloigné géographiquement, j'ai apprécié sa grande disponibilité et réactivité tout comme la grande liberté d'organisation et d'autonomie qu'elle m'a accordé. J'espère que nous aurons l'occasion de continuer à travailler ensemble.

Je remercie **Philippe Vezin** pour avoir accepté que je fasse partie de ce laboratoire dynamique qu'est le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC).

Je tiens à remercier l'**Institut National de Podologie (INP)**, plus particulièrement son directeur, Monsieur **Dominique Nuytens**, qui m'a permis de réaliser cette thèse dans de très bonnes conditions, notamment pour sa mise à disposition des moyens humains, matériels et financiers.

J'adresse un grand merci à Monsieur **Alain Lavigne**, qui m'a fait découvrir la richesse de l'activité clinique en podologie pendant les trois années que nous avons passé en commun à l'INP. Alain est un Podologue passionné toujours prêt à servir l'intérêt de ses patients. Les échanges sur la biomécanique clinique ont toujours été enrichissants et constructifs. J'en profite également pour le remercier pour son soutient à toute épreuve ainsi que pour la mise à disposition de nombreuses illustrations.

Je remercie le personnel administratif et enseignant de l'INP qui m'ont aidé et soutenu au cours de ces 3 années. Leur aide fut précieuse que se soit pour la réalisation de ce manuscrit ou pour la préparation de ma soutenance. Une pensée particulière pour toutes les personnes qui sont venues me soutenir le jour de cette dernière.

Je tiens à remercier Raphaël Dumas pour la mise à disposition de ses routines Matlab. N'étant pas issu d'une formation en mécanique, ses explications toujours très pointues m'ont permis de progresser.

Je remercie également tous les thésards du LBMC, qui, malgré mes venues relativement peu fréquentes ont toujours su m'accueillir.

J'ai une pensée spéciale pour les personnes ayant participé aux expérimentations. Ils ont accepté, pour certains, de venir plusieurs fois afin de me permettre de créer ma base de données. Il y a parmi eux, des patients, des étudiants ainsi que des proches.

Je souhaite témoigner toute ma gratitude et mon amour à mon épouse et à mon fils qui m'ont largement soutenu par leur présence et leur affection. Je remercie mon épouse pour sa patience et m'excuse pour les quelques moments « d'absence » pour la réalisation de ce manuscrit.

Je voudrais également remercier ma famille et ma belle-famille pour leur soutient inconditionnel au cours de cette thèse. Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne remerciais pas, particulièrement, mes parents. Ils m'ont donné la force et les moyens de faire ces études. Je leur en suis très reconnaissant.

Résumé

La connaissance des effets biomécaniques induits par les orthèses plantaires représente un enjeu important afin de faire reconnaitre le rôle du podologue dans le traitement des pathologies ostéo-articulaires et musculo-tendineuses de l'appareil locomoteur. Ainsi, ce travail de thèse consiste à modéliser, par la biomécanique, l'appareil locomoteur afin d'évaluer les effets du port des orthèses plantaires durant la marche. Avant toute chose, une étude méthodologique a été menée afin de vérifier la reproductibilité des données biomécaniques de la marche. Les principaux résultats montrent que ces données biomécaniques peuvent présenter une variabilité importante, principalement causée par des erreurs de positionnement des capteurs sur le sujet, rendant parfois difficile l'interprétation clinique. Toutefois, la deuxième partie de cette étude a montré que l'utilisation d'une méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée permettait de réduire cette variabilité. Une étude clinique a donc été menée sur les répercussions de l'utilisation d'une orthèse plantaire de supination sur la correction instantanée du pied valgus. Les principales conclusions montrent que les données cinématiques et dynamiques, notamment du pied et de la cheville, sont impactées. Enfin, afin de démontrer l'intérêt d'utiliser la méthodologie de correction segmentaire pour l'interprétation des effets biomécaniques du traitement par orthèses plantaires à plus ou moins long terme, deux cas cliniques ont été analysés, l'un concernait un patient atteint d'un syndrome de loge de la jambe et l'autre d'une gonarthrose. Les principales conclusions indiquent que les orthèses plantaires ont une action sur des pathologies de la cheville et du genou mais que l'interprétation de cette action peut être erronée si la variabilité des données biomécaniques de la marche n'est pas prise en considération.

Mots clés :

Biomécanique ; Marche ; Orthèses plantaires ; Variabilité ; Pied valgus ; Gonarthrose

Sommaire

AVANT PROPOS 1

INTRODUCTION GENERALE 2

CHAPITRE 1 : LA PODOLOGIE 3

1.1 HISTOIRE DE LA PEDICURIE-PODOLOGIE 3
1.2 LA FORMATION DU PEDICURE-PODOLOGUE 4
1.3 LE METIER DE PEDICURE-PODOLOGUE 4
1.4 EXAMEN CLINIQUE EN PODOLOGIE 5
1.4.1 L'APPAREIL LOCOMOTEUR 5
1.4.2 L'INTERROGATOIRE 8
1.4.3 L'EXAMEN EN DECHARGE 8
1.4.4 EXAMEN EN CHARGE STATIQUE 11
1.4.5 EXAMEN EN CHARGE DYNAMIQUE 15
1.4.6 IMPORTANCE DES PHASES DE L'EXAMEN CLINIQUE 17
1.5 BIOMECANIQUE DU PIED ET DU MEMBRE INFERIEUR : « *CONCEPT LAVIGNE* » 18
1.6 L'ORTHESE PLANTAIRE 21
1.6.1 LES TECHNIQUES 21
1.6.2 LES ORTHESES PLANTAIRES THERMOFORMEES 21
1.6.3 L'ACCOMPAGNEMENT DU PATIENT 22
1.6.4 LES PRINCIPALES PATHOLOGIES 23
1.7 CONCLUSIONS 24

2 CHAPITRE 2 : L'ANALYSE DE LA MARCHE 25

1.1 LES SYSTEMES D'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT 26
2.1.1 LES SYSTEMES D'ANALYSE VIDEOGRAPHIQUE 26
2.1.2 LES SYSTEMES D'ANALYSE TRIDIMENSIONNELLE 26
2.1.3 LES SYSTEMES DE BAROPODOMETRIE 27
2.1.4 LES PLATEFORMES DE FORCE 27
2.1.5 LES SYSTEMES D'ELECTROMYOGRAPHIE 27
2.1.6 AUTRES SYSTEMES 27
2.2 L'ANALYSE QUANTIFIEE DE LA MARCHE 28
2.2.1 DISPOSITIF DE L'AQM 29
2.2.2 LA MODELISATION BIOMECANIQUE 30
2.2.3 VARIABLES DE L'AQM 31
2.3 PROTOCOLE DE MESURE 37
2.3.1 LES PATIENTS 37
2.3.2 CHOIX DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL 37
2.3.3 CHOIX DES PARAMETRES BIOMECANIQUES 38
2.3.4 DEROULEMENT DE L'AQM 38
2.3.5 CALCULS DES PARAMETRES BIOMECANIQUES 39
2.3.6 PRECISION DU SYSTEME DE MESURE 43
2.4 CONCLUSION 44

3 CHAPITRE 3 : VARIABILITE DE L'AQM 45

3.1 BILAN BIBLIOGRAPHIQUE 45
3.2 MATERIEL ET METHODE 47
3.2.1 SUJETS 47
3.2.2 DISPOSITIF ET PROTOCOLE 47
3.2.3 POSITION STATIQUE IMPOSEE 49
3.2.4 METHODE DE CORRECTION SEGMENTAIRE 50
3.2.5 CALCUL DES VARIABILITES 51
3.3 RESULTATS 53
3.3.1 VARIABILITE DE LA POSITION STATIQUE DE REFERENCE 54
3.3.2 PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS 55
3.3.3 VARIABILITE DE LA CINEMATIQUE 56
3.3.4 VARIABILITE DES MOMENTS ARTICULAIRES 64
3.4 DISCUSSION 69
3.4.1 VARIABILITE DE LA POSITION STATIQUE DE REFERENCE 69
3.4.2 VARIABILITE DE LA CINEMATIQUE 69
3.4.3 VARIABILITE DES MOMENTS ARTICULAIRES 71
3.4.4 CINEMATIQUE DU PIED 73
3.4.5 PERSPECTIVES 76
3.5 CONCLUSIONS 76

4 CHAPITRE 4 : EFFETS D'UNE ORTHESE PLANTAIRE 77

4.1 BILAN BIBLIOGRAPHIQUE 77
4.2 MATERIEL ET METHODE 78
4.2.1 PATIENTS 78
4.2.2 THERAPEUTIQUE 80
4.2.3 DISPOSITIF ET PROTOCOLE 81
4.2.4 VARIABLES BIOMECANIQUES 81
4.3 RESULTATS 83
4.3.1 PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS 83
4.3.2 CINEMATIQUE 84
4.3.3 CENTRE DE PRESSION 89
4.3.4 FORCES DE REACTION DU SOL SUR LE PIED 90
4.3.5 MOMENTS ARTICULAIRES 91
4.3.6 RECAPITULATIF DES RESULTATS 94
4.4 DISCUSSION 96
4.4.1 CINEMATIQUE 96
4.4.2 CENTRE DE PRESSION ET FORCE DE REACTION DU SOL SUR LE PIED 97
4.4.3 MOMENTS ARTICULAIRES 97
4.4.4 LIMITES ET PERSPECTIVES 98
4.5 CONCLUSION 99

5 CHAPITRE 5 : APPLICATIONS EN PODOLOGIE 100

5.1 INTRODUCTION 100
5.2 MATERIEL ET METHODE 100
5.2.1 PATIENTS 100
5.2.2 DISPOSITIF ET PROTOCOLE 101
5.2.3 COMPARAISON DES DONNEES ET INTEGRATION DE LA VARIABILITE 101
5.3 CAS CLINIQUE : PIED VALGUS 101
5.3.1 INTRODUCTION 102
5.3.2 OBSERVATIONS 102
5.3.3 DISCUSSION 107
5.4 CAS CLINIQUE : GONARTHROSE 108
5.4.1 INTRODUCTION 108
5.4.2 OBSERVATIONS 109
5.4.3 DISCUSSION 119
5.5 CONCLUSION 121

6 CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES 122

CONCLUSIONS 122
PERSPECTIVES 123

ANNEXE 125

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES 130

TABLE DES FIGURES 137

TABLE DES TABLEAUX 141

Avant propos

Cette thèse a été réalisée au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LMBC, UMR_T 9406, Université Lyon 1 / IFSTTAR) en collaboration avec l'Institut National de Podologie (INP, Paris).

Le Pr Laurence Chèze, de l'équipe Orthopédie du LBMC, entretient des relations privilégiées depuis plusieurs années avec l'INP, notamment avec Mr Alain Lavigne. En effet, celui-ci, après de nombreuses années de pratique clinique, a commencé à faire évaluer ses thérapeutiques sous l'œil attentif du Pr Laurence Chèze. Ainsi lorsqu'en 2011, l'INP, par son directeur M. Dominique Nuytens, décida de faire l'acquisition d'un système tridimensionnel d'analyse du mouvement, il est apparu légitime de poursuivre cette démarche. C'est ainsi que le Pr Laurence Chèze a accepté de diriger ce travail de thèse. Bien entendu, la thématique de recherche émergeant de cette collaboration fut l'évaluation, au cours de la marche, du traitement en podologie des patients présentant une pathologie de l'appareil locomoteur.

Les différentes études composant ce manuscrit ont été menées au Laboratoire d'Analyse du Mouvement de l'Institut National de Podologie aux côtés de M Alain Lavigne, podologue expérimenté et enseignant-chercheur en podologie clinique à l'INP.

Introduction générale

La nouvelle définition du métier de Pédicure-Podologue, parue au Bulletin Officiel Santé, Protection sociale, Solidarité (n°6 du 5 Juillet 2012), stipule que « Le pédicure-podologue intervient sur les troubles cutanés, morphostatiques et dynamiques du pied […], en tenant compte de la statique et de la dynamique du pied et en tenant compte des interactions avec l'appareil locomoteur. Le pédicure-podologue prescrit, confectionne ou adapte des dispositifs médicaux podologiques externes ».

Il existe aujourd'hui de nombreuses pathologies ostéo-articulaires et musculo-tendineuses de l'appareil locomoteur pour lesquelles le podologue peut jouer un rôle. Cependant, le traitement de ces pathologies par dispositif médical orthopédique plantaire (orthèse plantaire) est peu mis en avant. Comme le signale Alain Lavigne, « le pied est le premier segment du corps en contact avec le sol. Pour traiter une pathologie, il ne doit donc pas être considéré comme le segment le plus distal mais bien proximal. De plus, l'orthèse plantaire présente l'avantage d'être non invasive et modulable et permet d'accomplir un acte thérapeutique à chaque pas ». Une meilleure connaissance des effets biomécaniques induits par ces orthèses plantaires devrait amener à comprendre les mécanismes de traitement et donc à améliorer la prise en charge des patients. Ainsi, ce travail de thèse consiste à modéliser, par la biomécanique, l'appareil locomoteur afin d'évaluer les effets instantanés et à plus ou moins long terme induits par des orthèses plantaires durant la marche.

Ce manuscrit comporte cinq chapitres. Le premier présente la Podologie d'une manière générale, la plus grande partie s'intéressant à la pratique professionnelle du Podologue à travers la réalisation d'examens cliniques et la conception des orthèses plantaires. Le deuxième chapitre expose les différents systèmes évaluant la marche et les paramètres pouvant être mesurés ainsi que la méthodologie retenue pour ce manuscrit. Le troisième chapitre vise à évaluer la variabilité des données biomécaniques de la marche et à adapter et valider un protocole de mesure adéquat pour assurer un suivi de patients de qualité. Le quatrième chapitre concerne les effets induits instantanément, sur les paramètres biomécaniques de l'ensemble de l'appareil locomoteur, par un traitement par orthèse plantaire. Enfin, le cinquième chapitre démontre l'intérêt de tenir compte de la variabilité des données de la marche pour l'interprétation des effets biomécaniques induits par le port d'orthèses plantaires à plus ou moins long terme.

Chapitre 1 : La podologie

Ce premier chapitre présente la Podologie d'une manière générale, de l'histoire de la Pédicurie-Podologie jusqu'aux principales pathologies traitées par le Podologue. Ce chapitre vise à présenter l'organisation de la formation et du métier. La plus grande partie s'intéressera à la pratique professionnelle de ce thérapeute à travers la réalisation d'examens cliniques et la conception des orthèses plantaires pour le traitement des pathologies du pied et de l'appareil locomoteur.

1.1 Histoire de la Pédicurie-Podologie

Les premières œuvres traitant de la pédicurie (Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014a) apparaissent au 18ème siècle avec Rousselot, Chirurgien-Pédicure, qui est l'auteur de deux ouvrages, en 1762 et 1769, concernant le traitement des cors, des verrues et autres maladies de la peau. Son successeur, Laforest, écrit en 1781 « l'Art de soigner les pieds ». Sa renommée le fait nommer Chirurgien-Pédicure du Roi et de la famille royale et il créé alors le premier cours de podologie. Il faudra cependant attendre 1872 pour voir apparaitre la première école formant des professionnels de la pédicurie et de la podologie et c'est en 1928 que Pierre Manet fonda l'Institut National de Podologie.

En 1946, la loi du 30 avril institue le Diplôme d'Etat de Pédicure et réglemente la profession. Il faut patienter près de 30 ans pour qu'en 1974 l'enseignement de l'examen clinique et des semelles orthopédiques soit intégré au programme du Diplôme d'Etat. C'est ainsi qu'en 1984, le terme de « Pédicure » est abandonné au profit de celui de « Pédicure-Podologue ». Dans les années qui suivent, les actes professionnels accomplis ainsi que la liste des topiques à usage externe pouvant être prescrits et appliqués par les Pédicures-Podologues sont définis.

En 2004, l'Ordre National des Pédicures-Podologues est créé mais il n'entrera réellement en fonction qu'à partir de 2006. Sa mission est d'assurer la compétence des professionnels et la qualité des prestations dans l'intérêt du patient. Sur la même lancée, le premier code de déontologie de la profession parait en 2007 et il sera mis à jour en 2012.

1.2 La formation du Pédicure-Podologue

Le Diplôme d'Etat (DE) de Pédicure-Podologue est délivré par le ministère de la santé (Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014b). Les études préparant au DE se font dans les instituts de formation en Pédicurie-Podologie. Il en existe 11 en France dont l'Institut National de Podologie, situé à Paris. L'accès à ces instituts se fait par concours pour lequel il faut être titulaire du baccalauréat ou justifier d'une expérience professionnelle de cinq ans.

Les études sont réparties sur trois années et comportent des enseignements théoriques (anatomie, physiologie, pathologie…), des enseignements pratiques en Pédicurie (soins des pieds) et en Podologie (examens cliniques, conception et confection d'orthèses plantaires) ainsi que des stages hospitaliers et chez les professionnels de la pédicurie podologie.

L'examen sanctionnant l'obtention du DE était historiquement un examen terminal à la fin des trois années d'études (dernier DE Juin 2014). Il comportait trois épreuves dont une épreuve de mise en situation professionnelle de Podologie, une épreuve de mise en situation professionnelle de Pédicurie et une épreuve orale portant sur l'ensemble du programme. Suite à la réingénierie du DE, en application depuis le 1er septembre 2012, et dans le cadre de l'intégration de la formation des Pédicures-Podologues au processus Licence, Master, Doctorat (LMD), le DE est obtenu après validation de l'ensemble des unités d'enseignement des six semestres de formation.

Après obtention du DE, il faut nécessairement être inscrit au tableau de l'Ordre National des Pédicures-Podologue pour exercer la profession.

1.3 Le métier de Pédicure-Podologue

Au 1er juillet 2014, la France comptait 12 928 Pédicures-Podologues en exercice, soit une densité de 20 professionnels pour 100 000 habitants. Leur âge moyen est de 41,3 ans et le taux de féminisation s'élève à 66% (Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014c).

La Pédicurie-Podologie est une profession paramédicale qui, comme son nom l'indique, regroupe deux champs de compétences différents. La pédicurie concerne le soin des affections épidermiques et unguéales du pied alors que la podologie vise la correction des troubles morpho-statiques et dynamiques du pied grâce aux orthèses plantaires.

Le statut légal et l'ensemble des compétences du Pédicure-Podologue sont définis par le code de la santé publique (articles L4322-1, R4322-1 et D4322-1-1). De plus, suite aux travaux de réingénierie du Diplôme d'Etat de Pédicure-Podologue, une nouvelle définition du métier est parue au Bulletin Officiel Santé, Protection sociale, Solidarité n°6 du 5 Juillet 2012 (Ministère des Affaires sociales et de la Santé, 2012). Ainsi, « *Le pédicure-podologue intervient sur les troubles cutanés, morphostatiques et dynamiques du pied et des affections unguéales du pied, en tenant compte de la statique et de la dynamique du pied et en tenant compte des interactions avec l'appareil locomoteur. Le pédicure podologue prescrit, confectionne ou adapte des dispositifs médicaux podologiques externes. Il prescrit et applique des topiques et des pansements. Le pédicure-podologue réalise des activités en matière de prévention, de formation, d'encadrement, d'éducation et de recherche.* »

D'un point de vue podologique, cette définition fait bien apparaitre l'importance de maitriser l'ensemble des connaissances se rapportant à la stato-dynamique du pied et ses répercussions sur l'appareil locomoteur afin de pouvoir réaliser un examen clinique exhaustif et aboutir à la conception et à la réalisation des orthèses plantaires.

1.4 Examen clinique en Podologie

Avant de décrire l'examen clinique proprement dit, présentons rapidement les éléments utiles de l'appareil locomoteur.

1.4.1 L'appareil locomoteur

L'appareil locomoteur, système architectural complexe, assure l'équilibre et le mouvement du corps. Il comprend les systèmes ostéo-articulaire et musculo-tendineux. Dans le cadre de ce manuscrit, la description se limitera au système ostéo-articulaire du membre inférieur. Ce dernier a déjà fait l'objet de nombreuses descriptions ostéologiques (Kapandji, 1996; Lepoutre, 2007; Lopez and Goldcher, 2010) et arthrologiques (Kapandji, 2009; Lepoutre, 2007; Lopez and Goldcher, 2010).

1.4.1.1 Le squelette du membre inférieur

Le membre inférieur est constitué de quatre segments que sont le bassin, la cuisse, la jambe et le pied (Figure 1). Le bassin ou ceinture pelvienne est constitué par le sacrum et le coccyx en arrière, les os iliaques latéralement. La cuisse est formée par le fémur et contient également un os sésamoïde : la patella. La jambe est formée, dans sa partie interne, par le tibia et dans sa partie externe, par la fibula. Le pied est constitué de trois ensembles : le tarse, le métatarse et les phalanges. Le tarse se divise en un tarse postérieur, composé du calcaneus et du talus, et un tarse antérieur constitué par le cuboïde, le naviculaire et les trois os cunéiformes. Les métatarsiens sont au nombre de cinq et il y a 14 phalanges. Il existe également deux os sésamoïdes à la base de l'hallux. Le découpage fonctionnel du pied distingue l'arrière-pied correspondant au tarse postérieur, le médio-pied constitué par le tarse antérieur et l'avant pied par l'ensemble des structures métatarso-phalangiennes.

1.4.1.2 Les articulations du membre inférieur

La hanche ou articulation coxo-fémorale relie le fémur au bassin. Elle met en contact l'os coxal et l'extrémité proximale du fémur. La hanche présente trois degrés de liberté articulaire en rotation, pouvant se combiner pour assurer un mouvement de circumduction, que sont la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe.

Le genou est l'articulation qui joint la jambe à la cuisse. Elle met en jeu trois os, le fémur, le tibia et la patella, par le biais de trois articulations, l'articulation fémoro-patellaire et la double articulation fémoro-tibiale. Le genou présente un degré de liberté principal en flexion/extension. Un mouvement de rotation interne/externe apparait de manière couplée lorsque le genou est fléchi et un mouvement limité de valgum/varum peut exister dans le plan frontal.

La cheville ou articulation talo-crurale assemble la jambe et le pied. Elle relie les épiphyses inférieures du tibia et de la fibula au talus. Elle ne dispose que d'un degré de liberté en flexion plantaire / flexion dorsale.

Le pied contient un grand nombre d'articulations. L'articulation subtalaire relie le talus au calcaneus. L'articulation transverse du tarse ou de Chopart est une unité fonctionnelle constituée par les articulations calcanéo-cuboïdienne et talo-calcanéo-naviculaire. L'articulation calcanéo-cuboïdienne constitue la partie latérale de l'articulation transverse du tarse et unit le calcaneus au cuboïde. L'articulation talo-calcanéo-naviculaire forme la partie médiale de l'articulation transverse du tarse et réunit le talus, le calcaneus et l'os naviculaire.

L'articulation tarso-métatarsienne ou de Lisfranc relie le tarse au métatarse. Elle met en contact les cunéiformes et le cuboïde avec la base des cinq métatarsiens. L'ensemble de ces articulations permet deux types de mouvements complexes : l'inversion, combinaison d'une flexion plantaire, d'une supination et d'une adduction et l'éversion qui associe flexion dorsale, pronation et abduction (Figure 2).

Ces mouvements s'effectuent autour d'une ligne fictive orientée obliquement d'avant en arrière, de dehors en dedans et de bas en haut : l'axe de Henké (Figure 3). Les articulations métatarso-phalangiennes opposent les têtes des métatarsiens aux phalanges proximales. Elles présentent deux degrés de liberté en flexion / extension et abduction / adduction. Les articulations inter phalangiennes (proximales et distales) unissent la base et la tête de deux phalanges successives. Elles ont un degré de liberté en flexion / extension.

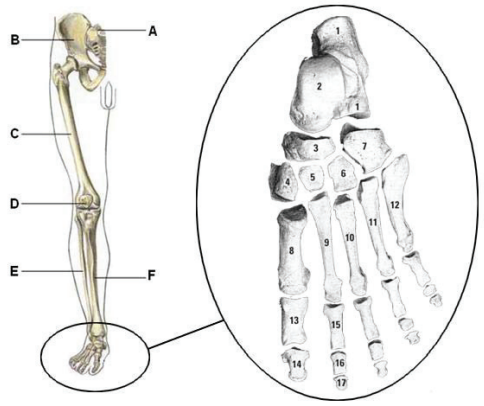

Figure 1 : Ostéologie du membre inférieur (A : sacrum ; B : os iliaque ; C : fémur ; D : patella ; E : fibula ; F : Tibia) et du pied (1 : calcanéus ; 2 : talus ; 3 : naviculaire ; 4-6 : cunéiformes ; 7 : cuboïde ; 8-12 : métatarsiens ; 13-17 : phalanges).

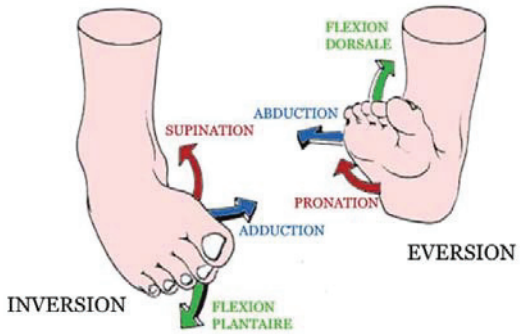

Figure 2 : Mouvement d'inversion et d'éversion du pied

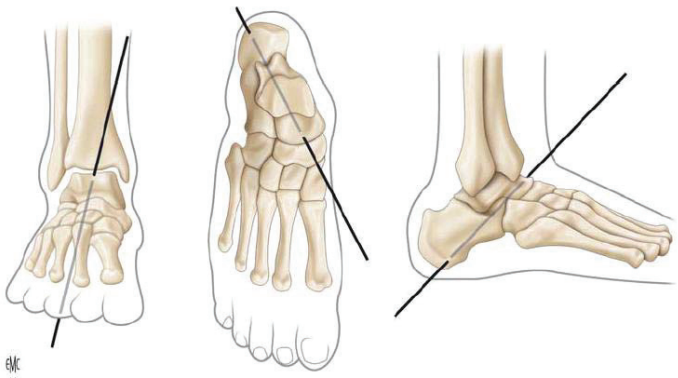

Figure 3 : Axe de Henké

L'examen clinique ne se limite jamais à la seule extrémité distale des membres inférieurs mais il impose toujours une étude stato-dynamique de l'ensemble du corps. Il se divise en différentes phases successives que sont l'interrogatoire, l'examen en décharge, l'examen en charge statique et l'examen en charge dynamique (Capelle, 2002; Lavigne and Noviel, 1992, 1981; Zing, 2008).

1.4.2 L'interrogatoire

L'examen clinique débute par un interrogatoire d'identité afin de collecter les renseignements socio-administratifs. Il s'agit, à cet instant, d'instaurer un climat de confiance entre le soignant et le soigné. Il se poursuit par un interrogatoire clinique qui révèle le ou les motifs de consultation et qui permet de les hiérarchiser s'ils sont multiples.

Le principal motif de consultation est la douleur mais il peut aussi concerner les déformations inesthétiques du pied, les difficultés de chaussage ou encore les instabilités lors de la marche. En cas de douleur, l'interrogatoire consiste, dans un premier temps, à localiser le siège exact de la douleur (uni ou bilatérale ; symétrique ou non). Le trajet parcouru par celle-ci ainsi que ses irradiations éventuelles doivent être identifiés tout comme son mode d'apparition (progressif ou spontané), son horaire (diurne ou nocturne) et sa fréquence (périodique ou apériodique). Enfin, son caractère (mécanique, inflammatoire ou névralgique), sa durée et son intensité doivent aussi être définis.

Le recours à une aide au diagnostic par des examens complémentaires appropriés (radiographie, échographie, scanner, imagerie par résonnance magnétique…) peut parfois s'avérer utile.

1.4.3 L'examen en décharge

L'examen du pied nu en décharge peut se décomposer en un bilan cutané du pied, un bilan neurologique, un bilan vasculaire, un bilan morphologique et un bilan articulaire et musculaire. Ce découpage artificiel est cependant guidé et orienté en fonction de l'interrogatoire clinique.

1.4.3.1 Bilan cutané du pied

Le bilan cutané du pied vise à apprécier globalement la qualité de la peau et la trophicité du capiton plantaire. Il débute par une inspection générale du pied afin de rechercher des zones pigmentées ou œdémateuses et de vérifier d'éventuelles anomalies de la sudation ou de la température. Il se poursuit par la recherche de plages d'hyperkératose généralement signes d'une zone de conflit entre les structures du pied et la chaussure ou le sol. Elles se trouvent principalement à la face plantaire de l'avant-pied et à la face dorsale et pulpaire des orteils. Enfin, l'inspection du capiton plantaire vise à jauger son état à la recherche d'une atrophie ou d'une fonte de ce dernier surtout au niveau talonnier et sous métatarsien, souvent le signe d'une hyper-utilisation (sport, haut talon) ou d'une pathologie inflammatoire ou neurologique.

1.4.3.2 Bilan morphologique du pied

Lors du bilan morphologique du pied en décharge, l'observation globale fournit des renseignements sur les déformations horizontales (hallux valgus, quintus varus…), sagittales (griffes d'orteils) et arthrosiques (hallux rigidus) (Curvale, Lavigne) et sur la formule digitale du pied (égyptien, carré ou grec ; Figure 4). Bien que ces données soient intéressantes, il est fondamental d'évaluer la formule d'avancée des têtes métatarsiennes en appréciant leur alignement qui, physiologiquement, décrit une forme parabolique (Lelièvre and Lelièvre, 1981) (Figure 5).

Cette partie de l'examen clinique vise surtout à vérifier la présence d'une éventuelle brièveté géométrique du premier rayon métatarso phalangien. La dénivellation longitudinale entre l'arrière et l'avant-pied est ensuite mesurée (Figure 6) et il est primordial d'apprécier sa réductibilité totale ou partielle et de définir ainsi sa valeur résiduelle. Cette dernière déterminera la morphologie du pied en charge. Enfin, la morphologie de l'avant pied (plat, convexe, concave…) ainsi que la pronation ou supination de l'avant pied par rapport à l'arrière pied sont notés.

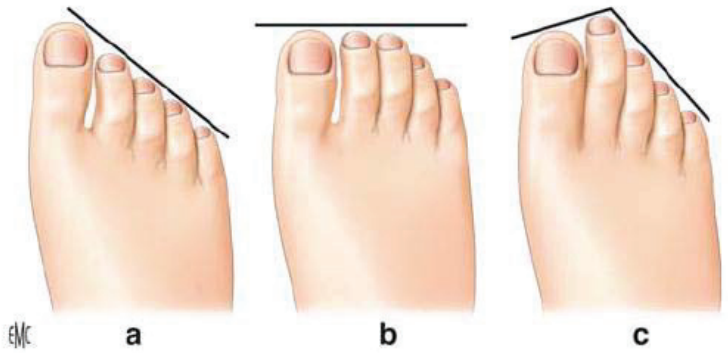

Figure 4 : Formule digitale du pied (a : égyptien ; b : carré ; c : grec)

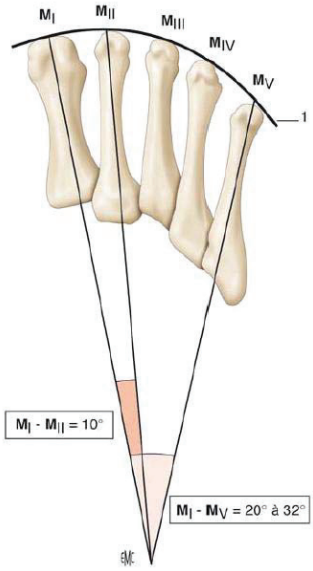

Figure 5 : Alignement parabolique des têtes métatarsiennes selon Lelievre

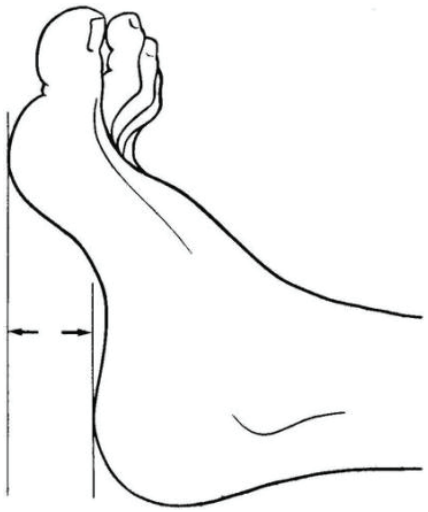

Figure 6 : Dénivellation antéropostérieure

1.4.3.3 Bilan vasculaire

Le bilan vasculaire vise à réaliser un état des lieux rapide des systèmes artériel, veineux et lymphatique. Ainsi, ce bilan consiste principalement à palper les pouls pédieux (artère dorsale du pied) et tibial postérieur (artère tibiale postérieure) pour le dépistage ou la confirmation d'une pathologie oblitérante. Il faut vérifier la présence d'un œdème veineux ou lymphatique, de télangiectasies, de varicosités ou de varices.

1.4.3.4 Bilan neurologique

L'examen neurologique vérifie l'activité sensori-motrice et plus particulièrement neuromusculaire par une évaluation de la sensibilité superficielle et profonde ainsi que des réflexes ostéo-tendineux et cutané. Au niveau superficiel, les sensibilités tactile (test du « pique-touche » ou « mono filament »), thermique (test du « «chaud froid ») et douloureuse (test du « pincement ») sont évaluées. Au niveau profond, les sensibilités arthrokinétique (test de la « position des orteils ») et vibratoire (test du « diapason ») sont vérifiées. Les réflexes ostéo-tendineux achilléen et rotulien sont testés tout comme le réflexe cutané plantaire en vérifiant l'absence du signe de Babinski (la stimulation de la plante du pied provoque une flexion involontaire des orteils alors qu'en cas d'atteinte, il existe une extension lente et majestueuse du gros orteil).

1.4.3.5 Bilan articulaire et musculaire

Un bilan articulaire comparatif est réalisé globalement puis analytiquement. Chaque articulation du pied est mobilisée pour juger son amplitude et rechercher les signes d'une souplesse ou d'une raideur. D'un point de vue musculaire, un bilan global est d'abord pratiqué et, s'il est utile, un bilan analytique peut être réalisé. Ainsi, sont notamment testées la flexion/extension de l'articulation talo-crurale, l'inversion / éversion globale du pied ainsi que toute la mobilité de la colonne médiale (de la 1ère tête métatarsienne jusqu'au talus).

1.4.4 Examen en charge statique

Il s'agit d'un moment important de l'examen clinique puisqu'il permet de juger du comportement du pied sous l'action du poids du corps. Il débute par une étude en charge bi-podale des empreintes plantaires et se poursuit par une évaluation des troubles morpho-statiques. Le but est d'aboutir à la classification du pied (creux, plat, valgus, varus…). Il se termine par une approche clinique des membres inférieurs.

1.4.4.1 Etude des empreintes plantaires sur podoscope

L'étude des empreintes plantaires sur podoscope permet de visualiser les images d'appui. Il faut alors apprécier globalement la symétrie ou non des deux surfaces d'appui, puis analyser en détail chaque empreinte plantaire par rapport à la référence (Figure 7 et Figure 8). Pour cela, il est nécessaire d'observer les empreintes des appuis pulpaires, de la bande métatarsienne, de l'isthme et du talon postérieur (respectivement a, b, c et d sur la Figure 7). L'empreinte de référence montre un talon postérieur ovoïde et centré avec un bord externe relativement rectiligne et un bord interne convexe dirigé vers l'extérieur. La bande métatarsienne est étalée transversalement avec une concavité rétrocapitale médiane et correspond à la plus large surface d'appui. L'isthme externe relie les deux parties de l'empreinte décrites précédemment et sa largeur est d'environ le tiers de celle de la bande métatarsienne. Enfin, les appuis digitaux des 5 orteils sont présents et de forme ovalaire.

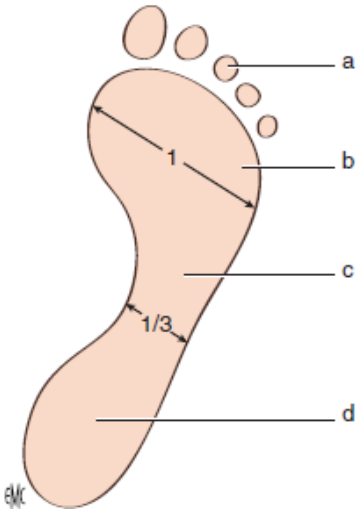

Figure 7: Empreinte plantaire de référence

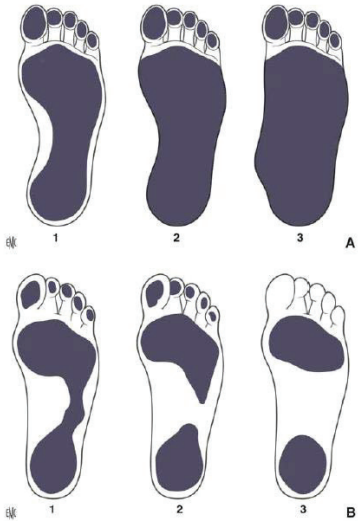

Figure 8 *:* Différents types d'empreintes plantaires

1.4.4.2 Etude des troubles morpho-statiques

L'étude morpho-statique du pied cherche à apprécier les aspects structurel et positionnel du pied. Les déformations de structure du pied (plat, creux) ne sont pas ou que très peu réductibles alors que les déviations de position (valgus, varus) peuvent être réductibles.

Il faut d'abord évaluer l'équilibre de l'arrière-pied grâce notamment à la mesure des angles de l'arrière-pied avec la verticale d'appui puis avec l'axe de la jambe (Figure 9). Un valgus physiologique de 5 degrés est admis. Il est ensuite nécessaire d'apprécier la forme de l'arche interne dans le plan sagittal (effondrement, creusement) et sa projection éventuelle dans le plan frontal (saillie ou non du tubercule du naviculaire). Des mesures telles que la hauteur du vide médio-plantaire et de l'angle du 1er métatarsien avec le sol sont relevées (Figure 10). Enfin, il est déterminant d'apprécier la réductibilité des troubles posturaux par une correction manuelle ou à l'aide de cales millimétrées visant à rééquilibrer le pied au sol et d'observer les répercussions de cette correction sur l'empreinte plantaire.

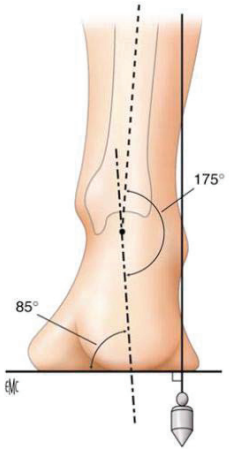

Figure 9 : Angles de l'arrière pied

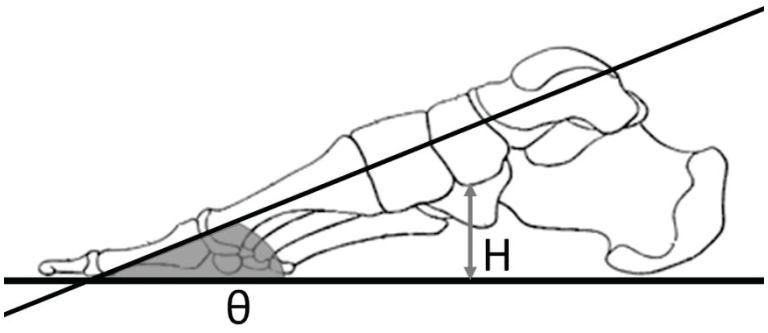

Figure 10 : Hauteur du vide médio-plantaire (H) et Angle du 1er métatarsien avec le sol (θ)

1.4.4.3 Approche clinique des membres inférieurs

Il s'agit de vérifier globalement et comparativement les défauts d'alignement des membres inférieurs en partant du sol pour aller jusqu'à la cuisse en passant par le pied et la jambe. Il faut ainsi vérifier l'angle d'ouverture des pieds qui, physiologiquement, est d'environ 30 degrés. Il convient également d'apprécier l'équilibre du genou dans le plan frontal (genu valgum, genu varum ; Figure 11) et le plan sagittal (genu flessum, genu recurvatum). L'existence de troubles rotationnels des membres inférieurs est évaluée (position des rotules, torsion tibiale, anté-torsion fémorale exagérée ; Figure 12). Enfin, toute suspicion d'inégalité de longueurs des membres inférieurs doit nécessairement être confirmée par une étude radiologique.

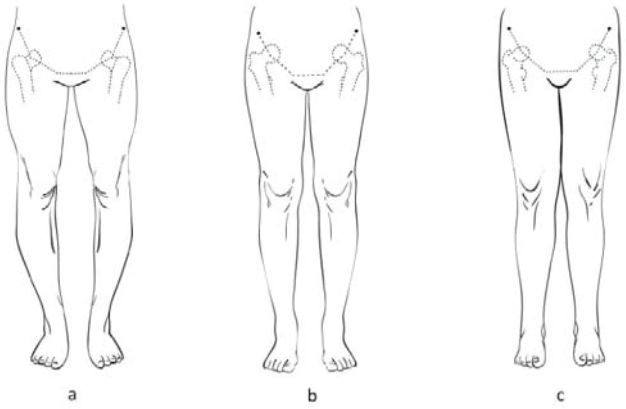

Figure 11 : Equilibre frontal du genou (a : genu varum ; b : neutre ; c : genu valgum)

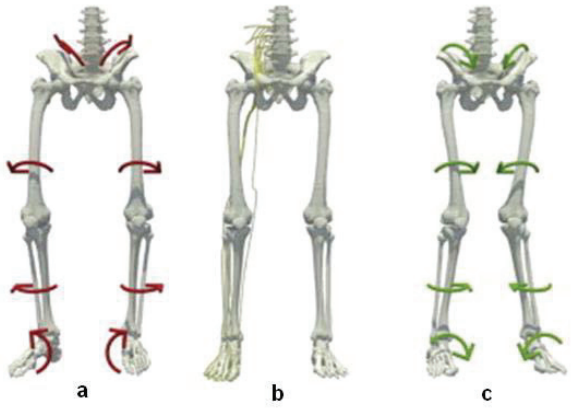

Figure 12 : Anomalies rotationnelles du membre inférieur (a : rotation externe/varus, b : neutre ; c : rotation interne/valgus) selon Perrier (Perrier, 2013)

1.4.5 Examen en charge dynamique

Cet examen vise à appréhender les répercussions fonctionnelles des déformations et/ou des déviations observées d'un point de vue statique. Il permet de vérifier si les troubles statiques détectés sont toujours présents ou s'ils se sont aggravés ou alors si au contraire ceux-ci ont disparu ou se sont inversés (par exemple, genu varum statique qui devient valgum fonctionnel ; Figure 13).

1.4.5.1 Test en appui mono-podal

Pour le test en appui mono-podal, le patient est en appui sur un seul pied et l'observation porte sur l'ensemble du membre inférieur en position genou tendu puis genou fléchi à environ 20 degrés (Figure 13). Lors de ce test, lorsque le genou est tendu, il faut notamment vérifier l'équilibre global sol / pied / jambe / cuisse ainsi que les instabilités du pied et du genou et leurs stabilisations musculaires réflexes. Lorsque le genou est fléchi, il faut aussi apprécier l'orientation des rotules et la rotation globale du membre inférieur.

Figure 13 : Equilibre « frontal » du genou en appui statique bipodal et lors du test en appui mono-podal. Pour cet exemple, le genu varum statique qui devient valgum fonctionnel

1.4.5.2 Examen visuel de la marche

L'examen visuel de la marche pieds nus et chaussés est indispensable pour la conception des orthèses plantaires, tant le comportement dynamique du pied et du membre inférieur peut être différent de l'équilibre statique. L'examen de la marche doit permettre d'observer la coordination et l'harmonie générale de la marche. Il faut évaluer l'angle d'ouverture du pas qui est physiologiquement de 15 degrés, le respect des trois phases du pas (taligrade, plantigrade et digitigrade ; Figure 14). Il est important d'apprécier le déroulement global du pied au sol (valgus, varus ; Figure 15) ainsi que le déroulement analytique de l'arrière pied, du medio pied puis de l'avant pied au sol. Enfin, il faut identifier la présence d'une éventuelle démarche antalgique ou boiterie.

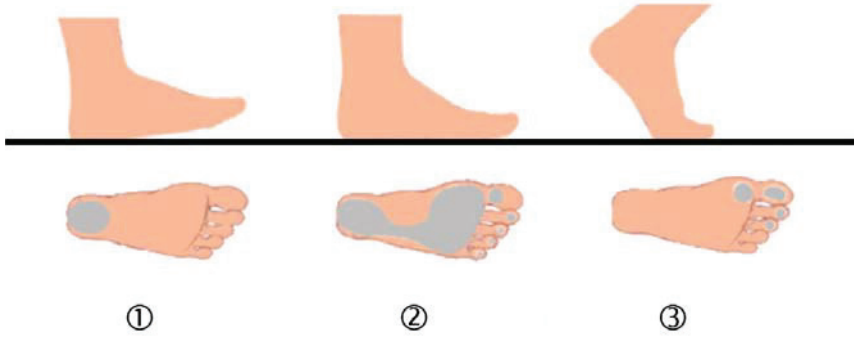

Figure 14 : Les 3 phases du pas (1 : taligrade ; 2 : plantigrade ; 3 : digitigrade)

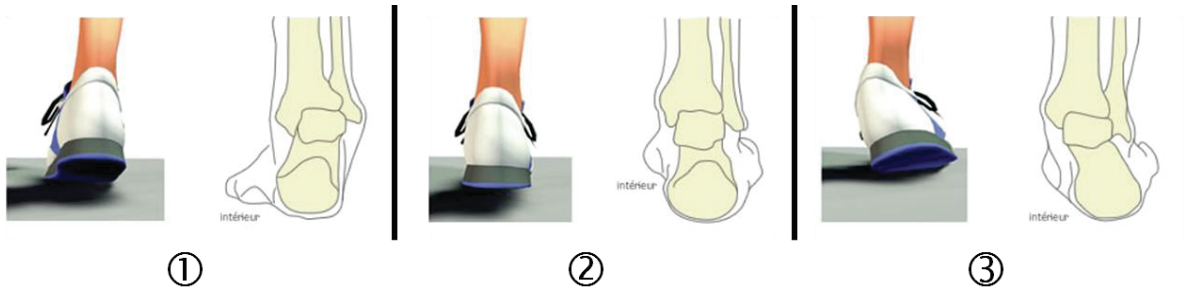

Figure 15 : Déroulement global du pied au sol (1 : varus ; 2 : neutre ; 3 : valgus)

1.4.5.3 Etude de la chaussure

L'examen de la chaussure doit s'intéresser au type de chaussure portée par le patient. Il faut d'abord vérifier les zones de conflit entre la chaussure et le pied puis identifier les points d'usure externe et interne du semelage. Enfin, il est important de tenir compte de la hauteur du talon et de la rigidité du contrefort.

1.4.6 Importance des phases de l'examen clinique

Comme défini ci-dessus, l'examen clinique est divisé en différentes phases. Cependant, l'organisation temporelle de celles-ci peut être différente, notamment en fonction du motif de consultation.

Afin de définir l'importance accordée par les podologues aux différentes parties de cet examen clinique, 16 praticiens ont été sollicités pour répondre à cette question : *« Lors d'une consultation en podologie pour un patient souffrant d'une pathologie mécanique de l'appareil locomoteur, quel ordre d'importance accordez-vous aux différents items de l'examen clinique ? »*. Pour cela, ils ont été soumis à un questionnaire, différenciant 14 items de l'examen. Ces praticiens devaient classer l'ensemble des items par ordre d'importance (de 1 pour le plus important jusqu'à 14 pour le moins important) sachant que plusieurs items pouvaient avoir un même niveau d'importance.

Le rang apparaissant le plus grand nombre de fois (mode) et la fréquence d'apparition de ce rang, pour chacun des 14 items de l'examen clinique, ont été analysés (Tableau 1).

Items	Mode	Fréquence (%)
Motif(s) de Consultation	1	94
Palpations	1	44
Analyse visuelle de la marche	1	38
Troubles morpho-statiques des pieds	1	19
Antécédents	2	19
Bilan articulaire et musculaire	3	25
Approche clinique des membres inférieurs	6	25
Etude de la chaussure	8	31
Test unipodal	8	25
Empreintes plantaires	9	25
Bilan morphologique	11	25
Bilan neurologique	12	38
Bilan vasculaire	12	38
Bilan cutané du pied	12	31

Tableau 1 : *Classification des items de l'examen clinique*

Ainsi, le *« Motif de consultation »* est l'item de l'examen clinique classé au 1er rang avec la plus grande fréquence (rang 1, fréquence 94%). Suivent les palpations (1, 44%), l'analyse visuelle de la marche (1, 38%) puis les troubles morpho-statiques du pied (1, 19%). Il est surprenant de voir apparaitre le bilan cutané du pied en dernière position (12, 31%). En essayant d'en comprendre les raisons, il semble que les podologues, dans le cadre de la question posée, ne considèrent pas ce point comme essentiel mais plutôt comme un facteur pouvant limiter le traitement. Il est, par contre, intéressant de noter que l'analyse visuelle de la marche apparait en 3ème position juste après le motif de consultation et la palpation, c'est-à-dire, après la localisation par le praticien de la douleur ressentie et vécue par le patient. Cependant, cette analyse visuelle n'est possible que par une connaissance approfondie de la biomécanique du pied et du membre inférieur en situation dynamique (*« Concept Lavigne »*).

1.5 Biomécanique du pied et du membre inférieur : *« Concept Lavigne »*

Dans le concept biomécanique du pied et du membre inférieur établi cliniquement par Lavigne depuis les années 1980 (Lavigne and Noviel, 1992, 1981), le pied, assurant l'interface du corps avec le sol, n'est plus considéré comme le segment distal du corps mais bien comme le segment proximal. Ainsi, l'appréciation de ses déviations et les répercussions, par couplage ostéo-articulaire, sur les étages sus-jacents permet de comprendre les mécanismes d'apparition d'une pathologie. De même, la connaissance de la grande adaptabilité du pied permet d'envisager le traitement par orthèses plantaires s'y rapportant.

Inspiré par les concepts anatomiques de Dolto et de Pisani et Milano (Lopez and Goldcher, 2010), Lavigne préfère une segmentation biomécanique fonctionnelle du pied en accordant une importance fondamentale au talus et à l'articulation talo-naviculaire. Ainsi, il propose une lecture de la biomécanique du pied grâce à 2 segmentations (Figure 16). La première, médio-latérale, fait apparaitre un pied « Calcanéen » (constitué par le calcanéus, le cuboïde, le quatrième et le cinquième rayon) et un pied « Talien » (composé du talus, du naviculaire, des trois cunéiformes et des trois premiers rayons). Le pied « Calcanéen » assure la réception et la stabilisation du pied permettant ainsi le déroulement du pas. Le pied « Talien », suspendu au pied « Calcanéen », assure la propulsion, par ses appuis antérieurs. La seconde segmentation, antéro-postérieure, divise le pied en 3 parties faisant apparaitre un « arrière-pied » (calcanéus), un « médio-pied » (composé du talus, du naviculaire, des trois cunéiformes et du cuboïde) et un « avant pied » (constitué des cinq rayons).

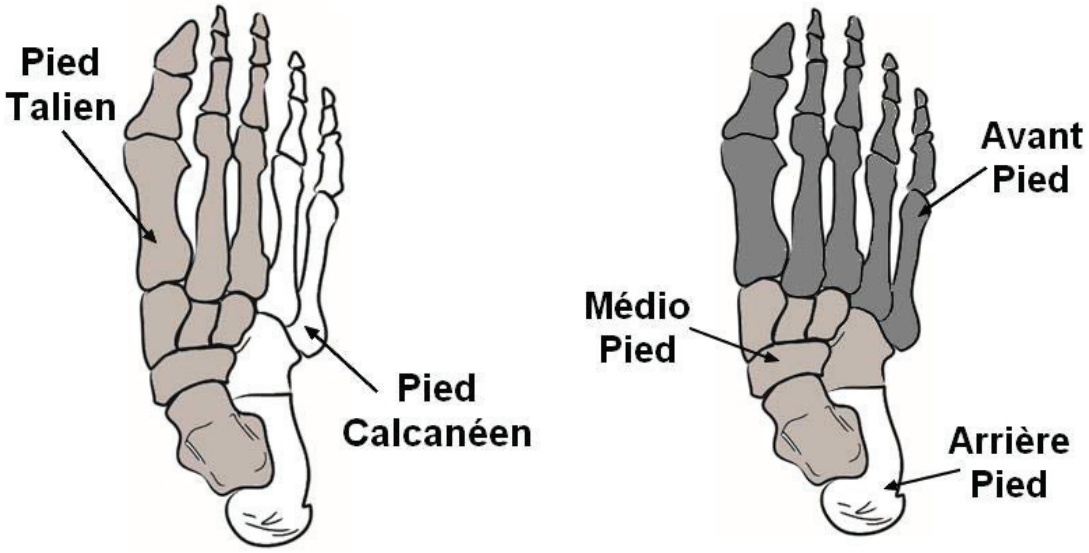

Figure 16 : Segmentations fonctionnelles du pied selon Lavigne

Pour Lavigne le « Médio-pied Talien » est capital. En effet, le talus joue un rôle essentiel puisqu'il est l'unité fonctionnelle en contact direct avec le tibia permettant d'initier les couplages ostéo-articulaires et leurs transmissions vers les étages supérieurs (Figure 17). De plus, l'articulation talo-naviculaire représente la zone cruciale de ce « Médio-pied Talien ». En effet, toute désaxations de cette articulation entraîne des répercussions sur l'avant et l'arrière-pied. Ainsi, la prise en charge de cette zone est primordiale dans le traitement par orthèses plantaires. A ceci, s'ajoute l'importance accordée à l'avant-pied. En effet, grâce à ses bras de leviers antéro-postérieur et médio-latéral, celui-ci bénéficie d'un avantage mécanique considérable (Figure 18). En effet, par rapport à l'axe de rotation de la cheville, le bras de levier de l'avant-pied est 4 fois plus grand que celui de l'arrière-pied. De même, le bras de levier médio-latéral de cet avant-pied peut être jusqu'à 3 fois plus important que celui de l'arrière pied. La prise en compte de cet avant-pied et des répercussions en chaine qu'il peut engendrer, tant d'un point de vue pathologique que de possibilité d'adaptabilité au traitement est essentielle. Enfin, le niveau d'attention accordé à l'arrière-pied est moindre, puisque bien souvent la conséquence des déviations antérieures. Cependant, il est nécessaire d'en tenir compte surtout pour les patients ayant une activité stato-dynamique.

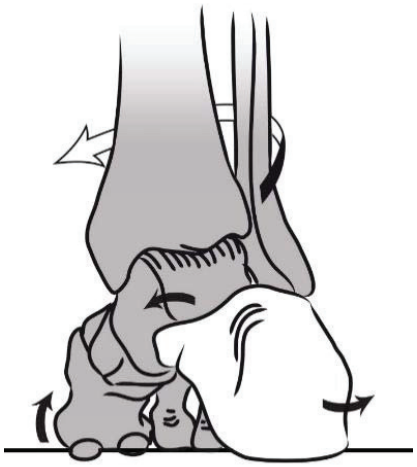

Figure 17 : Couplage articulaire de la cheville selon Lavigne

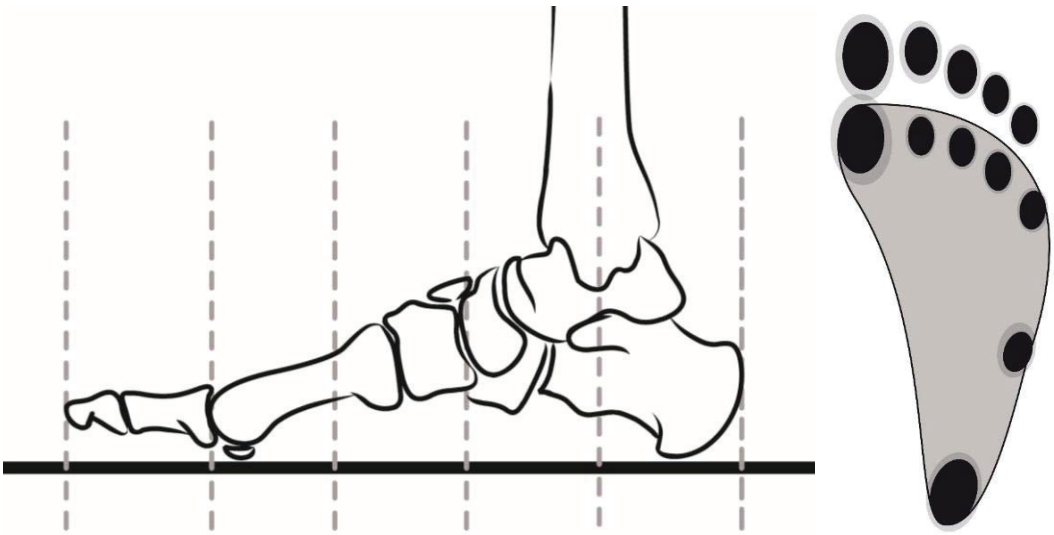

Figure 18 : Bras de leviers antéro-postérieur et médio-latéral du pied selon Lavigne

Suite à cet examen clinique minutieux, la pathologie, les troubles morpho-statiques et leurs répercussions dynamiques sur l'ensemble de l'appareil locomoteur du patient ont été identifiés. Il en découle alors un plan d'appareillage (type de correction, éléments podologiques, matériaux…) permettant la réalisation des orthèses plantaires.

1.6 L'orthèse plantaire

Les orthèses plantaires doivent répondre à un cahier des charges dont le dernier date du 6 décembre 1991 (Legagneux, 2014). Ainsi, *« L'orthèse plantaire orthopédique doit être amovible, fabriquée sur mesure et doit pouvoir être placée dans une chaussure de série. Elle est destinée à corriger la statique défectueuse du pied ou une anomalie du relief plantaire, à envelopper et compenser les anomalies du pied, à corriger tout déséquilibre statique et dynamique du sujet, en dessous de 20 mm et à soulager les appuis plantaires douloureux ».*

1.6.1 Les techniques

Les orthèses plantaires peuvent être constituées selon des techniques différentes en fonction des matériaux utilisés. La première technique consiste à utiliser des éléments correcteurs fixés sur une base dite de support ou première, exécutés en fonction de la morphologie du pied du patient (orthèse par association d'éléments). La seconde technique utilise la conformation même des matériaux employés qui servent alors à la fois de base et d'élément de correction (orthèse thermoformée). Dans le cadre de ce manuscrit, la seconde technique sera décrite et utilisée.

1.6.2 Les Orthèses Plantaires Thermoformées

En fonction de l'examen clinique et pour compenser les troubles posturo-dynamiques du corps, les orthèses plantaires thermoformées sont confectionnées sur mesure (Figure 19). Celles-ci sont les parfaits négatifs des pieds et permettent donc une liaison de contact orthèse/pied optimale. Une prise d'empreinte en trois dimensions d'un pied est réalisée dans une position corrigée du membre inférieur grâce à un coussin emprunteur. Le matériau de base thermoformable est chauffé puis placé entre le pied du patient et la membrane du coussin. Il va prendre la forme du pied du patient par sa propre mise en charge et va se figer en refroidissant. La confection des orthèses proprement dites, contenant les effets désirés (éléments, hauteurs, pentes…), est enfin réalisée par ajout et/ou suppression (ponçage) de matériaux. Différents éléments podologiques peuvent ainsi être utilisés, chacun possédant une localisation et une action spécifique pendant la marche. Ces éléments peuvent être positionnés au niveau de l'arrière-pied (Coin Supinateur Postérieur, Coin Pronateur Postérieur…), du médio-pied (Hémi-Coupole Interne…) et de l'avant pied (Appui Rétro-Capital, Elément Supinateur Antérieur…).

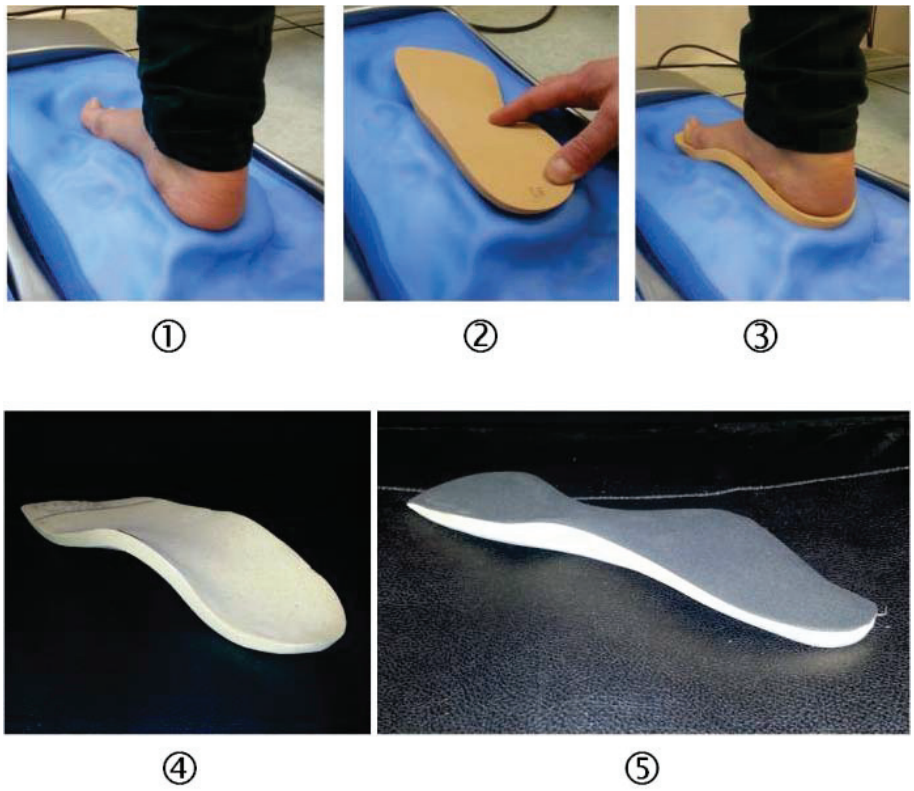

Figure 19 : Prise d'empreintes et confection des orthèses plantaires thermoformées

Il existe aujourd'hui un large choix de matériaux pouvant être utilisés par le Podologue. Leur choix est fait en fonction de la pathologie à traiter ou encore de l'activité du patient (sportif par exemple). Pour sélectionner les matériaux adéquats, deux caractéristiques principales sont recensées : la densité et la dureté. La densité, mesurée en kg/m^3, correspond à la masse d'un mètre cube de matière. Plus un matériau est dense, plus il a une longévité élevée. La dureté, exprimée en Shore A, représente l'aptitude d'un matériau à résister à la déformation sous l'effet d'une charge. Ainsi, plus la dureté est importante, plus le matériau résiste à la déformation.

1.6.3 L'accompagnement du patient

La réalisation des orthèses plantaires nécessite un ou plusieurs essayages. Elles ne peuvent être délivrées au bénéficiaire que si elles sont parfaitement adaptées. De même, le suivi du patient permet d'effectuer les retouches nécessaires et cela pendant les six mois suivant la date de livraison effective.

Ces orthèses peuvent être renouvelées tous les ans pour l'adulte, et tous les six mois pour l'enfant jusqu'à quinze ans inclus, excepté pour les détériorations accidentelles ou celles liées à une variation physiologique ou pathologique.

Le tarif de responsabilité des orthèses plantaires est un forfait comprenant la prise d'empreintes, les examens indispensables à la confection, la mise au point et les corrections successives qui s'avéreraient nécessaires. Pour que le patient bénéficie d'une prise en charge par les organismes sociaux, une prescription médicale est indispensable. Le montant de cette prise en charge dépendra du type d'orthèse plantaire et de la pointure du patient (Tableau 2).

Code LPP	Nomenclature DVO (divers orthèses)	Tarif en €
2180450	Orthèse plantaire, au-dessous du 28	12.94 €
2122121	Orthèse plantaire, du 28 au 37	14.02 €
2140455	Orthèse plantaire, au-dessus du 37	14.43 €
2158449	Orthèse plantaire, monobloc en résine coulée, moulage du pied	27.34 €

Tableau 2 : *Prise en charge des orthèses plantaires*

1.6.4 Les principales pathologies

Grace aux orthèses plantaires, le podologue peut prendre en charge diverses pathologies du pied mais aussi d'autres parties du membre inférieur. Il intervient principalement sur des pathologies qui ont une origine mécanique mais peut aussi agir sur certaines pathologies inflammatoires.

Les pathologies mécaniques du membre inférieur peuvent être liées à des contraintes par compression entre le pied et le sol (métatarsalgies par surcharge (Lechevalier et al., 2011), sésamoïdopathies (Deguy, 2008)), entre le pied et la chaussure (névrome de Morton (Larqué, 2009)) ou intra-articulaire suite à la mise en charge (hallux valgus (Goldcher, 2011), hallux rigidus (Jardé et al., 2007)).

Plus globalement, les orthèses plantaires peuvent agir dans le cas de pathologies par compression articulaire et traction péri-articulaire (gonarthrose fémoro-tibiale médiale (Conrozier, 2011), syndrome fémoro patellaire (Toulza, 2010), coxarthrose et lombalgie, sciatique et cruralgie) et par excès de tension musculo-tendineuse (aponévrosites plantaires (Perrier, 2011), tendinopathies d'Achille (Rousseau and Djian, 2013), du tibial postérieur (Toullec, 2014) et de la bandelette ilio-tibiale (Lebo and Jacquot, 2009), maladie des adducteurs (Pruvost, 2011), téno-bursite du moyen fessier (Pruvost, 2011)).

1.7 Conclusions

Ce chapitre a présenté le rôle quotidien du Podologue basé sur la réalisation d'examens cliniques et de conception d'orthèses plantaires dans le but de traiter des pathologies du pied et de l'appareil locomoteur.

La marche étant le principal moyen de locomotion de l'homme et le pied représentant l'interface entre le corps en mouvement et le support, il est indispensable de pouvoir évaluer les effets des orthèses plantaires au cours de cette activité.

Ainsi, le chapitre suivant visera à exposer les différents systèmes évaluant la marche ainsi que les paramètres pouvant être mesurés.

Chapitre 2 : L'analyse de la marche

Pour les disciplines médicales et paramédicales liées à la locomotion humaine, il est parfois indispensable de faire appel à des outils quantitatifs dépassant l'œil du thérapeute, afin d'appréhender la réalité des anomalies de la marche et de valider les thérapeutiques administrées (Dohin, 2004). Cette volonté des cliniciens de mieux comprendre la mécanique de la marche est à l'origine de l'évolution des outils d'aide à l'analyse du mouvement humain. Aujourd'hui, des systèmes pour une analyse quantifiée du mouvement sont à la disposition des cliniciens et des chercheurs.

Plusieurs Actes Techniques Médicaux (ATM) concernant la locomotion ont fait l'objet d'un examen minutieux de la part du service d'évaluation des actes professionnels de la Haute Autorité de la Santé (HAS). L'objectif était d'évaluer la place dans la stratégie thérapeutique, les indications et l'efficacité des ATM. Cette démarche a permis de rendre des avis sur leur inscription dans la Classification Commune des Actes Médicaux (CCAM) et sur leur remboursement. Ainsi, certains ATM ont été reconnus et pris en charge par l'assurance maladie (Tableau 3).

Codes	Libellés	Prise en charge	Tarification
NKQP001	Analyse instrumentale de la cinématique de la marche	Acte remboursable	65.11 €
NKQP002	Analyse baropodométrique de la marche	Acte non remboursable	0.00 €
NKQP003	Analyse tridimensionnelle de la marche sur plateforme de force	Acte remboursable	156.42 €
PEQP002	Analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles chez un patient poly-déficient	Acte remboursable	65.11 €
PEQP004	Analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles chez un patient mono-déficient	Acte non remboursable	0.00 €

Tableau 3 : *Actes Techniques Médicaux*

Ces ATM nécessitent l'utilisation de divers systèmes d'analyse quantifiée du mouvement. Ainsi, ce chapitre présente ces différents systèmes puis se concentre sur l'Analyse Quantifiée de la Marche afin de présenter la méthode d'obtention des paramètres biomécaniques définissant la marche ainsi que le protocole de mesure suivi pour l'ensemble des études de ce manuscrit.

1.1 Les systèmes d'analyse quantifiée du mouvement

Les caractéristiques des différents systèmes ont déjà fait l'objet de descriptions précises dans de nombreux manuscrits de thèse liés à l'analyse du mouvement (Armand, 2005; Faivre, 2003; Samson, 2011). Ces divers systèmes permettent la mesure de positions (en 2 ou 3 dimensions), d'actions mécaniques, de pressions ou d'activités musculaires (Figure 20).

2.1.1 Les systèmes d'analyse vidéographique

Le matériel comprend généralement au minimum deux caméras qui sont reliées à un ordinateur permettant d'afficher plusieurs vues simultanément (face, dos, profil). Des logiciels (Dartfish®, Kinovea®) permettent d'enregistrer des images et d'effectuer des suivis de trajectoires ou des calculs d'angles en deux dimensions.

2.1.2 Les systèmes d'analyse tridimensionnelle

Les systèmes d'analyse tridimensionnelle enregistrent le déplacement en trois dimensions de mires apposées sur la peau. Il existe deux grands types de fonctionnement de ces systèmes : les systèmes à marqueurs passifs et ceux à marqueurs actifs. Le premier est basé sur l'utilisation de caméras numériques infrarouges captant les déplacements de marqueurs passifs rétro-réfléchissants (Vicon®, Motion Analysis®). Celui-ci offre la possibilité de pouvoir équiper le patient d'un grand nombre de marqueurs sans occasionner de gêne fonctionnelle au mouvement. Cependant, le traitement des données peut être long notamment à cause de l'occlusion possible des marqueurs au cours du déroulement du geste. Le second type de systèmes emploie des marqueurs actifs dont les positions sont captées par une unité de réception (Codamotion®). L'avantage principal de ce système est de fournir un signal complet grâce à une reconnaissance automatique des marqueurs réduisant le temps de traitement. Cependant, l'encombrement de l'équipement sur le patient est plus important.

2.1.3 Les systèmes de baropodométrie

Les systèmes baropodométriques renseignent sur la distribution des pressions plantaires à partir d'une nappe de capteurs. Ces systèmes se retrouvent sous forme de plateforme (Zebris®, Footscan®, Emed®), de tapis de marche (Gaitrite®), de semelles embarquées (Fscan®, Pedar®) et de tapis de course instrumenté (Runtime®). Lorsque le pied a une importance dans la physiopathologie et donc le traitement, comme c'est le cas en podologie, l'analyse de la répartition des pressions plantaires peut avoir un intérêt.

2.1.4 Les plateformes de force

Les plateformes de force, généralement incrustées dans le chemin de marche, servent à mesurer les efforts qu'exerce le pied sur le sol. Selon la troisième loi de Newton, il est alors possible de déterminer les trois composantes de la force de réaction du sol sur le pied (verticale, antéro-postérieure et médio-latérale) ainsi que son point d'application : le centre de pression plantaire. Deux grands types de plateformes de force existent. Elles se différencient par le type de capteurs utilisés, qui sont soit à base piézo-électrique (Kistler®), soit à base de jauges de déformations (AMTI®, Bertec®).

2.1.5 Les systèmes d'électromyographie

Les systèmes électromyographiques servent à enregistrer l'activité électrique des muscles. Le signal enregistré correspond à des différences de potentiel générées au niveau des fibres musculaires. Cet enregistrement se fait soit par des électrodes de surface, soit par des électrodes implantées dans le muscle. Les informations recueillies par les électrodes sont envoyées à un récepteur par voie filaire, Wifi ou Bluetooth (ZeroWire®, WBA®).

2.1.6 Autres systèmes

Les outils précédemment cités sont communément utilisés en milieu clinique. Toutefois, goniomètres, contacteurs, accéléromètres, gyroscopes, magnétomètres, inclinomètres, GPS, tapis roulants instrumentés permettent également de quantifier le mouvement.

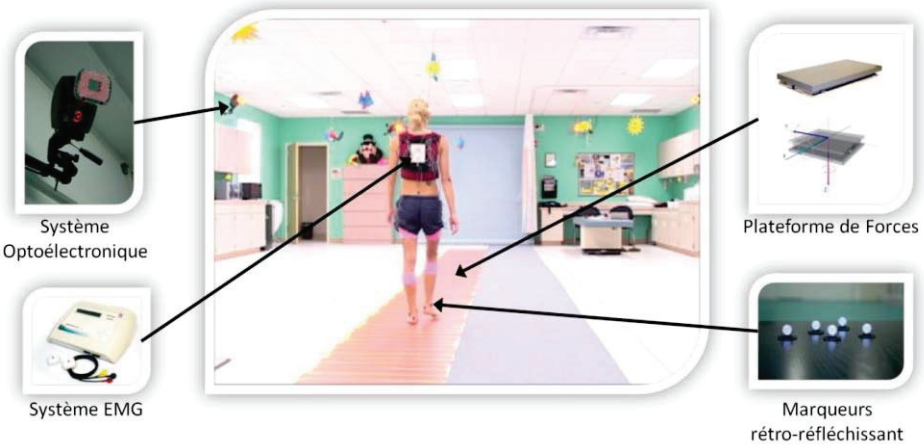

Figure 20 : Exemple de système d'analyse quantifiée du mouvement

Au delà de tous ces matériels, un ATM semble se détacher tout particulièrement. En effet, celui-ci se base sur l'utilisation de plusieurs systèmes de manière synchrone permettant d'extraire un grand nombre de paramètres biomécaniques simultanément. Le paragraphe suivant s'intéresse donc à l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM).

2.2 L'Analyse Quantifiée de la Marche

L'AQM est un examen à part entière, qui a été introduit dans la classification commune des actes médicaux (CCAM) sous le code NKQP003 et associé à l'intitulé « analyse tridimensionnelle de la marche sur plateforme de forces » (Lucet et al., 2010). L'AQM est un examen complémentaire qui, comme la radiographie, le scanner ou l'IRM, prolonge le regard du thérapeute mais présente l'avantage d'évaluer le patient de manière quantifiée, en charge et en dynamique. Il n'a pas vocation à se substituer aux examens classiques (cliniques et instrumentaux) mais, pour certaines pathologies locomotrices, se pose en test complémentaire tout aussi indispensable. L'AQM a pour objectif d'apporter une réponse objective et quantifiée à un questionnement clinique. Pour cela, l'AQM fait appel à la démarche de l'analyse biomécanique du mouvement humain. Cette démarche vise à décrire de manière quantitative les forces externes et internes mises en jeu pendant la marche ainsi que les mouvements qui y sont associés (Delacroix, 2014).

2.2.1 Dispositif de l'AQM

Les mouvements des patients sont collectés par un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement (Figure 21) composé de caméras numériques infrarouges. Celui-ci enregistre le déplacement de mires réfléchissantes collées sur la peau. Des plateformes de forces déterminent les efforts qu'exerce le patient sur le sol et un système d'électromyographie enregistre l'activité musculaire. L'ensemble des données sont obtenues de manière synchrone grâce aux logiciels d'acquisition. Ce matériel est généralement installé dans un local spacieux, disposant d'une piste de marche assez longue. Durant l'examen, le patient marche à sa vitesse spontanée et plusieurs répétitions de cycles de marche sont enregistrées afin d'être analysées. En fonction du questionnement clinique, différentes conditions de marche peuvent être testées.

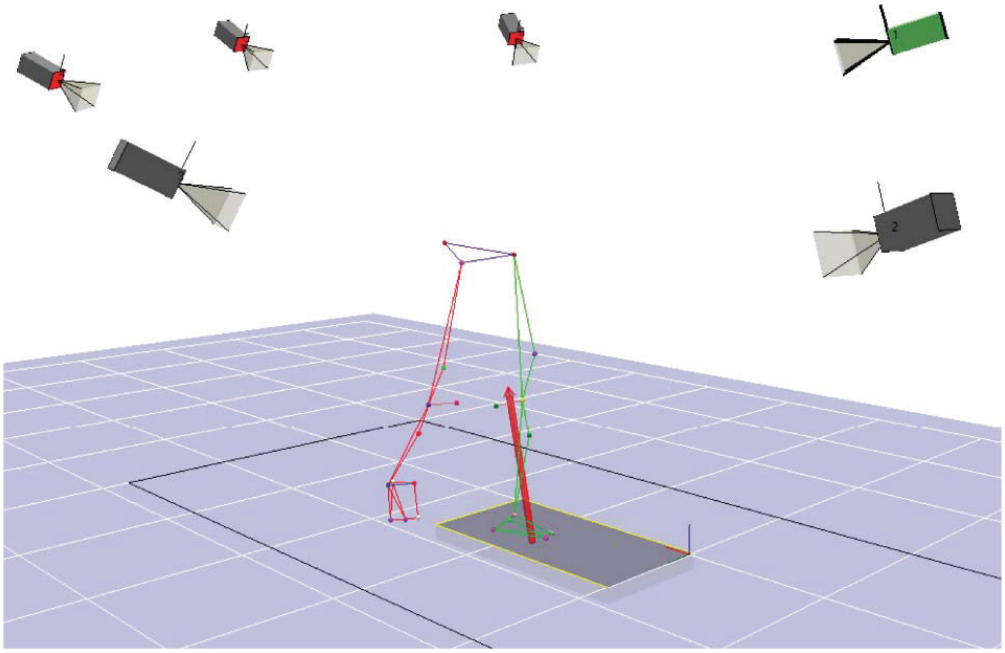

Figure 21 : Dispositif de l'AQM

2.2.2 La modélisation biomécanique

Pour modéliser les segments corporels en trois dimensions, une série de marqueurs cutanés est nécessaire (« Marker-Set »). Celle-ci référencie les positions anatomiques à utiliser pour modéliser chaque segment comme un solide indéformable. Ainsi, à partir des coordonnées tridimensionnelles des mires reconstruites par le système d'analyse du mouvement dans un repère laboratoire, et selon les recommandations de l'« International Society of Biomechanics (ISB) », les trois axes orthogonaux des systèmes de coordonnées segmentaires sont déterminés (Wu et al., 2002).

2.2.2.1 Le membre inférieur

Généralement, les membres inférieurs sont modélisés en sept segments rigides (pieds, jambes, cuisses et bassin) grâce à une vingtaine de marqueurs. Cependant, le pied est alors considéré comme un seul et unique segment rigide.

2.2.2.2 Le pied

Depuis une vingtaine d'années, des modèles multi-segmentaires du pied sont apparus (Deschamps et al., 2011). Ceux-ci permettent de diviser le pied en plusieurs segments rigides afin d'analyser plus finement son mouvement. La segmentation est surtout antéropostérieure (arrière pied, médio pied et avant pied) et certains auteurs ajoutent une composante médio-latérale (partie médiale et latérale de l'avant pied). Ainsi, Carson (Carson et al., 2001) propose une segmentation du pied en trois segments, Leardini (Leardini et al., 2007a) divise le pied en quatre segments alors que MacWilliams (MacWilliams et al., 2003) définit huit segments pour le pied (Figure 22).

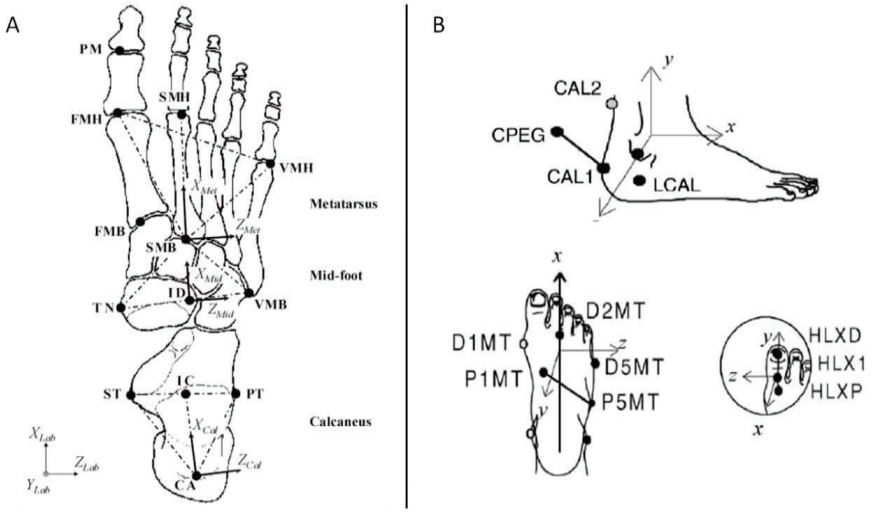

Figure 22 : Modèle du pied selon Leardini (A) et MacWilliams (B)

Le choix du modèle à utiliser pour l'AQM dépend du questionnement clinique et des éléments biomécaniques à mettre en évidence pour y répondre. De plus, certains modèles du pied sont trop compliqués pour être utilisés dans une routine clinique, surtout quand le port de chaussures est nécessaire.

2.2.3 Variables de l'AQM

L'AQM fournit un grand nombre d'informations. Une première approche consiste à calculer les paramètres spatiaux-temporaux. Ensuite, l'analyse cinématique permet de décrire les mouvements segmentaires et articulaires tridimensionnels durant le cycle de marche. L'orientation en trois dimensions de la force de réaction du sol sur le pied ainsi que la position de son point d'application renseignent sur les forces externes mises en jeu. L'analyse des moments nets, assimilés aux moments résultant de l'action de l'ensemble des muscles croisant chaque articulation, fournit des renseignements sur l'action des groupes musculaires sollicités lors de la marche. Enfin, l'électromyographie permet d'individualiser l'activité de chaque muscle.

2.2.3.1 Paramètres spatiotemporels

Afin de définir le mouvement dans sa globalité, des paramètres spatiaux comme la longueur du cycle de marche ainsi que la longueur et la largeur des pas sont calculés. La durée des différentes phases du cycle de marche représentent les paramètres temporels. Certains paramètres regroupent les deux types d'informations comme c'est le cas pour la vitesse ou la cadence de marche. Au-delà de l'interprétation des valeurs de ces paramètres, il est indispensable de s'intéresser à la symétrie entre les cycles de marche des deux membres inférieurs.

Le cycle de marche est communément défini par l'intervalle de temps entre deux contacts subséquents d'un même pied au sol (Figure 23). Deux phases sont alors distinguées : la phase d'appui et la phase d'oscillation (0 à 60% et 60 à 100% du cycle de marche, respectivement) (Viel, 2000). La phase d'appui se divise en trois phases. Une phase de double appui initial (0 à 10% du cycle de marche, phase de mise en charge), une phase de simple appui (10 à 50% du cycle de marche) et une phase de double appui terminal (50 à 60% du cycle de marche, phase pré-oscillante).

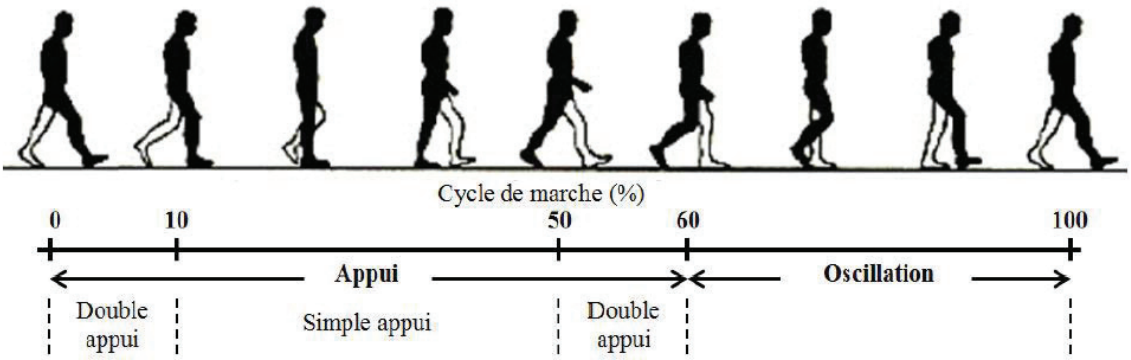

Figure 23 : Représentation du cycle de marche (Viel, 2000)

2.2.3.2 Cinématique

La cinématique permet de décrire l'évolution des angles formés entre deux systèmes d'axes tridimensionnels à chaque instant du cycle de marche. Ainsi, il est possible d'obtenir les mouvements tridimensionnels segmentaires et articulaires. La cinématique segmentaire décrit les angles entre un système de coordonnées segmentaire (i.e. un système de trois axes orthonormés lié à un segment corporel) et le système d'axes fixes du laboratoire alors que la cinématique articulaire correspond aux angles entre deux systèmes de coordonnées segmentaires adjacents reliés par une articulation.

Pour calculer ces mouvements et pouvoir comparer les résultats de différentes études, une méthode standardisée est utilisée selon les recommandations de l'« International Society of Biomechanics (ISB) » (Wu et al., 2002). L'orientation entre les deux repères est donnée par une matrice de rotation à partir de laquelle les angles segmentaires et articulaires sont extraits selon une séquence ordonnée (Figure 24).

De même, en fonction du modèle biomécanique du pied utilisé (cf 2.2.2.2), il est possible de définir le mouvement des articulations du pied en utilisant cette même procédure (Leardini et al., 2007a) (Figure 25).

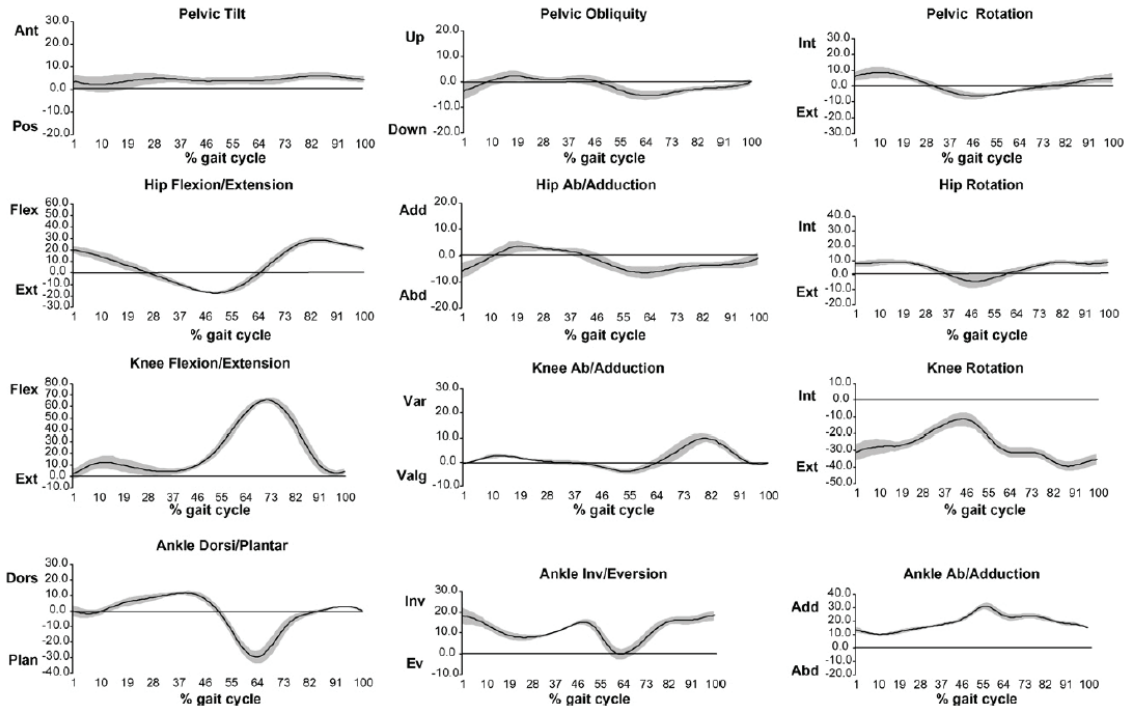

Figure 24 : Cinématique du membre inférieur au cours du cycle de marche (Leardini et al., 2007b)

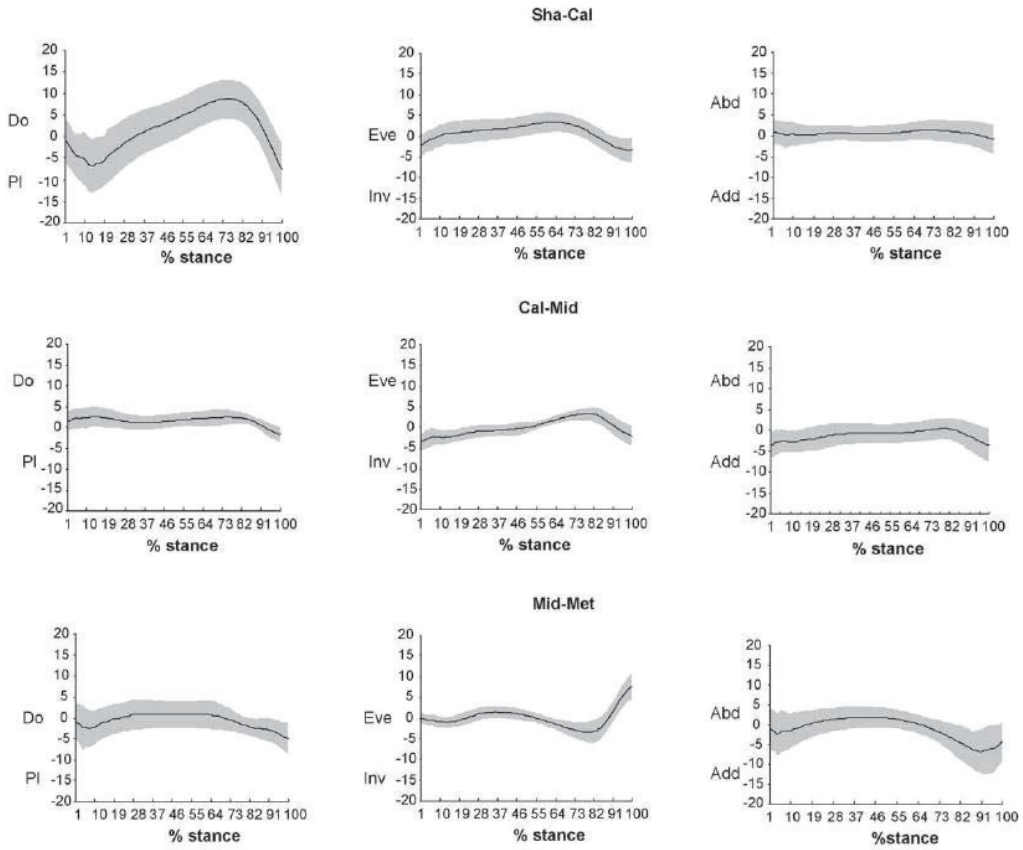

Figure 25 : Cinématique des articulations du pied (Leardini et al., 2007a)

2.2.3.3 Forces de réaction du sol sur le pied et centre de pression

Les forces de réaction du sol sur le pied sont obtenues directement à partir de la plateforme de forces (Hunt et al., 2001). Elles se décomposent en trois composantes (verticale, antéro-postérieure et médio-latérale, Figure 26) généralement normalisées par rapport au poids du patient et permettent de mettre en évidence les phases de freinage et propulsion. Le centre de pression plantaire est le point d'application de la résultante des forces de réaction du sol et correspond au barycentre des pressions exercées par le pied sur le sol (Jamshidi et al., 2010) (Figure 27).

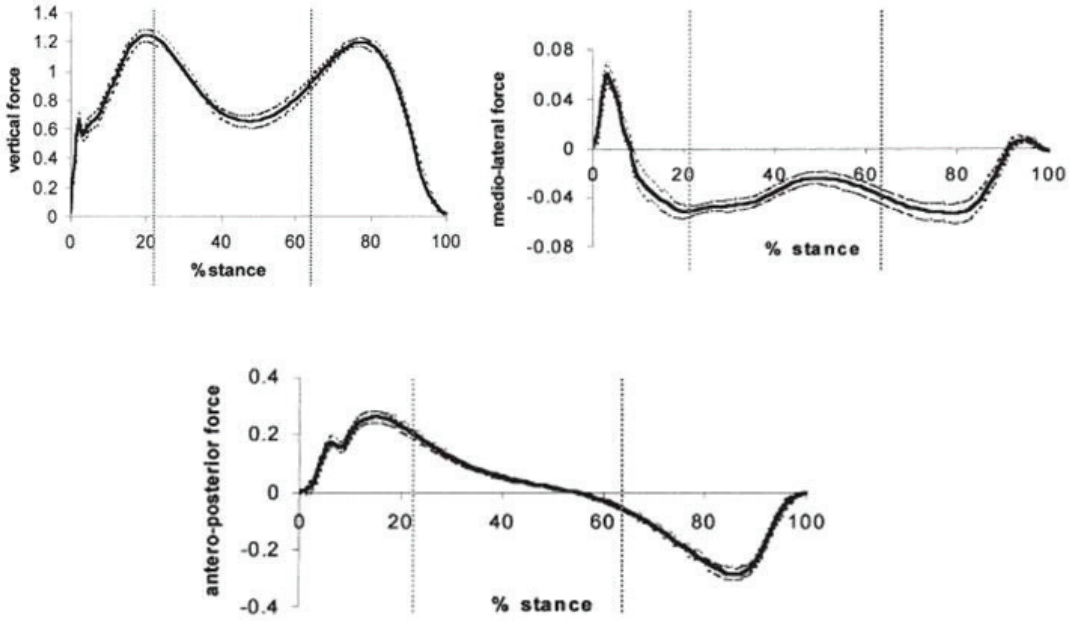

Figure 26 : Forces de réaction du sol sur le pied (Hunt et al., 2001)

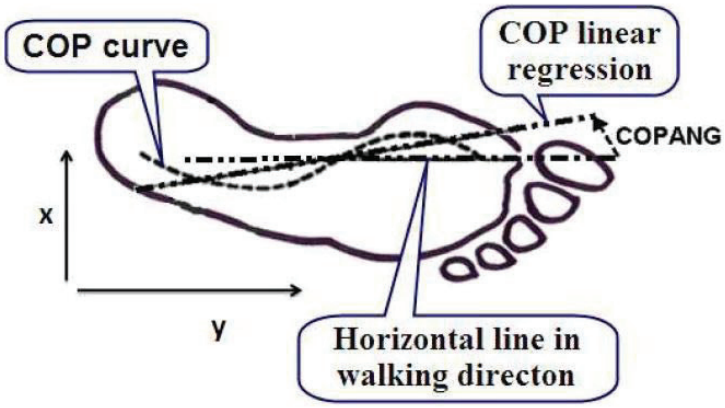

Figure 27 : Centre de pression plantaire (Jamshidi et al., 2010)

2.2.3.4 Moments articulaires

Les moments articulaires permettent d'apprécier le groupe musculaire principalement responsable du mouvement observé à une articulation en calculant la résultante des actions agonistes et antagonistes (Figure 28). Ce calcul du moment articulaire net est réalisé à partir de l'équilibre de l'ensemble des actions mécaniques exercées sur un segment suivant les équations de Newton-Euler. Il est réalisé à l'aide d'une méthode par dynamique inverse à partir de la cinématique, des forces de réaction du sol sur le pied et de l'estimation des paramètres inertiels des segments (Dumas et al., 2004).

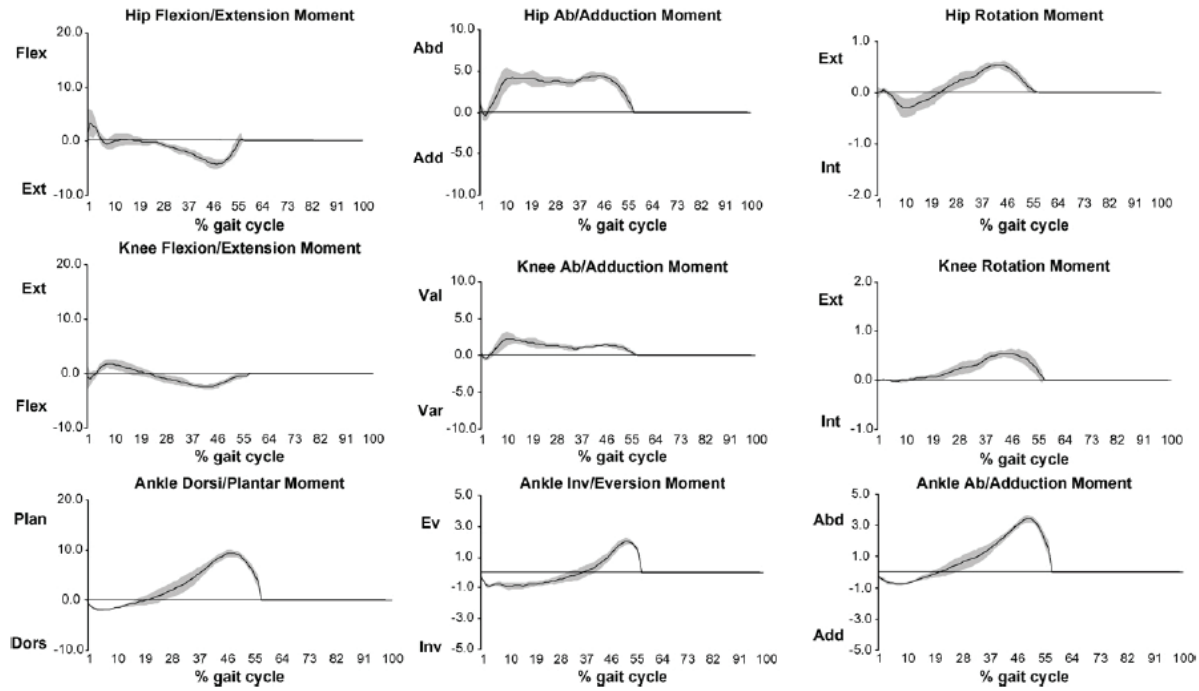

Figure 28 : Moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche (Leardini et al., 2007b)

2.2.3.5 Activité musculaire

Les données issues du système d'électromyographie permettent de mettre en évidence les phases d'activation des muscles considérés (Figure 29). En effet, après un traitement spécifique du signal EMG, il est possible de connaitre les instants de début et de fin d'activation d'un muscle et donc sa durée d'activation. De même, il est possible d'étudier l'intensité du signal EMG bien que celle-ci ne soit pas proportionnelle à la force du muscle. Cependant, cela donne une idée du niveau de contraction du muscle.

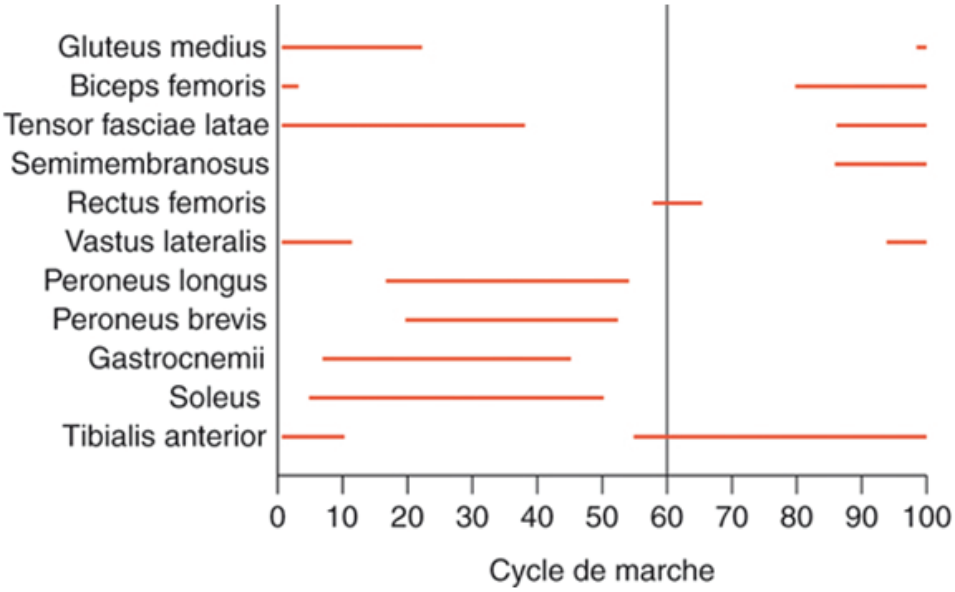

Figure 29 : Activité musculaire (instants et durée d'activation) du membre inférieur au cours du cycle de marche (Dedieu and Barthés, 2011)

Bien qu'il existe une multitude de systèmes d'analyse du mouvement et donc de données biomécaniques qui en découlent pour définir la marche, il n'est pas envisageable d'avoir recours à l'ensemble des matériels pour évaluer la déambulation d'un patient et les éventuels effets d'un traitement thérapeutique. La partie suivante décrit le protocole d'analyse de la marche choisi pour l'ensemble des études présentées dans ce manuscrit.

2.3 Protocole de mesure

Le protocole expérimental décrit brièvement les populations qui ont participé aux études présentées dans ce manuscrit. Le choix du dispositif expérimental puis des variables biomécaniques est expliqué. Le déroulement des mesures est ensuite exposé puis la méthodologie du calcul des données biomécaniques est détaillée. Les spécificités de chaque étude seront abordées dans le chapitre qui leur est consacré, respectivement.

2.3.1 Les patients

Chaque étude comprend un panel de patients spécifique qui sera décrit à chaque chapitre concerné. Globalement, un peu plus de 40 sujets ont participé à cette démarche de recherche. En effet, 28 patients ont pris part à la première étude concernant les effets instantanés du traitement par orthèse plantaire sur les paramètres biomécaniques de l'ensemble de l'appareil locomoteur. Dix sujets sains ont ensuite été recrutés pour la deuxième étude qui s'intéresse au développement d'une méthodologie rigoureuse de l'AQM pour le suivi longitudinal de patients. Enfin, deux patients présentant une pathologie différente du genou se sont portés volontaires pour mettre en avant les effets induits par une orthèse plantaire en instantané et à moyen ou long terme.

2.3.2 Choix du dispositif expérimental

L'Institut National de Podologie (INP) dispose d'un laboratoire d'analyse du mouvement. Celui-ci est équipé d'un système tridimensionnel d'analyse du mouvement, composé de six caméras numériques infrarouges (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) et d'une plateforme de forces (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA). Deux plateformes de pression complètent cet équipement tout comme le matériel d'analyse vidéo (2 cameras et un logiciel de traitement d'images). Ce matériel est installé dans un local disposant d'une piste de marche de 8 m de long, situé à proximité immédiate du centre de consultations cliniques en podologie de ce même institut. Ceci facilite ainsi la participation des patients à la réalisation d'études biomécaniques en lien avec la podologie.

La finalité de cette démarche de recherche est de comprendre les mécanismes de traitement des pathologies de l'appareil locomoteur grâce à l'utilisation d'orthèses plantaires. Ainsi, la baropodométrie, qui ne caractérise que le pied, n'a pas été retenue tout comme l'analyse vidéo, qui ne donne que des informations en 2D et ne permet pas d'avoir une vue précise et détaillée de l'appareil locomoteur. De plus, à défaut de disposer de système électromyographique, l'activité musculaire ne sera pas mesurée.

Ainsi, le choix du matériel pour les différentes études s'est porté sur celui disponible à l'INP et permettant la réalisation d'Analyse Quantifiée de la Marche, à savoir un système optoélectronique couplé à une plateforme de forces.

2.3.3 Choix des paramètres biomécaniques

Suite à la sélection du dispositif expérimental, l'ensemble des paramètres biomécaniques décrits précédemment n'ont pas pu être retenus. Cependant, le matériel choisi fournit des données concernant les paramètres spatio temporaux, la cinématique (segmentaire et articulaire du membre inférieur), le centre de pression, la force de réaction du sol et les moments nets articulaires.

2.3.4 Déroulement de l'AQM

Afin d'étudier en détail les mouvements du pied et leurs répercussions sur l'ensemble des membres inférieurs, 38 marqueurs rétro-réfléchissants sont apposés sur chaque sujet (Figure 30). Ceux-ci permettent de modéliser l'ensemble du membre inférieur selon les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002) en y ajoutant une définition plus précise du pied. Pour cette dernière, le modèle utilisé est inspiré de celui de Leardini (Leardini et al., 2007a) en réduisant le nombre de marqueurs et donc de segments modélisés par rapport au modèle proposé. Ce dernier a été choisi pour deux raisons principales. Premièrement, il permet une segmentation du pied en 3 parties (avant-pied, medio-pied et arrière pied) ce qui correspond à la « philosophie » de traitement et de conception des orthèses plantaires qui est pratiquée par l'INP. Deuxièmement, ce modèle permet de conserver une relative faisabilité clinique surtout avec l'utilisation de chaussures nécessaires dans les études portant sur les orthèses plantaires. Il faut tout de même noter que, pour la première étude, le modèle détaillé du pied n'a pas été utilisé et le pied a, dans ce cas, été considéré comme un seul élément.

Lorsque le patient est équipé, celui-ci marche à vitesse spontanée et cinq cycles de marche validés sont enregistrés, pour chaque condition expérimentale. Un cycle de marche est validé lorsqu'un seul pied entre en contact avec la plateforme de forces.

Figure 30 : Positions des marqueurs sur les sujets

2.3.5 Calculs des paramètres biomécaniques

Un programme développé sous Matlab permet le calcul de divers paramètres biomécaniques. Dans un premier temps, les trajectoires des marqueurs cutanés, obtenues dans le système de coordonnées global (ICS) (Wu et al., 2002; Wu and Cavanagh, 1995), sont filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas de Butterworth de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz.

2.3.5.1 Paramètres spatiotemporels

Dans un premier temps, les événements de la marche (contact des talons et levé des orteils) sont déterminés par le logiciel Orthotrak. Celui-ci utilise la trajectoire des marqueurs pour définir les événements qui sont ensuite ajustés à partir de la force verticale de réaction du sol (seuil de 30 Newton). La durée du cycle de marche est définie par le temps écoulé entre deux contacts successifs du talon au sol. La longueur du cycle de marche correspond à la distance parcourue par le marqueur positionné sur la face postérieure du calcaneus durant un cycle. La vitesse de marche est calculée en divisant la distance parcourue par le marqueur positionné sur le sacrum par la durée du cycle.

2.3.5.2 Systèmes de coordonnées segmentaires

Différents systèmes de coordonnées segmentaires (Figure 31) doivent être définis afin de pouvoir accéder à la cinématique segmentaire et articulaire. L'ensemble de ces définitions détaillées figurent en annexe.

Globalement, à partir des trajectoires des marqueurs cutanés obtenues dans le système de coordonnée global (ICS), les trois axes orthogonaux du système de coordonnées de référence de l'environnement de marche (SCS_{Lab}) sont déterminés en fonction de l'axe de la marche et de la position de marqueurs cutanés. De plus, les systèmes de coordonnées des segments du membre inférieur (SCS_{Pied}, SCS_{Jambe}, SCS_{Cuisse}, SCS_{Bassin}) et ceux du pied (SCS_{Ar_pied}, SCS_{Med_pied}, SCS_{Avt_pied}) sont définis dans le repère global (ICS) à partir des coordonnées de marqueurs cutanés. La position et l'orientation des segments sont établies selon les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002) pour le membre inférieur sauf pour le pied où la définition des segments est inspirée de celle de Leardini (Leardini et al., 2007a).

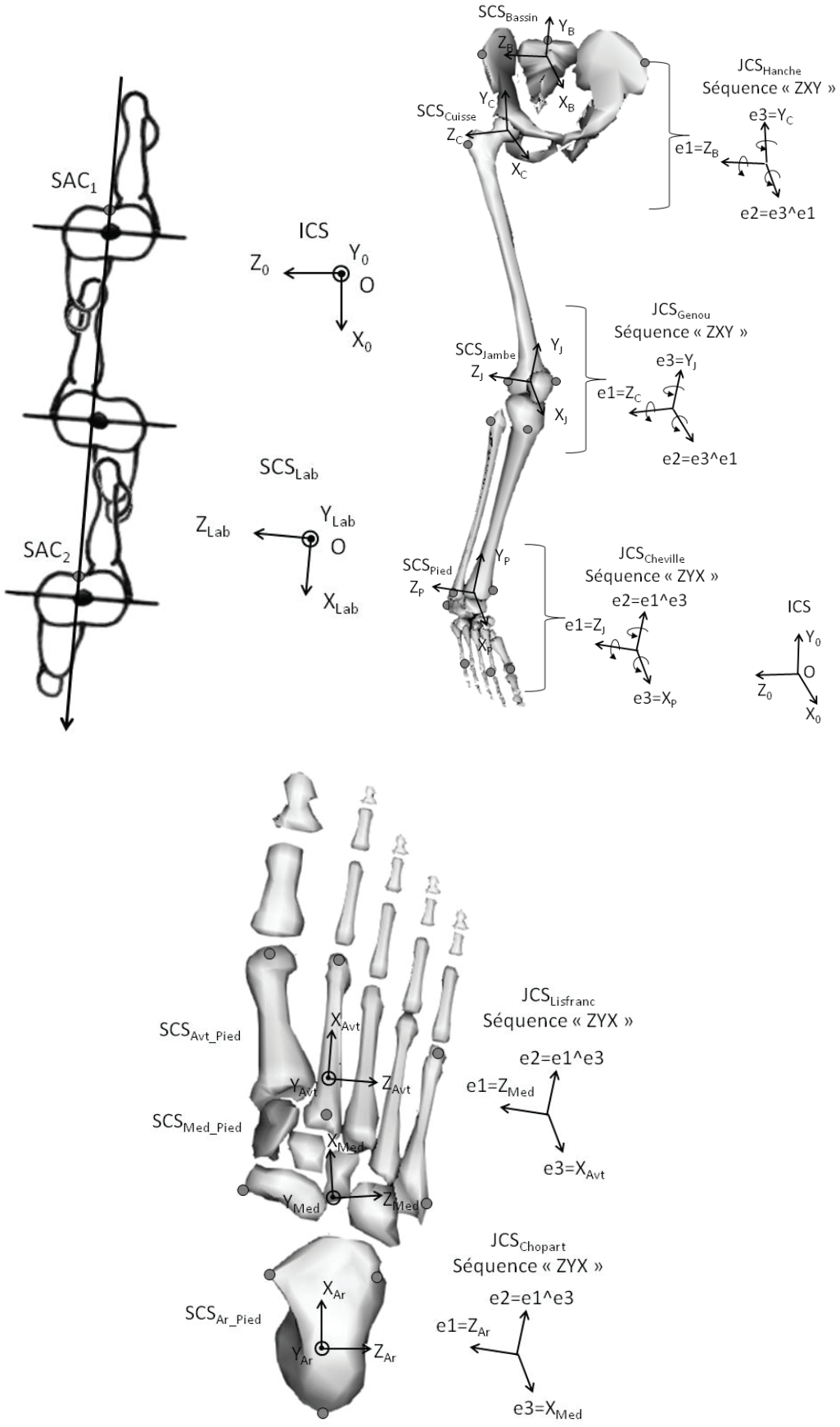

Figure 31 : Systèmes de coordonnées segmentaires et articulaires

2.3.5.3 Cinématique segmentaire

Afin d'étudier le mouvement du pied et du bassin par rapport à l'environnement de marche, la cinématique segmentaire est déterminée en utilisant une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles. Pour le pied, une séquence mobile de rotation ZYX est utilisée alors que pour le bassin, la séquence ZXY est employée. Le choix de ces séquences a été fait pour rester cohérent avec celles choisies pour la cinématique articulaire.

2.3.5.4 Cinématique articulaire

Pour le membre inférieur, les systèmes de coordonnées articulaires (Figure 31) de la cheville ($JCS_{Cheville}$), du genou (JCS_{Genou}) et de la hanche (JCS_{Hanche}) sont définis à partir d'une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles permettant d'obtenir la cinématique grâce aux angles d'Euler (Dumas et al., 2012; Wu et al., 2002).

Pour toutes les articulations du membre inférieur hormis la cheville, une séquence mobile de rotation ZXY est utilisée comme le préconise l'ISB (Wu et al., 2002). Celle-ci décrit alors les mouvements de flexion/extension autour de l'axe Z du repère segmentaire proximal, de rotation interne/externe autour de l'axe Y du repère segmentaire distal et d'abduction/adduction autour de l'axe flottant perpendiculaire aux axes Z et Y. Pour la cheville, la séquence ZYX a été choisie comme le recommandent certains auteurs (Carson et al., 2001; Dumas et al., 2012) afin de privilégier une meilleure définition du mouvement selon l'axe longitudinal du pied (X_P). Celle-ci décrit alors les mouvements de flexion/extension autour de l'axe Z du repère segmentaire proximal, de pronation/supination autour de l'axe X du repère segmentaire distal et de rotation interne/externe autour de l'axe flottant perpendiculaire aux axes Z et X.

Pour le pied, les systèmes de coordonnées des articulations de Chopart ($JCS_{Chopart}$) et de Lisfranc ($JCS_{Lisfranc}$) (Figure 31) sont définis à partir d'une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles. Comme pour la cheville, leur cinématique est obtenue à partir des angles d'Euler en utilisant une séquence de rotation ZYX (Carson et al., 2001; Dumas et al., 2012).

2.3.5.5 Centre de pression et forces de réaction du sol sur le pied

Les déplacements du centre de pression plantaire (CP) et les forces de réaction du sol sur le pied (GRF) sont obtenus directement à partir de la plateforme de forces. Les déplacements du CP sont déterminés selon un repère à deux dimensions en fonction de l'axe du pied (annexe). Ils sont ensuite normalisés par rapport à la longueur du pied et à la largeur de l'avant-pied et exprimés en pourcentage (%). La GRF est projetée dans le repère SCS_{Lab} et est exprimée en fonction de la masse du patient (N/kg).

2.3.5.6 Moments articulaires

Les paramètres inertiels des segments sont estimés à partir d'équations de régression (Dumas et al., 2007a). Les moments articulaires sont alors calculés dans le repère global (ICS) par dynamique inverse à l'aide des matrices homogènes (Dumas et al., 2007b; Dumas and Chèze, 2007) puis projetés dans le système de coordonnées articulaires correspondant (Desroches et al., 2010; Dumas and Chèze, 2007). Ils sont exprimés en fonction de la masse du patient (N.m/kg).

2.3.6 Précision du système de mesure

Avant de réaliser toute mesure avec un système tridimensionnel d'analyse du mouvement, une configuration et une calibration de celui-ci est nécessaire. La configuration du système permet de régler le volume de mesure, le placement des caméras ou encore la luminosité de ces dernières. Après cela, une calibration manuelle statique puis dynamique doit être réalisée. La précision du système est donc variable et doit être évaluée. Pour la définir, la baguette de calibration (Figure 32) est déplacée aléatoirement pendant 5 secondes dans le volume de capture. Celle-ci est munie de 3 marqueurs alignés (A, B et C). Pour évaluer la précision du système de mesure, la distance entre les marqueurs A et B (théoriquement 500.0 mm) et l'angle formé par les vecteurs BA et BC (théoriquement 0.0°) sont calculés.

Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 4. Les erreurs maximales constatées sont de 1.9mm et de 1.1°. La précision moyenne du système est supérieure au millimètre (0.4mm) et au degré (0.2°). Cette précision instrumentale est satisfaisante et les erreurs dues au système minimes au regard des erreurs expérimentales telles que le mouvement parasite des masses molles ou le mauvais positionnement des points anatomiques (Della Croce et al., 2005; Leardini et al., 2005).

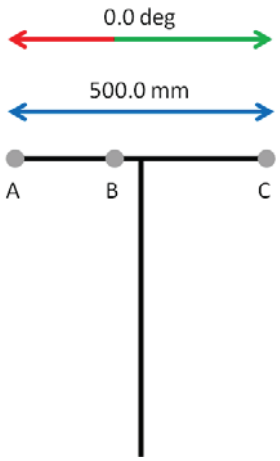

Figure 32 : Baguette de calibration

	Distance (mm)	*Angle (deg.)*
Valeurs Moyennes	*500.0*	*0.3*
Ecarts-Types	*0.4*	*0.2*
Valeurs Maximales	*501.5*	*1.1*
Valeurs Minimales	*498.1*	*0.0*
Erreurs Moyennes	*0.0*	*0.3*
Erreurs Maximales	*1.9*	*1.1*

Tableau 4 : *Précision du système de mesure*

2.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté les différents systèmes d'analyse du mouvement avant de décrire l'analyse quantifiée de la marche. Pour celle-ci, le matériel utilisé ainsi que les paramètres biomécaniques ont été exposés en vue de sélectionner ceux qui seront utilisés dans ce manuscrit pour caractériser la marche. Le protocole de mesure a alors été détaillé en présentant la population des différentes études de ce manuscrit, le choix du dispositif et des paramètres biomécaniques, le déroulement de la mesure et le principe de calcul des différentes variables biomécaniques. Enfin, la précision du système de mesure a été évaluée et considérée comme satisfaisante, les erreurs dues au système étant négligeables par rapport aux erreurs expérimentales.

Les différentes études de ce manuscrit utilisent donc la présente méthode. Cependant, la variabilité des mesures de l'AQM pourrait être un frein à une analyse rigoureuse. Ainsi, le chapitre suivant visera donc à évaluer la variabilité des mesures de l'AQM et, si nécessaire, à adapter et valider un protocole de mesure adéquat pour assurer un suivi de patients de qualité.

Chapitre 3 : Variabilité de l'AQM

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer la variabilité des mesures de l'AQM et, si nécessaire, d'adapter et valider un protocole de mesure adéquat pour assurer un suivi rigoureux des patients.

3.1 Bilan bibliographique

L'une des questions clés de la fiabilité des données de l'AQM est de savoir si les mesures sont suffisamment fiables pour la prise de décision clinique ou l'évaluation d'une thérapeutique. La variabilité des mesures peut provenir de différentes sources, qu'elles soient intrinsèques ou extrinsèques. La variabilité intrinsèque est celle qui apparait naturellement dans la marche. Elle ne peut pas être réduite et peut servir de référence comparative. La variabilité extrinsèque est, quant à elle, liée aux variations expérimentales comme les erreurs du système de mesure, de placement des marqueurs ou dans les mesures anthropométriques (Schwartz et al., 2004).

Au travers des différentes études portant sur la reproductibilité des données de l'AQM, trois types de variabilité ont été identifiés : la variabilité inter-essais, inter-sessions et inter-examinateurs. La variabilité inter-essais correspond aux fluctuations apparaissant naturellement entre les différents essais de marche d'un même sujet. Il s'agit de la variabilité intrinsèque. La variabilité inter-sessions concerne les variations des données issues de l'analyse de la marche d'un même sujet entre deux sessions différentes alors que la variabilité inter-examinateurs correspond aux différences de mesures suite à l'évaluation d'un même sujet par différents examinateurs. Il s'agit, pour ces deux dernières, de variabilité extrinsèque.

Pour évaluer ces différentes variabilités, des indices tels que le coefficient de corrélation multiple (CMC) et le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) sont couramment utilisés (Kadaba et al., 1989; Yavuzer et al., 2008). Ces deux indices permettent d'étudier le degré d'association entre au moins deux variables (nominale et/ou quantitative). Ces coefficients donnent des valeurs variant entre 0 et 1, la variabilité étant faible pour des valeurs proches de 1. Cependant, l'expression de la variabilité des données en tant que coefficient est difficile à interpréter directement d'un point de vue clinique. Pour être plus utile, la variabilité doit être exprimée d'une manière qui peut être directement liée à la mesure, c'est-à-dire dans les mêmes unités (Keating and Matyas, 1998; Leardini et al., 2007b; McGinley et al., 2009). Ainsi, certains auteurs recommandent d'évaluer la variabilité en

utilisant les mesures d'écart-type (SD) ou d'erreur standard de mesure (SEM) (McGinley et al., 2009; Schwartz et al., 2004). La SD est la racine carrée de la variance, alors que la SEM correspond à la division de la SD par la racine carrée du nombre d'observations.

Les études de ces dernières années concernant la reproductibilité cinématique de la marche de sujets sains adultes montrent que la variabilité inter-examinateurs est plus importante que la variabilité inter-sessions, elle-même supérieure à la variabilité inter-essais (Charlton et al., 2004; Eve et al., 2006; Gorton et al., 2009; Growney et al., 1997; McGinley et al., 2009; Schwartz et al., 2004). En effet, la variabilité moyenne inter-essais varie de 0.4 à 5.2 degrés, la variabilité inter-sessions va de 0.7 à 6.8 degrés alors que la variabilité inter-examinateurs est comprise entre 1 et 9.7 degrés. De manière générale, la variabilité la plus importante concerne le plan horizontal (rotation de hanche, genou et cheville) alors que les mouvements du bassin dans les plans frontal et sagittal ainsi que l'abduction de hanche sont les moins variables. La principale source d'erreurs est le placement des capteurs sur le sujet et donc pour les différents examinateurs ou sessions, la capacité à placer ceux-ci toujours au même endroit (Gorton et al., 2009; McGinley et al., 2009).

Les recherches (Caravaggi et al., 2011) sur la variabilité des données cinématiques du pied (articulations de Chopart et de Lisfranc) à partir de la modélisation choisie dans ce manuscrit (Leardini et al., 2007a) montrent, là encore, que la variabilité inter-examinateurs est plus importante que la variabilité inter-sessions, elle-même supérieure à la variabilité inter-essais. Ainsi, la variabilité inter-essais est proche de 1 degré (de 0.9 à 1.3 degrés), la variabilité inter-sessions varie de 3.4 à 7.8 degrés et la variabilité inter-examinateurs est comprise entre 4.1 et 11.5 degrés. De manière générale, la cinématique de l'articulation de Chopart est plus variable que celle de Lisfranc. Une nouvelle fois, le placement des marqueurs est la source principale des erreurs et ce d'autant plus que pour le pied les marqueurs sont proches les uns des autres. Ainsi, une faible erreur de placement se répercute davantage sur la direction des axes des repères segmentaires et peut engendrer une erreur cinématique importante (Caravaggi et al., 2011).

En ce qui concerne la reproductibilité des moments articulaires chez les sujets sains adultes, certains auteurs (Charlton et al., 2004) montrent, pour chaque articulation du membre inférieur, que la variabilité inter-essais ou inter-sessions est plus importante pour les moments du plan sagittal (en flexion/extension) que pour le plan frontal puis horizontal. Cependant, d'autres chercheurs (Kadaba et al., 1989) présentent des conclusions opposées, avec le moment du plan sagittal moins variable par rapport à ceux des plans frontal et horizontal.

Afin d'assurer un suivi rigoureux des patients à court, moyen ou long terme, il est, au vu de la littérature, indispensable de prêter attention à la variabilité des données AQM (notamment inter-sessions). En effet, le but ultime de ce travail de recherche est d'évaluer les effets thérapeutiques liés au port d'orthèses plantaires à plus ou moins long terme. Dans la première étude de ce manuscrit (cf. Chapitre 4 : Effets d'une orthèse plantaire), les corrections cinématiques obtenues instantanément par le port d'une orthèse plantaire sont au maximum de 6.1 degrés. Ainsi, comme la variabilité cinématique inter-sessions est de 6.8 degrés au maximum, il est indispensable d'utiliser une méthodologie spécifique pour assurer un suivi objectif des patients au travers des différentes sessions.

Ainsi, l'étude proposée dans ce chapitre vise à évaluer les variabilités inter-essais et inter-sessions selon notre protocole d'AQM. Il s'agit d'étudier la variabilité des données cinématiques et des moments articulaires et d'évaluer l'influence de l'utilisation ou non d'une méthode spécifique de suivi de patient sur cette variabilité.

3.2 Matériel et méthode

3.2.1 Sujets

Afin d'étudier la variabilité des mesures AQM selon notre protocole d'étude, dix sujets sains ne présentant aucun problème musculo-squelettique ni neurologique connu ont été sélectionnés. Il s'agit de cinq hommes et cinq femmes dont la moyenne d'âge, de taille et de masse sont respectivement de 23.9 ± 4.5 ans, 1.8 ± 0.1 m et 68.9 ± 14.9 Kg.

3.2.2 Dispositif et protocole

Le dispositif et le protocole d'analyse de la marche sont ceux présentés dans le chapitre 2 (cf. 2.3 - Protocole de mesure). Afin d'étudier la variabilité inter-essais et inter-sessions des données biomécaniques de la marche, un évaluateur réalise une AQM au cours de deux sessions chez les dix sujets sains.

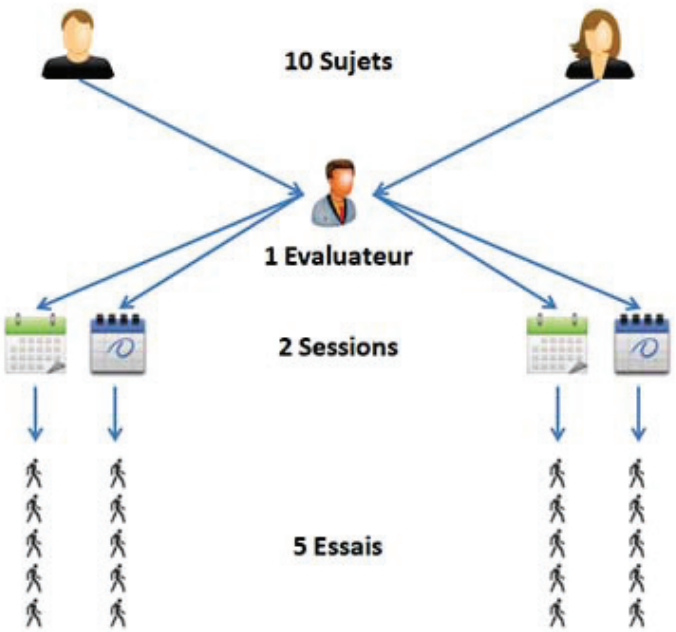

Figure 33 : Protocole expérimental pour l'étude de la variabilité des données biomécaniques.

Ainsi, pour cette étude, pour chaque sujet, deux analyses quantifiées de la marche sont réalisées et espacées l'une de l'autre d'une à deux semaines. Lors de la première session, le sujet marche pieds nus à vitesse spontanée. Lors de la seconde session, le sujet marche de nouveau pieds nus en maintenant la même vitesse de marche que lors de la première session (contrôle par l'évaluateur grâce au logiciel d'analyse de marche). Lors de chaque session, une position statique imposée ainsi que 5 cycles de marche validés (pied droit en contact avec la plateforme de forces) sont enregistrés.

De plus, afin d'étudier la variabilité de la position statique imposée, 3 enregistrements de cette position sont effectués chez 3 sujets. Entre chaque enregistrement, le sujet déambule dans le laboratoire puis est replacé en position statique imposée. La variabilité inter-essais est calculée sur les données de la cinématique segmentaire (orientation des repères segmentaires) et de la cinématique articulaire (orientation relative entre deux repères segmentaires adjacents).

3.2.3 Position statique imposée

Une position statique imposée est utilisée afin de comparer la variabilité des données biomécaniques calculées en utilisant ou non une méthode de correction segmentaire à partir de cette position.

Pour celle-ci, le sujet est placé en position statique bipodale :

- Les pieds sont écartés selon la largeur de la plateforme de forces
- Les pieds sont alignés sur les bords latéraux de la plateforme de forces
    - Pour chaque pied, la ligne joignant les marqueurs de la face postérieure du calcanéum et du milieu de l'avant pied est située au dessus du bord latéral de la plateforme de forces
- Les talons sont alignés sur un axe médio-latéral
    - Position antéro-postérieure identique pour les marqueurs de la face postérieure des calcanéums
- Les genoux sont en extension
- Le bassin est aligné sur un axe médio-latéral
    - Position antéro-postérieure identique pour les marqueurs des épines iliaques antéro-supérieures

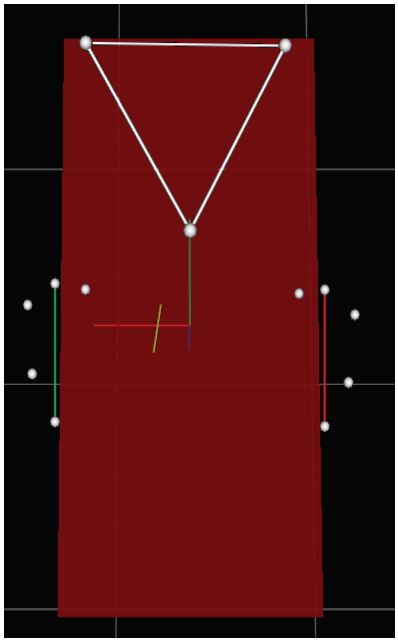

Figure 34 : Position statique imposée (vue de dessus des marqueurs).

3.2.4 Méthode de correction segmentaire

3.2.4.1 Session 1

Lors de la première session d'AQM, le patient est équipé des marqueurs puis il adopte la position statique imposée. Une séquence statique est enregistrée et, à partir de la position des marqueurs, les systèmes de coordonnées segmentaires sont définis (cf. Annexe). Pour un segment (méthode identique pour tous les segments), la matrice homogène du Système de Coordonnées Segmentaire lors de la position Statique de la Session 1 est notée :

$$\left[T_{SCS_S_S_1}\right]$$

Lors de la première session d'AQM, 5 passages de marche sont enregistrés. Pour chaque essai, à partir de la position des marqueurs, les systèmes de coordonnées segmentaires sont également définis par une matrice homogène notée :

$$\left[T_{SCS_D_S_1}\right]$$

La cinématique et les moments articulaires de la session 1 sont alors calculés pour chaque essai à partir de cette dernière matrice.

3.2.4.2 Session 2

Lors de la deuxième session d'AQM, le patient est de nouveau équipé des marqueurs (erreurs potentielles de positionnement par rapport à la première session) puis il adopte la position statique imposée. Une séquence statique est enregistrée et, à partir de la position des marqueurs, les systèmes de coordonnées segmentaires sont définis. La matrice homogène du Système de Coordonnées Segmentaire lors de la position Statique de la Session 2 est notée :

$$\left[T_{SCS_S_S_2}\right]$$

Lors de la deuxième session d'AQM, 5 passages de marche sont enregistrés et à partir de la position des marqueurs, les systèmes de coordonnées segmentaires sont également définis par une matrice homogène notée :

$$\left[T_{SCS_D_S_2}\right]$$

La cinématique et les moments articulaires de la session 2 (non corrigée) sont alors calculés à partir de cette dernière matrice.

3.2.4.3 Correction segmentaire

La matrice homogène de correction est définie entre les deux systèmes de coordonnées segmentaires statiques dans le but de recaler les axes du Système de Coordonnées Segmentaire de la session 2 sur ceux de la session 1 en utilisant l'équation suivante :

$$\left[T_{SCS_S_Cor}\right] = \left[T_{SCS_S_S_2}\right]^{-1} . \left[T_{SCS_S_S_1}\right]$$

Cette matrice homogène de correction est alors appliquée sur les données de marche de la session 2 :

$$\left[T_{SCS_D_Cor}\right] = \left[T_{SCS_D_S_2}\right] . \left[T_{SCS_S_Cor}\right]$$

La cinématique et les moments articulaires de la session 2 (corrigée) sont de nouveau calculés à partir de cette dernière matrice.

3.2.5 Calcul des variabilités

Pour étudier la variabilité inter-essais et inter-sessions et afin que celles-ci soient directement utilisables d'un point de vue clinique, le calcul de l'écart-type a été choisi comme le recommandent certains auteurs (Charlton et al., 2004; Gorton et al., 2009; McGinley et al., 2009).

Pour le calcul des différentes variabilités d'une donnée biomécanique $\emptyset$ (ex : pronation / supination du pied), P est le nombre de patients, p est un patient, S est le nombre de sessions, s est une session, E est le nombre d'essais et e est un essai.

3.2.5.1 Variabilité Inter-Essais

La variabilité Inter-Essais (IE) correspond à la moyenne, pour tous les patients et toutes les sessions, de l'écart-type entre les 5 essais de marche.

$$IE = \frac{1}{PS}\sum_{p=1}^{P}\sum_{s=1}^{S}\sqrt{\frac{1}{E}\sum_{1}^{E}\left(\emptyset_{p_{s_e}} - \overline{\emptyset}_{p_s}\right)^2}$$

Avec $\overline{\emptyset}_{p_s} = \frac{1}{E}\sum_{e=1}^{E}\emptyset_{p_{s_e}}$

3.2.5.2 Variabilité Inter- Sessions

La variabilité Inter-Sessions (IS) correspond à la moyenne, pour tous les patients, de l'écart-type entre les 2 sessions de marche.

$$IS = \frac{1}{P}\sum_{p=1}^{P}\sqrt{\frac{1}{S}\sum_{1}^{S}\left(\overline{\emptyset}_{p_s} - \overline{\emptyset}_{p}\right)^2}$$

Avec $\overline{\emptyset}_{p} = \frac{1}{S}\sum_{s=1}^{S}\overline{\emptyset}_{p_s}$

Les équations sont appliquées à chaque instant du cycle de marche puis les données obtenues sont moyennées sur l'ensemble du cycle. De plus, ces calculs sont effectués sans et avec l'utilisation de la méthode de correction segmentaire proposée (Figure 35).

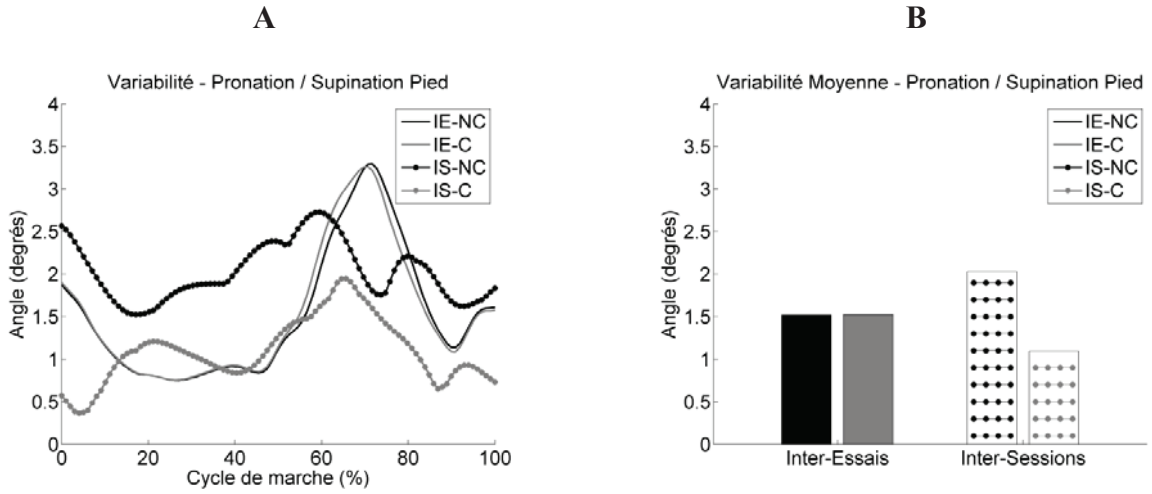

Figure 35 : Exemple de variabilité Inter-Essais (IE) et Inter-Sessions (IS), Sans (NC) et Avec utilisation de la correction segmentaire (C), à chaque instant du cycle de marche (A) puis en moyenne sur l'ensemble du cycle (B).

3.3 Résultats

Dans un premier temps, les résultats présentent la variabilité inter-essais (IE) de la position statique de référence utilisée dans cette étude.

Dans un second temps, les résultats montrent la variabilité inter-essais (IE) et inter-sessions (IS) des données cinématiques et des moments articulaires de l'ensemble du membre inférieur au cours du cycle de marche. De plus, ces variabilités sont comparées sans (NC) et avec (C) l'utilisation de la méthode de correction segmentaire proposée. Tout comme dans le chapitre précédant, toutes les modifications d'une valeur inférieures à 1 degré (erreur maximale) ne seront pas considérées.

3.3.1 Variabilité de la position statique de référence

L'étude de la variabilité inter-essais de la position statique de référence montre que toutes les données de la cinématique segmentaire (orientation des repères segmentaires) du bassin, de la cuisse, de la jambe et du pied ont une variabilité inférieure à 1 degré sauf pour l'orientation du bassin dans le plan sagittal qui atteint 1.2 degrés. De même, la variabilité des données de la cinématique articulaire (orientation entre deux repères segmentaires adjacents) de la hanche, du genou et de la cheville est également inférieure à 1 degré sauf pour la rotation interne / externe du genou qui est de 1.1 degré.

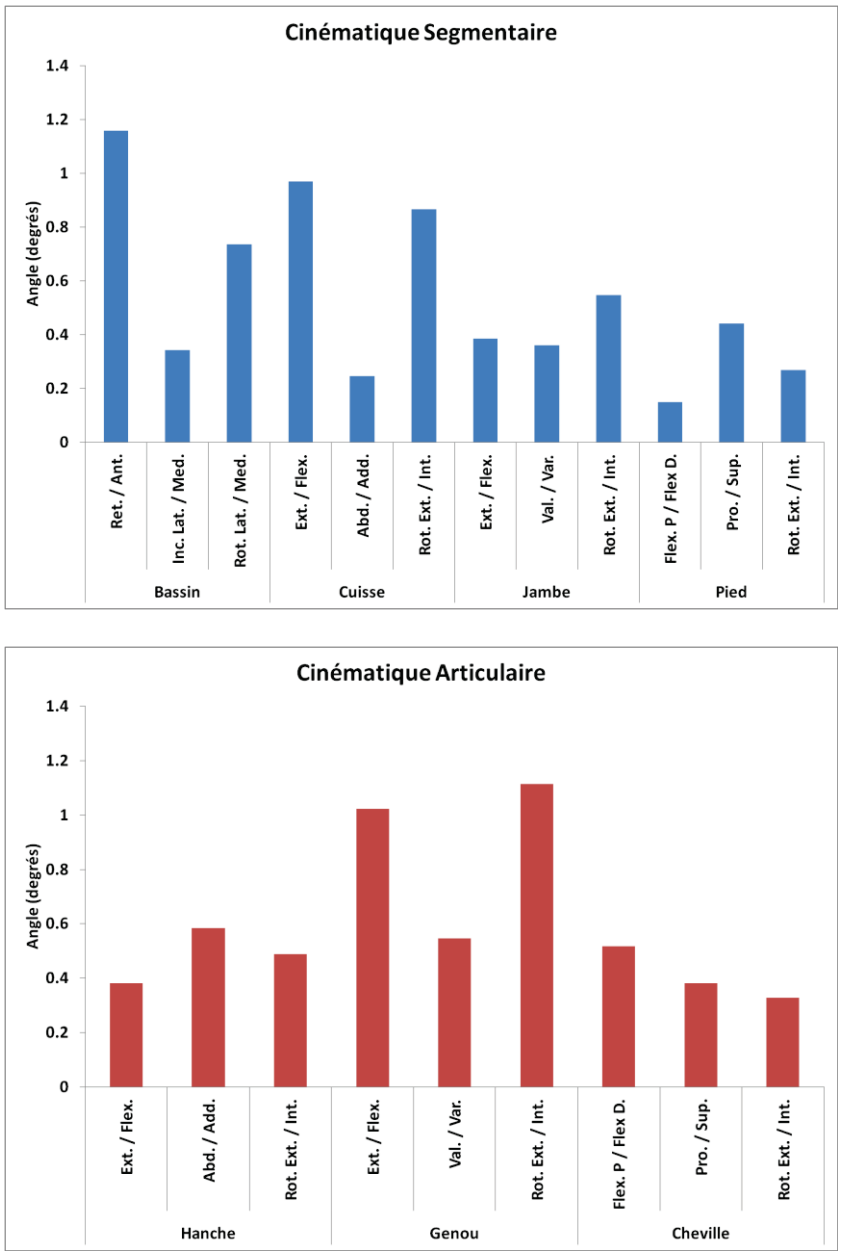

Figure 36 : Variabilité de la cinématique segmentaire et articulaire de la position de référence.

3.3.2 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence significative n'est observée, entre les deux sessions, pour la vitesse (p=0.936) et la longueur (p=0.775) du cycle de marche (Figure 53).

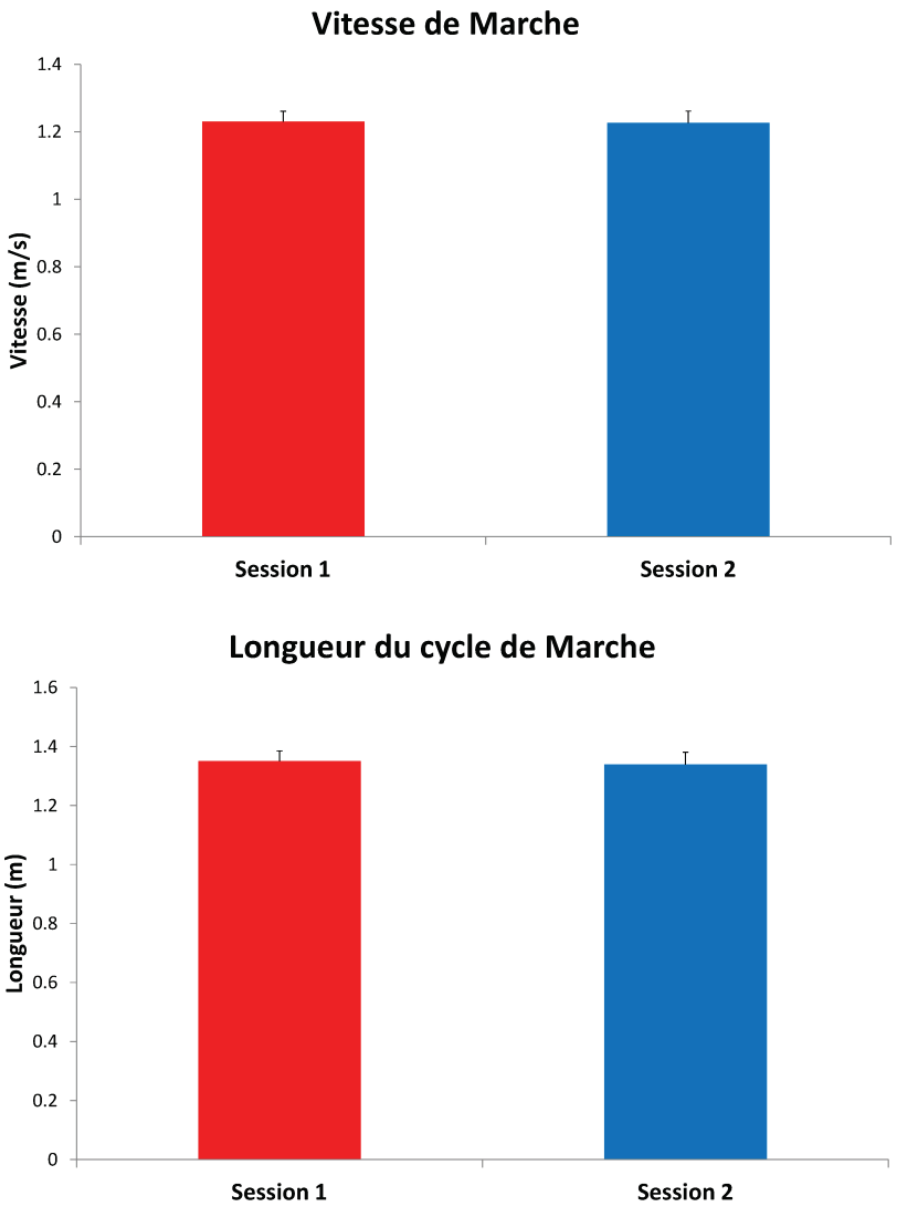

Figure 37 : Vitesse de marche et longueur du cycle de marche (moyenne ± écart-type). La Session 1 est représentée en rouge alors que la Session 2 est représentée en bleu.

3.3.3 Variabilité de la cinématique

Les résultats cinématiques présentent successivement la variabilité des données cinématiques du pied, de la cheville, du genou, de la hanche et du bassin.

3.3.3.1 Cinématique du pied

La variabilité inter-essais (IE-NC) de la pronation / supination du pied (Figure 38, Tableau 5) est en moyenne de 1.5 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 2.1 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 1.1 degrés. La variabilité inter-essais (IE-NC) de l'abduction / adduction du pied (Figure 38, Tableau 5) est en moyenne de 2.1 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.0 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées.

3.3.3.2 Cinématique de la cheville

La variabilité inter-essais (IE-NC) de la flexion plantaire / dorsale de la cheville (Figure 39, Tableau 5) est en moyenne de 1.6 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.2 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) de la pronation / supination de la cheville (Figure 39, Tableau 5) est en moyenne de 1.2 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 4.8 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 1.0 degrés. La variabilité inter-essais (IE-NC) de la rotation externe / interne de la cheville (Figure 39, Tableau 5) est en moyenne de 0.9 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 2.9 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 1.2 degrés.

3.3.3.3 Cinématique du genou

La variabilité inter-essais (IE-NC) de l'extension / flexion du genou (Figure 40, Tableau 5) est en moyenne de 2.3 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.9 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) du valgum / varum du genou (Figure 40, Tableau 5) est en moyenne de 0.4 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.6 degrés.

En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 0.6 degrés. La variabilité inter-essais (IE-NC) de la rotation externe / interne du genou (Figure 40, Tableau 5) est en moyenne de 1.3 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 3.5 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 1.4 degrés.

3.3.3.4 Cinématique de la hanche

La variabilité inter-essais (IE-NC) de l'extension / flexion de la hanche (Figure 41, Tableau 5) est en moyenne de 1.4 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.3 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. Les variabilités inter-essais (IE-NC) et inter-sessions (IS-NC) de l'abduction / adduction de la hanche (Figure 41, Tableau 5) sont en moyenne de 0.8 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) de la rotation externe / interne de la hanche (Figure 41, Tableau 5) est en moyenne de 1.8 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 2.5 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 1.4 degrés.

3.3.3.5 Cinématique du bassin

La variabilité inter-essais (IE-NC) de la rétroversion / antéversion du bassin (Figure 42, Tableau 5) est en moyenne de 1.0 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.3 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) de l'inclinaison latérale / médiale du bassin (Figure 42, Tableau 5) est en moyenne de 0.5 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.6 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) de la rotation latérale / médiale du bassin (Figure 42, Tableau 5) est en moyenne de 1.5 degrés alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 1.2 degrés. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées.

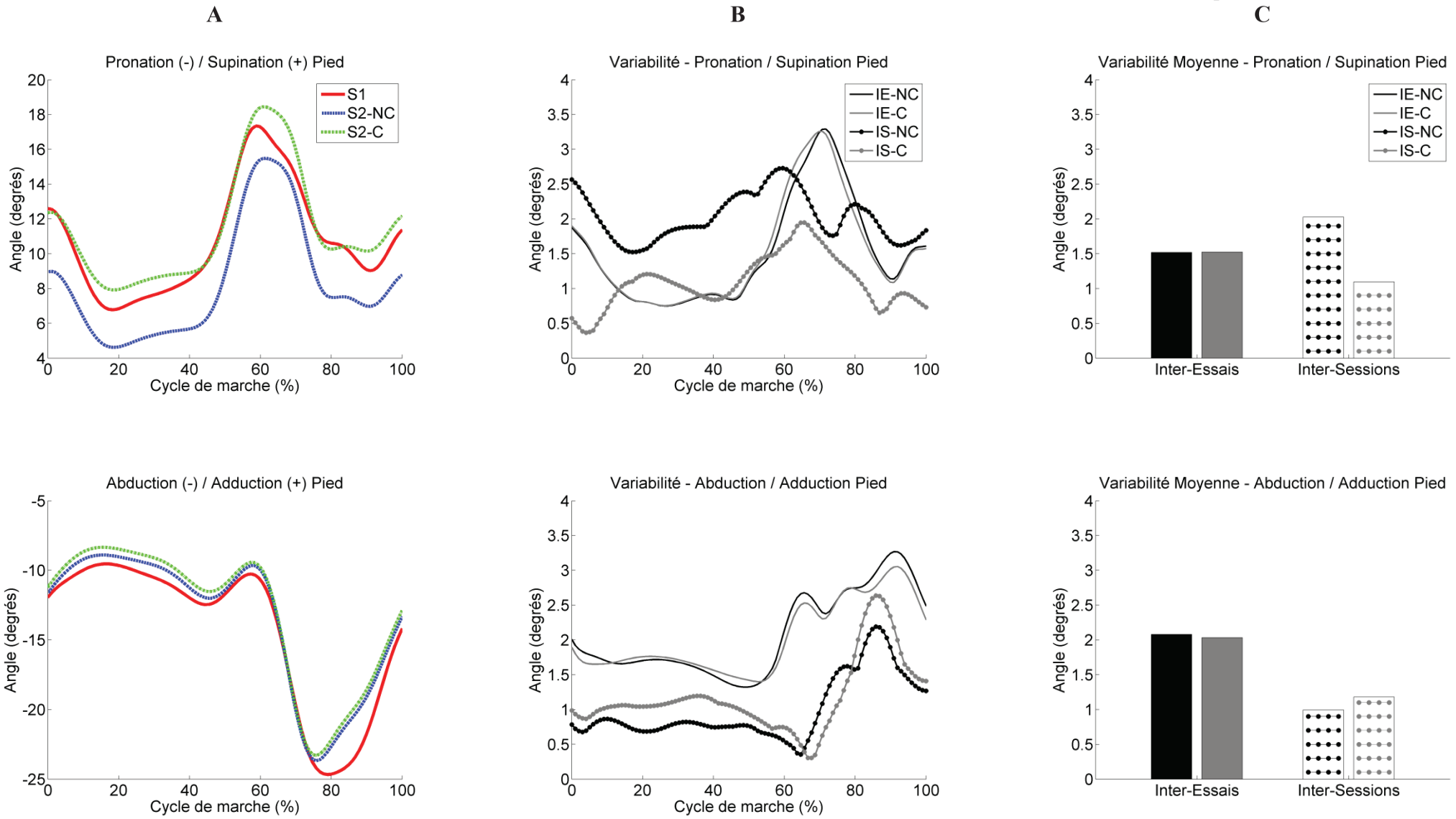

Figure 38 : A : Cinématique du pied au cours du cycle de marche. La Session 1 est représentée en rouge (S1), la Session 2 Non Corrigée représentée en bleu (S2-NC) et la Session 2 Corrigée est représentée en vert (S2-C). **B* :** Variabilité de la cinématique du pied au cours du cycle de marche. **C* :** Variabilité moyenne de la cinématique du pied au cours du cycle de marche. *La variabilité Inter-Essais est représentée en trait plein noir (Non Corrigée, IE-NC) et gris (Corrigée, IE-C) et la variabilité Inter-Sessions est représentée par des points reliés noirs (Non Corrigée, IS-NC) et gris (Corrigée, IS-C)

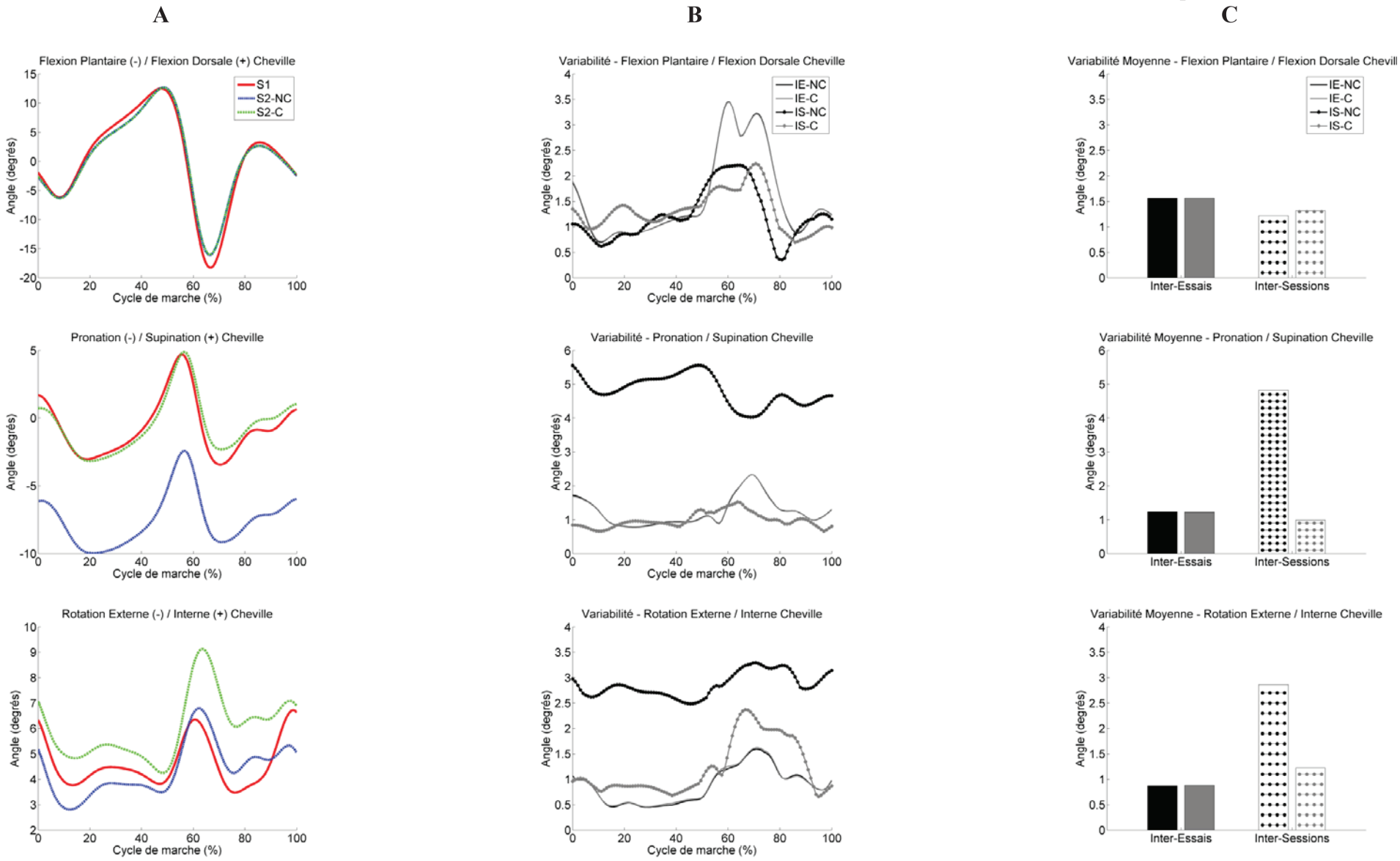

Figure 39 : A : Cinématique de la cheville au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité de la cinématique de la cheville au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne de la cinématique de la cheville au cours du cycle de marche.

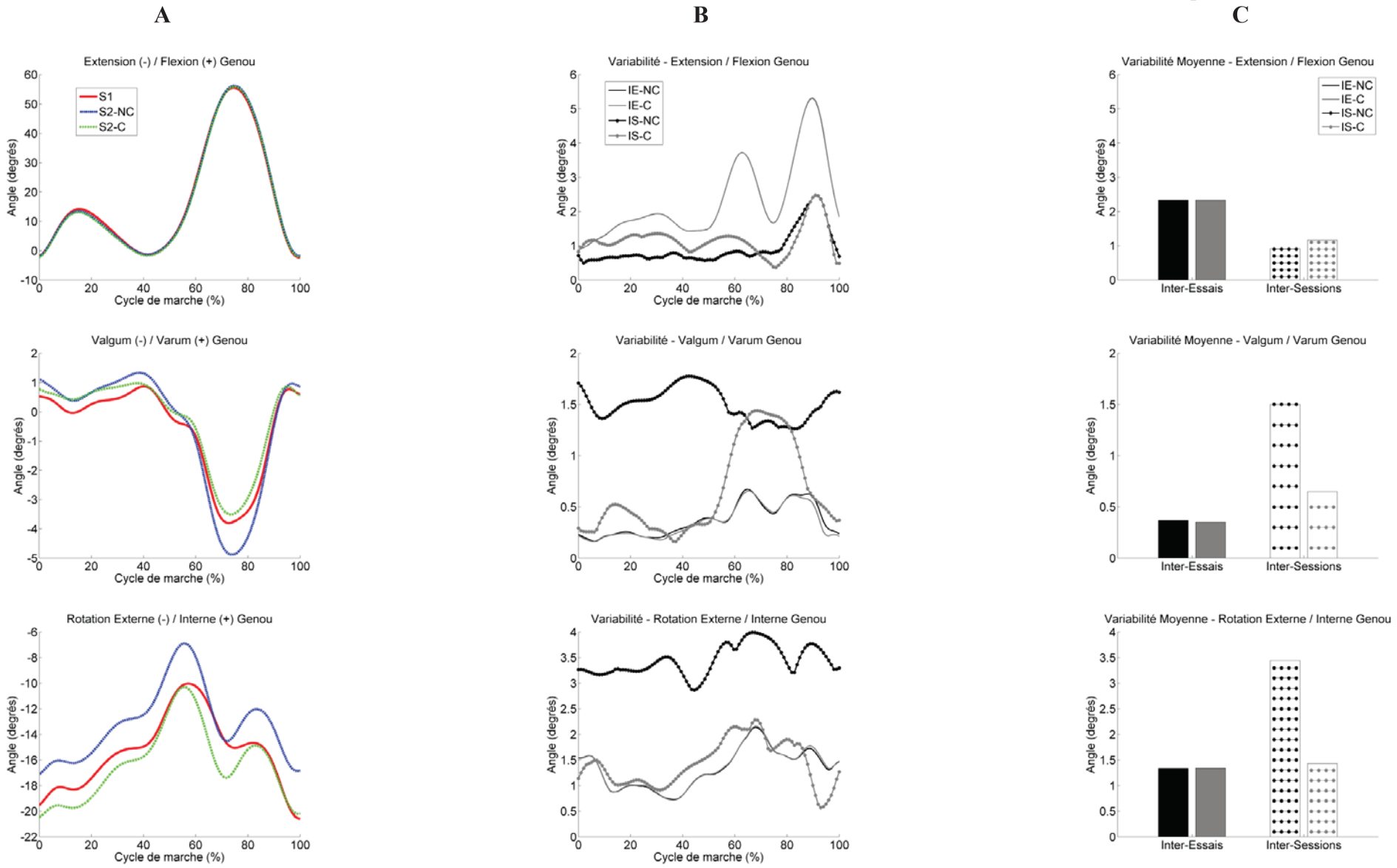

Figure 40 : A : Cinématique du genou au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité de la cinématique du genou au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne de la cinématique du genou au cours du cycle de marche.

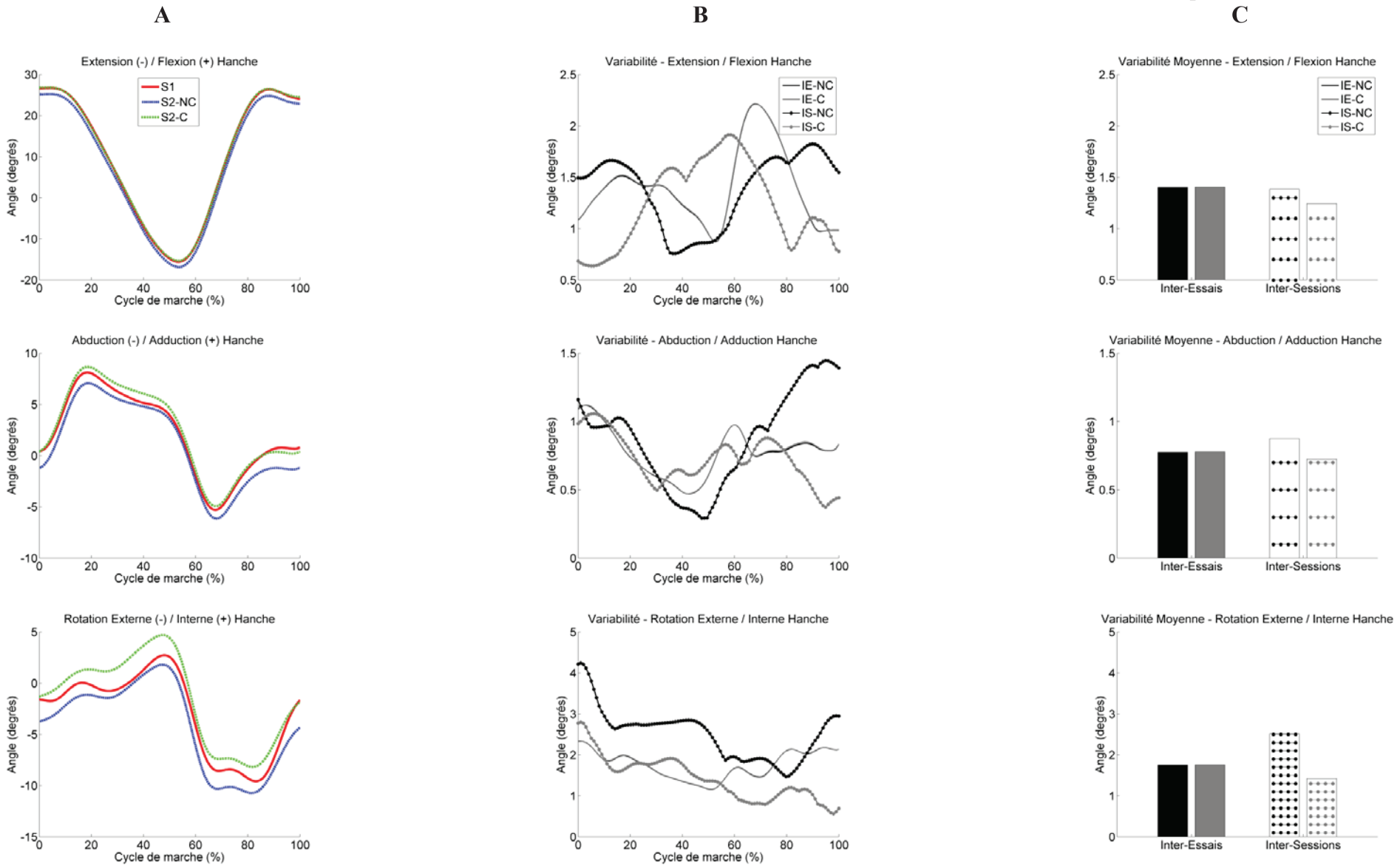

Figure 41 : A : Cinématique de la hanche au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité de la cinématique de la hanche au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne de la cinématique de la hanche au cours du cycle de marche.

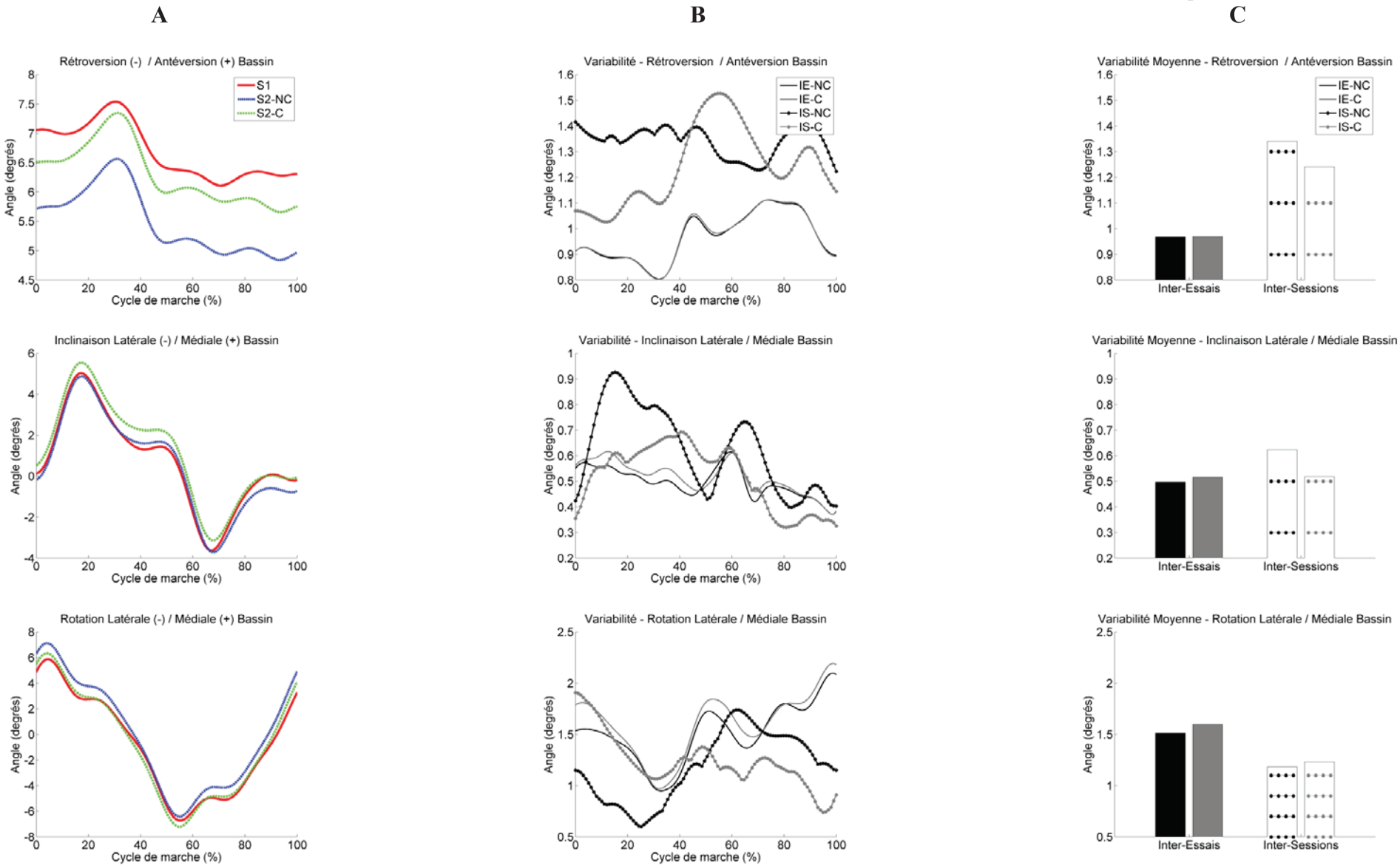

Figure 42 : A : Cinématique du bassin au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité de la cinématique du bassin au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne de la cinématique du bassin au cours du cycle de marche.

		Variabilité Cinématique (en deg.)		
		IE	IS - NC	IS - C
Pied	Abd. / Add.	2.1	1	1
	Flex. P / Flex D.	1.6	1.2	1.2
Cheville	Pro. / Sup.	1.2	4.8	1
	Rot. Ext. / Int.	0.9	2.9	1.2
	Ext. / Flex.	0.9	0.9	0.9
Genou	Val. / Var.	0.4	1.6	0.6
	Rot. Ext. / Int.	1.3	3.5	1.4
	Ext. / Flex.	1.4	1.3	1.3
Hanche	Abd. / Add.	0.8	0.8	0.8
	Rot. Ext. / Int.	1.8	2.5	1.4
	Ret. / Ant.	1	1.3	1.3
Bassin	Inc. Lat. / Med.	0.5	0.6	0.6
	Rot. Lat. / Med.	1.5	1.2	1.2

Tableau 5 : *Variabilités moyenne Inter-Essais (IE), Inter-Sessions Non Corrigée (IS-NC) et Inter-Sessions Corrigée (IS-C) de la cinématique du membre inférieur au cours du cycle de marche*

3.3.4 Variabilité des moments articulaires

Les résultats suivants présentent successivement la variabilité des données des moments articulaires de la cheville, du genou et de la hanche.

3.3.4.1 Moment de la cheville

La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de flexion dorsale / plantaire de la cheville (Figure 43, Tableau 6) est en moyenne de 0.05 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.03 N.m/kg. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées. La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de supination / pronation de la cheville (Figure 43, Tableau 6) est en moyenne de 0.014 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.023 N.m/kg. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 0.018 N.m/kg (2%). La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de rotation interne / externe de la cheville (Figure 43, Tableau 6) est en moyenne de 0.015 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.026 N.m/kg. En utilisant la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-essais (IE-C) n'est pas modifiée alors que la variabilité inter-sessions (IS-C) diminue pour atteindre 0.012 N.m/kg (4%).

3.3.4.2 Moment du genou

La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de flexion / extension du genou (Figure 44, Tableau 6) est en moyenne de 0.042 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.026 N.m/kg. La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de varum / valgum du genou (Figure 44, Tableau 6) est en moyenne de 0.025 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.019 N.m/kg. La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de rotation interne / externe du genou (Figure 44, Tableau 6) est en moyenne de 0.009 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.007 N.m/kg. En utilisant la méthode de correction segmentaire, l'ensemble de ces variabilités ne sont pas modifiées.

3.3.4.3 Moment de la hanche

La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de flexion / extension de la hanche (Figure 45, Tableau 6) est en moyenne de 0.043 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.042 N.m/kg. La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de adduction / abduction de la hanche (Figure 45, Tableau 6) est en moyenne de 0.045 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.030 N.m/kg. La variabilité inter-essais (IE-NC) du moment de rotation interne / externe de la hanche (Figure 45, Tableau 6) est en moyenne de 0.014 N.m/kg alors que la variabilité inter-sessions (IS-NC) est de 0.009 N.m/kg. En utilisant la méthode de correction segmentaire, ces variabilités ne sont pas modifiées.

		Variabilité moments articulaires (en N.m/kg.)		
		IE	**IS - NC**	**IS - C**
	Flex. P / Flex D.	0.05	0.03	0.03
Cheville	**Pro. / Sup.**	0.014	0.023	0.018
	Rot. Ext. / Int.	0.015	0.026	0.012
	Ext. / Flex.	0.042	0.026	0.026
Genou	**Val. / Var.**	0.025	0.019	0.019
	Rot. Ext. / Int.	0.009	0.007	0.007
	Ext. / Flex.	0.043	0.042	0.042
Hanche	**Abd. / Add.**	0.045	0.03	0.03
	Rot. Ext. / Int.	0.014	0.009	0.009

Tableau 6 : *Variabilités moyenne Inter-Essais (IE), Inter-Sessions Non Corrigée (IS-NC) et Inter-Sessions Corrigée (IS-C) des moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche*

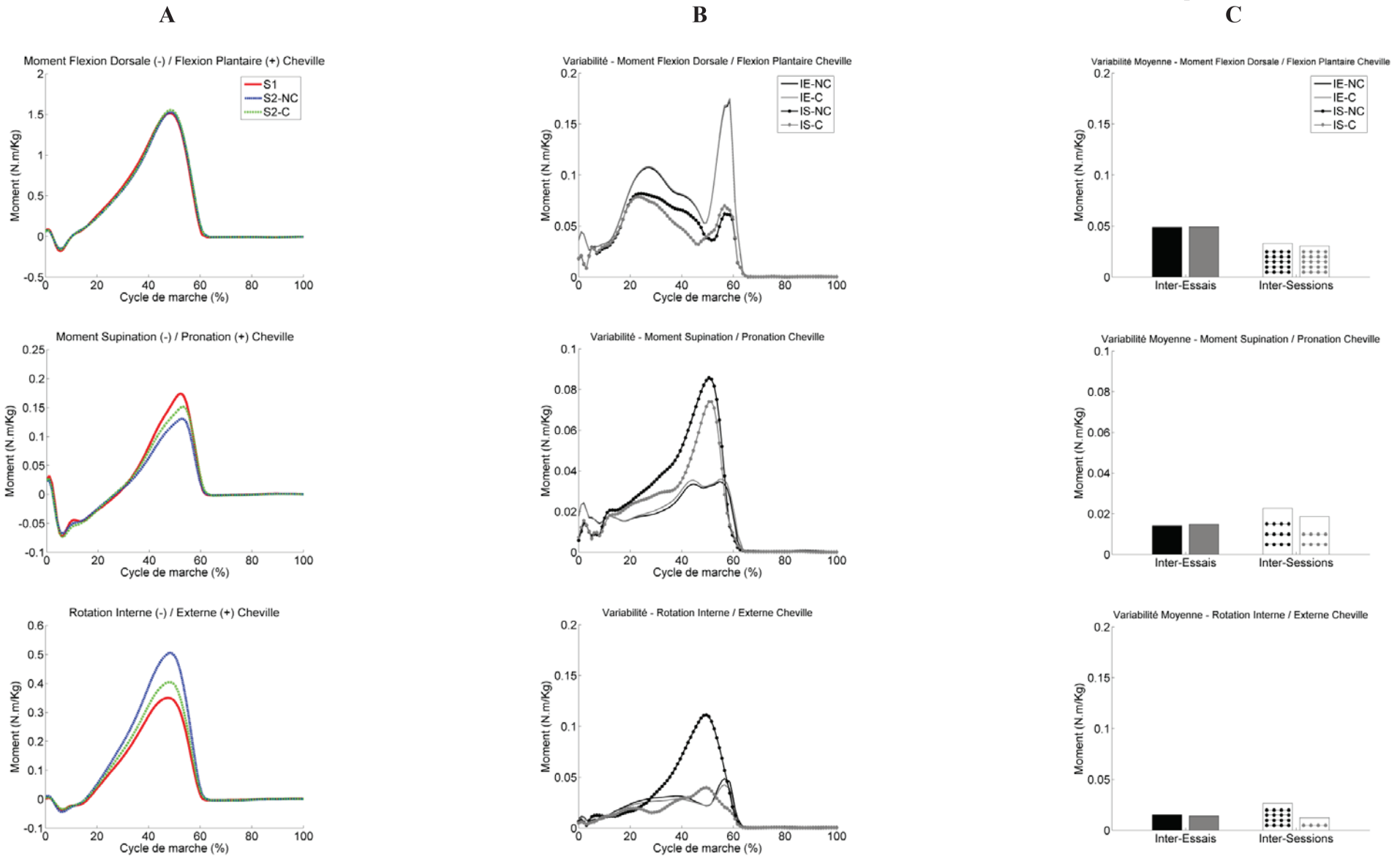

Figure 43 : A : Moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité des moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne des moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche.

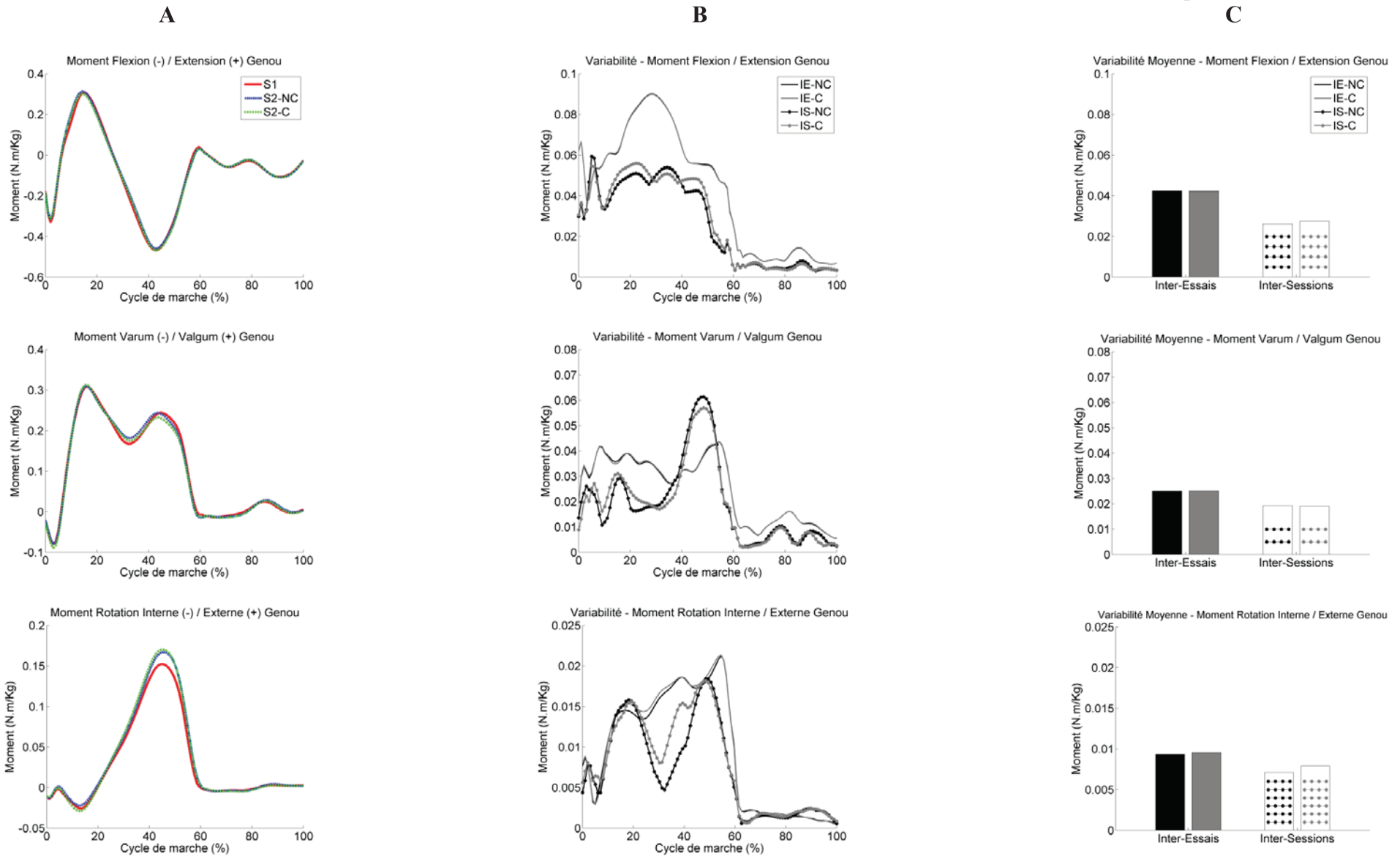

Figure 44 : A : Moments articulaires du genou au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité des moments articulaires du genou au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne des moments articulaires du genou au cours du cycle de marche.

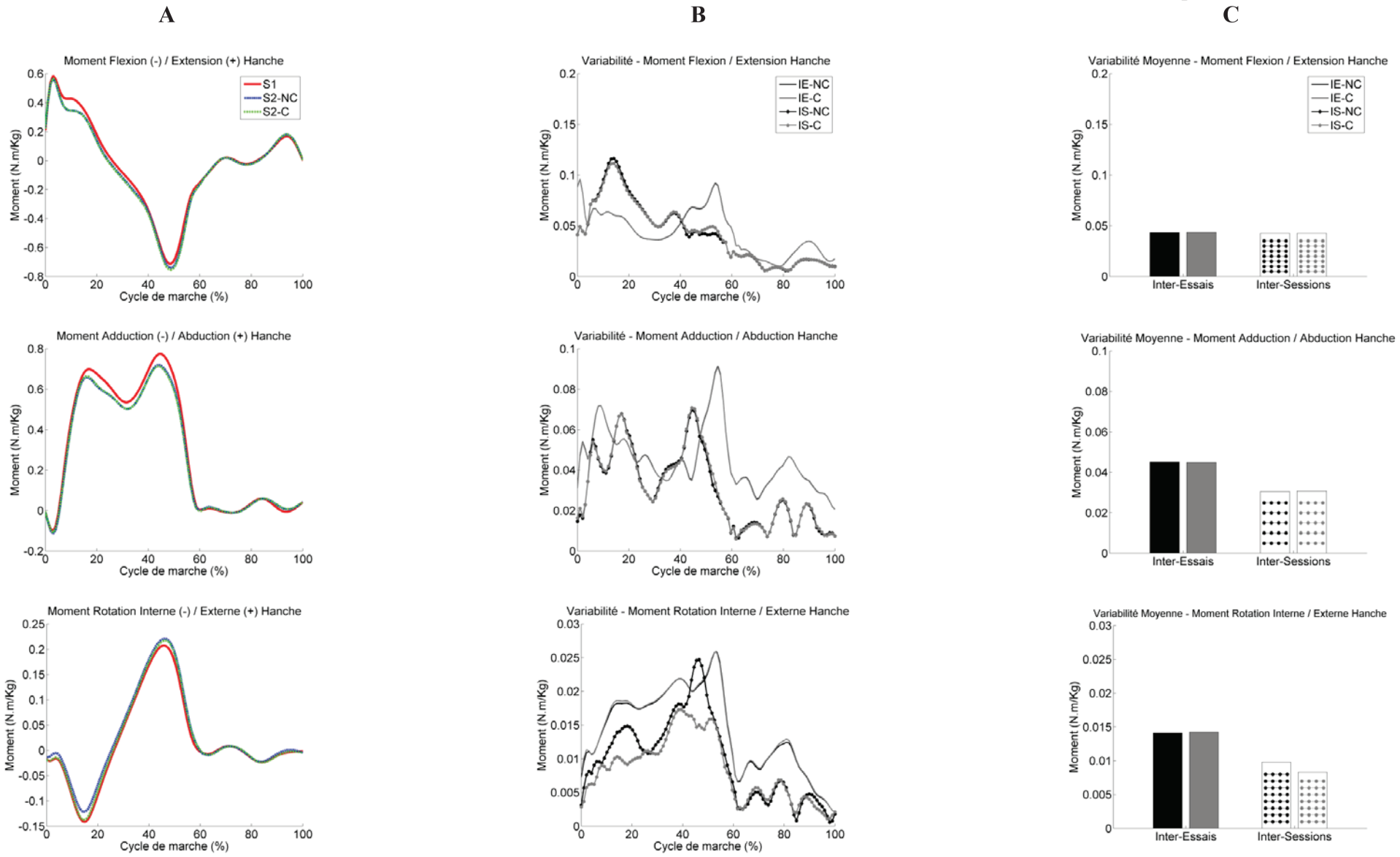

Figure 45 : A : Moments articulaires de la hanche au cours du cycle de marche. **B :** Variabilité des moments articulaires de la hanche au cours du cycle de marche. **C :** Variabilité moyenne des moments articulaires de la hanche au cours du cycle de marche.

3.4 Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer la variabilité des données cinématiques et dynamiques liée au protocole d'analyse de la marche choisi dans ce manuscrit. De plus, il s'agissait d'évaluer les effets de l'utilisation ou non d'une méthodologie de correction segmentaire, à partir d'une position statique imposée, sur la variabilité.

3.4.1 Variabilité de la position statique de référence

L'étude de la variabilité inter-essais de la position statique de référence montre que les données cinématiques segmentaires et articulaires ont une variabilité inférieure ou proche de 1 degré. Cette valeur est de même amplitude que la précision du système de mesure. Cette position statique de référence peut donc être considérée comme facilement reproductible chez un sujet sain.

3.4.2 Variabilité de la cinématique

De manière générale, sans utiliser la méthode de correction segmentaire, la variabilité cinématique constatée dans cette étude est en accord avec celle rapportée dans la littérature (Charlton et al., 2004; Eve et al., 2006; Gorton et al., 2009; Growney et al., 1997; McGinley et al., 2009; Schwartz et al., 2004). En effet, la variabilité inter-essais de la littérature varie de 0.4 à 5.2 degrés alors que dans cette étude, elle s'étend entre 0.4 et 2.1 degrés. Il en est de même pour la variabilité inter-sessions qui, dans la revue bibliographique, va de 0.7 à 6.8 degrés alors que dans cette étude, elle est comprise entre 0.6 et 4.8 degrés. Par ailleurs, comme l'ont montré ces auteurs, la variabilité inter-sessions la plus importante concerne le plan horizontal (rotation de hanche et genou) sauf pour la cheville où il s'agit du plan frontal (pronation / supination). Pour cette dernière, ceci peut s'expliquer par le choix effectué pour la définition des systèmes de coordonnées segmentaire et articulaire (axes et séquence de rotations) qui diffèrent des standards ISB (cf. Annexe).

La principale source d'erreurs est le placement des capteurs sur le sujet (Gorton et al., 2009; McGinley et al., 2009). L'objectif principal de ce chapitre était donc d'évaluer la capacité d'un même examinateur à placer les marqueurs au même endroit et d'étudier les modifications de cette variabilité sans ou avec utilisation d'une méthode de correction segmentaire. Le but général est d'assurer un suivi rigoureux des patients.

La variabilité inter-essais n'est pas affectée par l'utilisation de la méthode de correction segmentaire. Ceci est logique puisqu'il s'agit de la variabilité naturelle du sujet. Les valeurs obtenues peuvent alors servir de référence comparative, notamment vis-à-vis de la variabilité inter-sessions.

Comme pour certains auteurs, l'utilisation d'une méthodologie particulière (ex : optimisation segmentaire, Charlton et al., 2004) permet une réduction de la variabilité cinématique inter-sessions. En effet, dans cette étude, sans utilisation de la méthode de correction, la variabilité inter-sessions va de 0.6 et 4.8 degrés alors qu'en utilisant la méthode de correction, elle est comprise entre 0.6 et 1.4 degrés. Cependant, il faut préciser que la méthode de correction segmentaire n'a d'effet que si initialement (sans utilisation de la méthode de correction), la variabilité inter-sessions est plus importante que la variabilité inter-essais.

Dans le détail, la variabilité des mouvements du bassin, de la flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville ainsi que de l'abduction/adduction de hanche n'est pas modifiée. Cela signifie que la méthode de correction segmentaire n'apporte pas de bénéfice pour ces degrés de liberté certainement parce que, de base, leur reproductibilité est déjà relativement importante, puisque proche de la variabilité inter-essais. Ceci est d'ailleurs confirmé par la littérature où certains auteurs ont montré que les mouvements du bassin dans les plans frontal et sagittal ainsi que l'abduction de hanche sont les moins variables (Charlton et al., 2004; Eve et al., 2006; Gorton et al., 2009; Growney et al., 1997; McGinley et al., 2009; Schwartz et al., 2004).

Ces mêmes auteurs ont montré que la variabilité la plus importante concernait le plan horizontal (rotation de hanche, genou et cheville). Les résultats de cette étude le prouvent une nouvelle fois. Cependant, l'utilisation de la méthode de correction segmentaire réduit la variabilité inter-sessions de ces trois degrés de liberté. Il en est de même pour le plan frontal du genou et de la cheville, pour lesquels la variabilité inter-sessions est réduite avec l'utilisation de la méthode de correction. De plus, pour l'ensemble de ces modifications, la variabilité inter-sessions atteint un niveau comparable ou inférieur à celle de la variabilité inter-essais, variabilité naturelle des sujets (Figure 46). Cela prouve que la méthode de correction segmentaire est relativement intéressante pour améliorer la reproductibilité des données cinématiques, notamment dans les plans frontal et horizontal. Cette amélioration est permise grâce à un réalignement des systèmes de coordonnées segmentaires et donc articulaires entre les deux sessions.

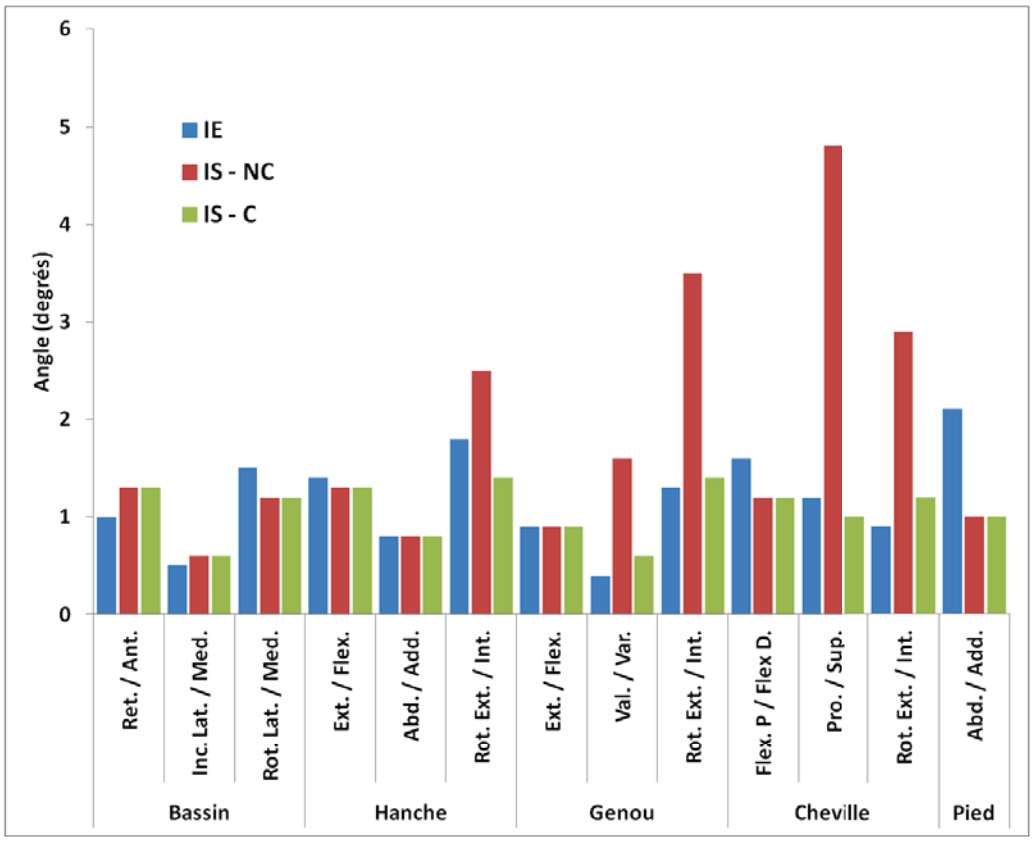

Figure 46 : Comparaison des variabilités inter-essais (IE), inter-sessions non corrigée (IS-NC) et inter-sessions corrigée (IS-C) moyennes de la cinématique articulaire du membre inférieur au cours du cycle de marche.

3.4.3 Variabilité des moments articulaires

En ce qui concerne la variabilité des moments articulaires, la tendance des résultats de la littérature est retrouvée (Charlton et al., 2004). En effet, pour la variabilité inter-essais et surtout pour la variabilité inter-sessions, pour chaque articulation du membre inférieur, le moment le plus variable est celui du plan sagittal, suivi de celui du plan frontal et enfin celui du plan horizontal.

Comme pour la cinématique, la variabilité inter-essais des moments articulaires n'est pas affectée par l'utilisation de la méthode de correction segmentaire.

Pour les moments articulaires inter-sessions, les variabilités des moments de la hanche et du genou ainsi que celui de flexion/extension de la cheville ne sont pas modifiées par l'utilisation de la méthode de correction segmentaire. De nouveau, la méthode de correction segmentaire n'apporte pas de bénéfice pour ces composantes certainement parce que, de base, leur reproductibilité est déjà relativement importante, puisque proche de la variabilité inter-essais.

Par contre, pour la cheville, l'utilisation de la méthode de correction segmentaire permet d'améliorer la reproductibilité des moments articulaires de pronation/supination et de rotation. De plus, uniquement ces deux moments présentaient une variabilité inter-sessions non corrigée supérieure à la variabilité inter-essais (Figure 47). Grâce à la méthode de correction segmentaire, la variabilité inter-sessions tend à se rapprocher (pronation/supination) ou à être inférieure (rotation) à la variabilité inter-essais. Cela montre donc, de nouveau, l'utilité de la méthode de correction segmentaire sur les moments articulaires surtout dans une application clinique telle que présentée dans ce manuscrit où la fiabilité des données biomécaniques de la cheville est capitale.

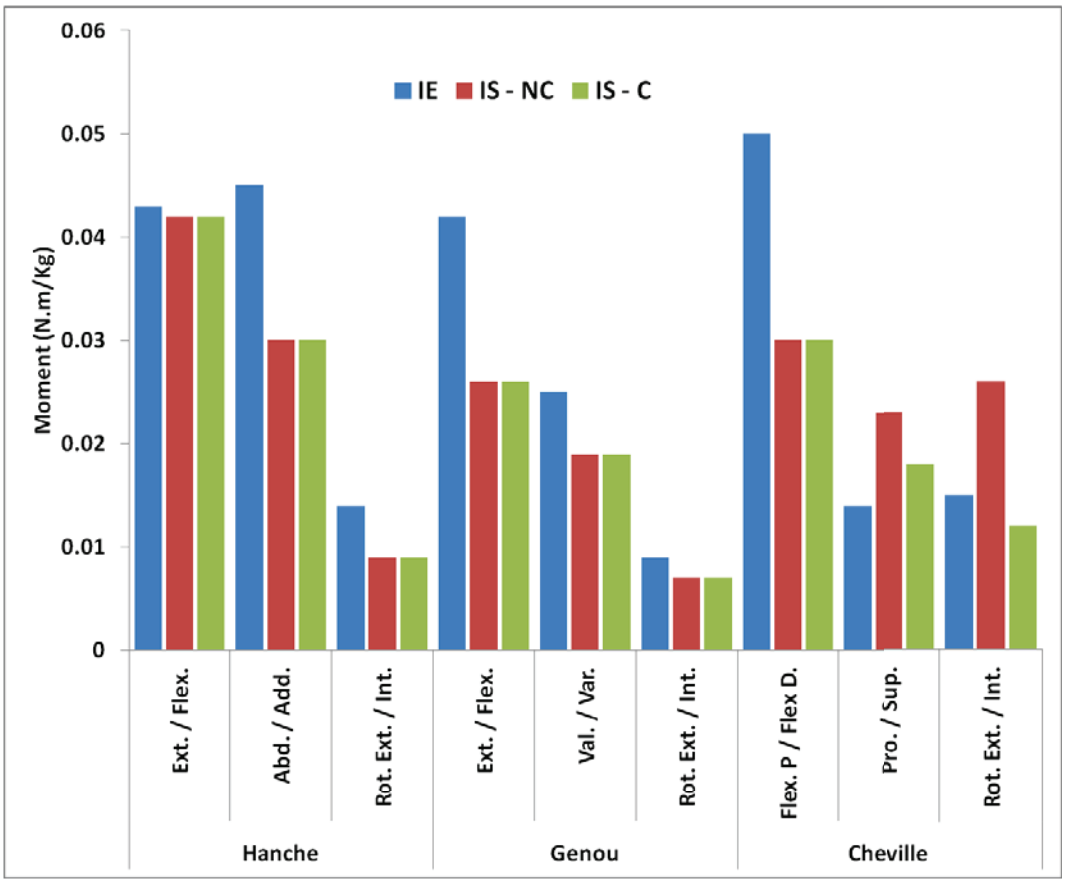

Figure 47 : Comparaison des variabilités inter-essais (IE), inter-sessions non corrigée (IS-NC) et inter-sessions corrigée (IS-C) moyennes des moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche.

3.4.4 Cinématique du pied

Dans le chapitre 2 (2.3.5 - Calculs des paramètres biomécaniques), le calcul de la cinématique des articulations du pied (Chopart et Lisfranc) a été défini. Il paraissait donc important de vérifier la variabilité de ces données. Cependant, du fait de la proximité des marqueurs sur le pied et du matériel de capture disponible (6 caméras), il est apparu difficile chez certains sujets d'obtenir des captures de mouvements relativement exploitables. Les données de 5 sujets ont donc été utilisées pour tester la variabilité inter-essais et inter-sessions de la cinématique de ces articulations.

De plus, pour le modèle du pied choisi dans ce manuscrit (Leardini et al., 2007a), les auteurs préconisent de réaliser un « offset » des angles de la marche à partir d'une position statique libre. Cependant, cette méthode ne tient pas compte des différentes possibilités de posture du pied (valgus ou varus par exemple).

Il a donc été envisagé de tester la variabilité cinématique en utilisant soit une position statique libre soit une position statique imposée (position de « zéro » clinique) et de modifier les angles de la marche à partir de ces positions en utilisant la méthodologie de correction segmentaire présentée dans ce chapitre (cf. 3.2.4 - Méthode de correction segmentaire). La variabilité de la position statique imposée a également été vérifiée (répétition de cette position 3 fois par 3 sujets).

Les quelques résultats préliminaires (Figure 48) montrent que quelle que soit la position statique utilisée (libre ou imposée) pour modifier les données de marche, les variabilités inter-essais et inter-sessions de la plupart des données cinématiques des articulations du pied sont en accord avec les données de la littérature. En effet, il n'y a que la flexion plantaire/dorsale de l'articulation de Lisfranc, modifiée avec la position statique imposée, qui montre des valeurs plus élevées dans cette étude. Ceci s'explique par la variabilité de la position statique imposée qui, elle-même, montre une variabilité importance de ce même degré de liberté (Figure 48, C). Cela met en avant la difficulté pour le sujet et/ou l'évaluateur de reproduire systématiquement une même position de l'avant pied.

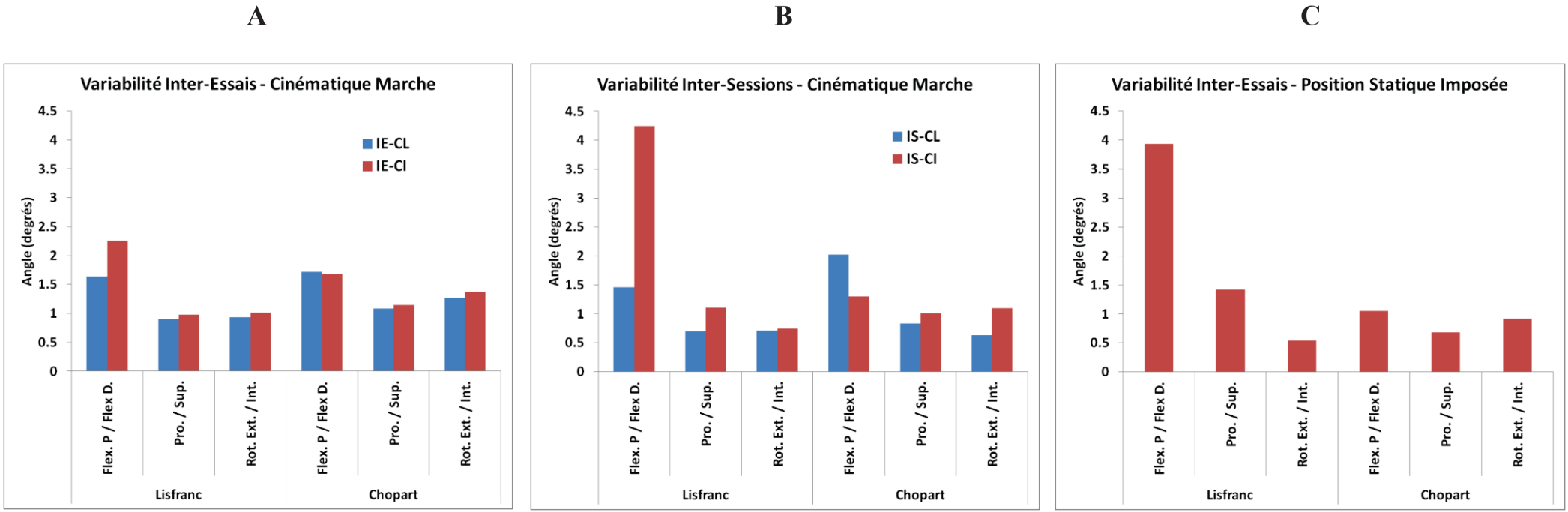

Figure 48 : Variabilités moyennes de la cinématique des articulations du pied. **A :** Variabilités moyennes inter-essais corrigées avec la position statique libre (IE-CL) et avec la position statique imposée (IE-CI) au cours du cycle de marche. **B :** Variabilités moyennes inter-sessions corrigées avec la position statique libre (IE-CL) et avec la position statique imposée (IE-CI) au cours du cycle de marche. **C :** Variabilités moyennes inter-essais de la position statique imposée.

Ainsi, hormis les précautions à prendre dans l'interprétation des données de flexion plantaire/dorsale de Lisfranc, il n'y a pas d'objection à utiliser la position statique imposée pour corriger les données de marche. Le grand intérêt clinique, surtout dans une application en podologie, est que cette méthode permet de préserver les différentes possibilités de posture du pied. En effet, en utilisant une position statique libre, un sujet ayant un pied valgus et un autre ayant un pied varus auraient une cinématique relativement similaire (Figure 49, A) alors qu'elle différerait en utilisant une position statique imposée (Figure 49, B).

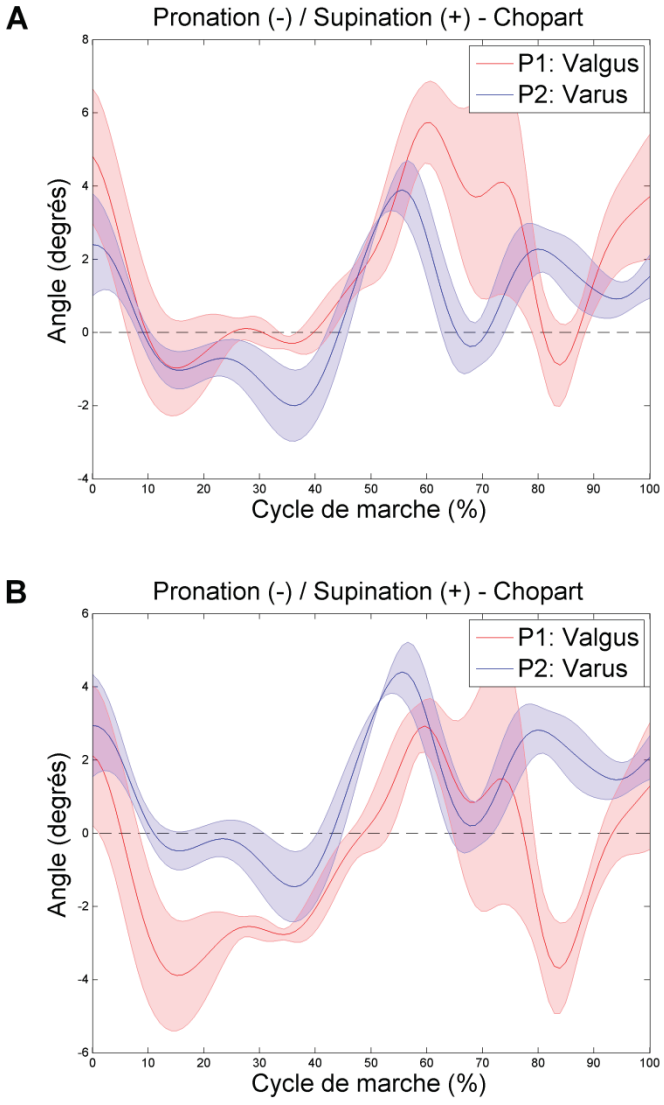

Figure 49 : Cinématique de Pronation/Supination de l'articulation de Chopart (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche pour 2 patients (P1 : pied valgus et P2 : pied varus). **A :** Cinématique modifiée à partir d'une position statique libre. **B :** Cinématique modifiée à partir d'une position statique imposée.

3.4.5 Perspectives

Afin de compléter cette étude, il serait intéressant de tester la méthodologie de correction segmentaire proposée dans ce chapitre en incluant d'autres praticiens ou centres d'examen pour vérifier la variabilité inter-praticiens (ou inter-centres).

De même, il pourrait être approprié de tester d'autres positions statiques (position assise, par exemple), notamment pour les sujets ne pouvant pas maintenir la position imposée dans cette étude. En effet, en fonction du handicap, certains patients sont dans l'impossibilité de maintenir le genou en extension ou d'autres présentent des déformations non réductibles. Ainsi, en fonction du handicap, il pourrait être pertinent, non pas d'utiliser une position statique identique pour tous les sujets mais une position unique par sujet à condition que celle-ci puisse être reproductible entre les sessions et/ou les évaluateurs (gabarit de positionnement, par exemple).

Enfin, surtout pour l'étude sur les articulations du pied, il est nécessaire d'augmenter le nombre de sujets afin de préciser leur variabilité.

3.5 Conclusions

Ce chapitre a présenté la variabilité inter-essais et inter-sessions concernant la cinématique articulaire de l'ensemble du membre inférieur et des articulations du pied mais aussi des moments articulaires.

De plus, l'utilisation d'une méthodologie spécifique de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée a montré une amélioration de la reproductibilité des données de l'AQM.

Afin de montrer l'intérêt de cette démarche dans l'évaluation clinique, les chapitres suivants s'intéresseront aux effets induits, instantanément et à plus ou moins long terme, par un traitement par orthèse plantaire, sur les paramètres biomécaniques de l'ensemble de l'appareil locomoteur.

Chapitre 4 : Effets d'une orthèse plantaire

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer les effets biomécaniques induits instantanément par une orthèse plantaire de supination lors de la marche afin de traiter une pathologie de la région de la cheville. Les modifications des paramètres biomécaniques de la cheville sont évaluées tout comme les éventuelles répercussions sur l'ensemble du membre inférieur.

4.1 Bilan bibliographique

Il est, depuis longtemps, admis par les cliniciens que les variations de la morphologie du pied influent sur sa fonction et celle du membre inférieur pendant la marche et la course (McPoil and Hunt, 1995; Nigg et al., 1993; Williams III et al., 2001). Bien que les liens entre la déformation structurale ou posturale du pied et le type de pathologie ne soient pas clairement définis, plusieurs études ont montré que les variations de l'architecture du pied influencent la cinématique articulaire (Hintermann and Nigg, 1998; Houck et al., 2008; Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010) et l'activité musculaire (Hunt and Smith, 2004; Murley et al., 2009). Ainsi, il a été montré que l'affaissement de l'arche interne du pied entraîne une éversion calcanéenne (Hintermann and Nigg, 1998), une rotation interne du tibia (Levinger et al., 2010) et une abduction de l'avant pied (Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010). Par ailleurs, certains auteurs signalent une réduction de l'efficacité de la marche et une diminution de l'absorption des chocs (Tweed et al., 2008; Williams III et al., 2001). Enfin, l'effondrement de l'arche interne entraîne une augmentation de l'activité des muscles inverseurs et une diminution de l'activité des muscles éverseurs (Hunt and Smith, 2004; Murley et al., 2009).

Les orthèses plantaires sont régulièrement utilisées dans la correction de divers troubles de l'appareil locomoteur, qu'ils soient ostéo-articulaires ou musculo-tendineux. Quelques études scientifiques réalisées ces dernières années montrent l'efficacité de certaines orthèses face à l'affaissement de l'arche interne. Ainsi, des auteurs mettent en évidence une réduction de l'éversion du pied (Bates et al., 1979; Dedieu et al., 2013; Fong et al., 2008; Lavigne et al., 2011, 2010; MacLean et al., 2006; Smith et al., 1986; Stacoff et al., 2000), de la rotation interne du tibia (Nawoczenski et al., 1995; Nester et al., 2003) et du moment articulaire d'inversion de la cheville (Lavigne et al., 2011; MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003; Williams et al., 2003).

Les répercussions cinématique et dynamique au niveau des autres articulations du membre inférieur (genou, hanche et bassin) sont relativement faibles et souvent non significatives (Nester et al., 2003).

Cependant, il existe aujourd'hui dans la littérature une certaine ambiguïté dans la sélection des sujets (sains ou pathologiques) (Fong et al., 2008; Nester et al., 2003; Stacoff et al., 2000) et dans la définition du type de déformation du pied (l'affaissement de l'arche interne est lié soit à un pied plat, un pied valgus ou aux deux) (Houck et al., 2008; Hunt and Smith, 2004). Par ailleurs, les résultats obtenus dépendent du type de concept orthétique utilisé (orthèse classique mécanique, thermomécanique et proprioceptive) (Fong et al., 2008; Lavigne et al., 2010; Nester et al., 2003; Stacoff et al., 2000) et du geste étudié (posture statique ou mouvement dynamique) (Fong et al., 2008).

Bien que ces résultats scientifiques soient encourageants, il est primordial de préciser le type d'orthèses plantaires utilisé ainsi que d'apporter des données quantifiées sur l'action de celles-ci. Ainsi, le but de cette étude est de quantifier les effets induits par des orthèses plantaires de supination, confectionnées sur mesure, sur la rééquilibration du pied valgus lors de la marche.

4.2 Matériel et méthode

4.2.1 Patients

Lors de leur consultation au sein de l'Institut National de Podologie, les patients subissent un examen clinique podologique de l'ensemble des membres inférieurs par un podologue expérimenté (cf. 1.4 - Examen clinique en Podologie). Il s'agit d'un examen en décharge et en charge, statique et dynamique, permettant d'obtenir une vision complète du patient. Une paire d'orthèses plantaires est ensuite confectionnée sur mesure et, lors de la remise de celle-ci, certains patients bénéficient d'une Analyse Quantifiée de la Marche.

Afin d'étudier les effets biomécaniques induits par le port d'orthèses plantaires sur la rééquilibration du pied valgus, des critères cliniques d'inclusion des patients dans la population de cette étude ont été définis par le podologue expérimenté. Ainsi, un patient est inclus lorsqu'il présente un dysfonctionnement postural du pied en valgus (Figure 50) en lien direct avec sa pathologie de la région de la cheville. Cependant, si celui-ci présente une autre pathologie musculo-squelettique ou neurologique, il est exclu de cette étude.

L'examen clinique du patient par le podologue expérimenté met en évidence :

- En charge statique bipodale
  - Un valgus de l'arrière-pied / sol et de l'arrière-pied / jambe
  - Un affaissement projeté talo-naviculaire
  - Une diminution du vide médio-plantaire
  - Une disparition de l'isthme externe avec perte d'appui stylido cuboïdien
  - Une horizontalisation de la colonne médiale
- En charge statique unipodale genou fléchi
  - Un genu valgum fonctionnel
- En dynamique de marche
  - Un rabattement excessif du pied (amplitude et vitesse) en oblique au sol, de la prise d'appui postéro-externe du calcanéum à la perte d'appui antéro-interne de la première articulation métatarso-phalangienne

Ainsi, vingt-six patients ont été inclus dans cette étude. Il s'agit de 13 hommes et 13 femmes dont la moyenne d'âge, de taille et de masse sont respectivement de 26.1 ± 9.1 ans, 1.7 ± 0.1 m et 67.7 ± 9.6 Kg. Ces patients présentent une pathologie uni ou bilatérale du membre inférieur. Ainsi, quarante-six pieds sont étudiés indépendamment.

Figure 50 : Vue postérieure (A) et sur podoscope (B) d'un pied valgus.

4.2.2 Thérapeutique

Dans le but de compenser la dysfonction posturo-dynamique engendrant la pathologie, des Orthèses Plantaires (OP) (Figure 51) sont confectionnées sur mesure et ont une action principale de supination. Leur but est de corriger, en dynamique, l'architecture fonctionnelle du pied, durant les trois phases du pas. Les OP sont les parfaits négatifs des pieds en position corrigée grâce à une prise d'empreintes en trois dimensions du pied (cf. 1.6 21L'orthèse plantaire). L'élaboration technologique et la fabrication des OP, contenant les éléments géométriques pour rééquilibrer le pied, sont réalisées par le podologue expérimenté. Il s'agit d'orthèses compactes fabriquées avec un matériau IT-AIR, mélange EVA et liège, d'une dureté de 60 degrés shore A et d'une densité de 250 Kg/m^3. De plus, la réalisation des orthèses d'inversion thermomécaniques pour cette étude répond aux principes suivants :

- Elément Supinateur Antérieur (ESA) au niveau de la 1ère, 2ème et 3ème tête métatarsienne avec une épaisseur respective de 5, 4 et 3 mm
- Hémi-Coupole Interne (HCI) de sustentation talo-naviculaire d'une épaisseur de 18 mm
- Coin Supinateur Postérieur (CSP) d'une épaisseur de 6 mm
- Elément de Stabilisation Styloïdo-Cuboïdien (ESSC) d'une épaisseur de 7 mm

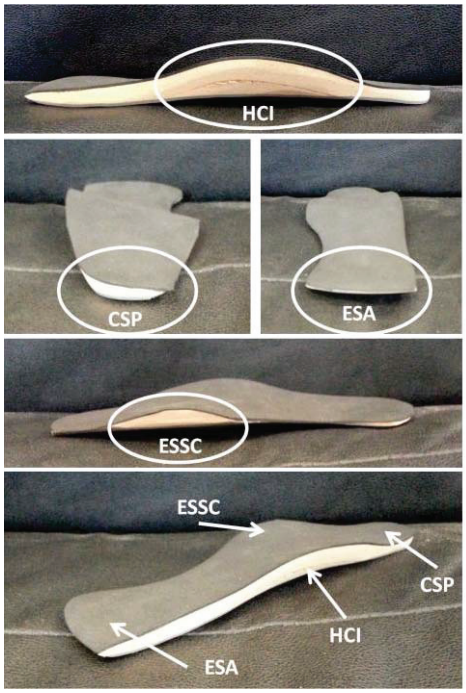

Figure 51 : Orthèse plantaire de supination. HCI : Hémi-Coupole Interne ; CSP : Coin Supinateur Postérieur ; ESA : Elément Supinateur Antérieur ; ESSC : Elément de Stabilisation Styloïdo-Cuboïdien.

4.2.3 Dispositif et protocole

Le dispositif et le protocole d'analyse de la marche sont ceux présentés dans le chapitre 2 (cf. 2.3 - Protocole de mesure). Pour cette étude, deux analyses quantifiées de la marche, sans orthèses plantaires (SOP) puis avec orthèses plantaires (AOP), sont réalisées. Ces analyses sont effectuées pieds chaussés, les chaussures étant les mêmes pour les deux analyses et pour tous les patients (pointures adaptées). De plus, entre les deux analyses, les mires placées sur le patient ne sont pas déplacées pour éviter tout biais méthodologique lié au placement des marqueurs, principale source d'erreur de l'analyse de la marche (Gorton III et al., 2009). Pour chaque condition expérimentale, le patient marche à vitesse spontanée et cinq cycles de marche validés (pied étudié en contact avec la plateforme de forces) sont enregistrés. Lors de cette étude, le patient porte ses OP pour la première fois et une période d'adaptation de dix minutes lui est accordée afin qu'il puisse se familiariser avec les nouveaux éléments présents dans la chaussure avant la seconde analyse.

4.2.4 Variables biomécaniques

L'ensemble des variables biomécaniques présentées dans le chapitre 2 sont calculées (cf. 2.3.5 - Calculs des paramètres biomécaniques). Il s'agit des paramètres spatio-temporels, de la cinématique (segmentaire et articulaire) du membre inférieur, du déplacement du centre de pression, de la force de réaction du sol et des moments articulaires nets. Cependant, pour cette étude, un modèle du pied en un seul segment est défini. Les mouvements des articulations du pied (Chopart et Lisfranc) ne sont donc pas calculés.

Pour chaque paramètre biomécanique et pour chaque degré de liberté, des valeurs de correction sont extraites pour chaque patient en calculant la différence entre les conditions SOP et AOP. Ces données correspondent aux valeurs de correction moyenne et maximale durant la phase d'appui, la valeur de correction à l'attaque du pas, la valeur de correction des différents pics et la valeur de correction de l'amplitude. Ces valeurs sont ensuite normalisées par rapport à l'amplitude maximale du paramètre correspondant durant la phase d'appui de la marche en condition SOP afin de calculer le pourcentage de modification. En effet, une même valeur de correction doit être interprétée différemment en fonction de l'amplitude maximale du paramètre considéré (ex : 4 degrés de correction de la flexion n'a pas le même effet que 4 degrés de correction de la pronation). Un exemple est donné pour la cheville (Figure 52).

Un test de Student pour échantillons appariés est utilisé afin de comparer la moyenne des données quantitatives de correction obtenues à une valeur de référence. Dans cette étude, la valeur de référence est 0 (0 équivaut à aucune correction). Le seuil de significativité du test est fixé à 5 %.

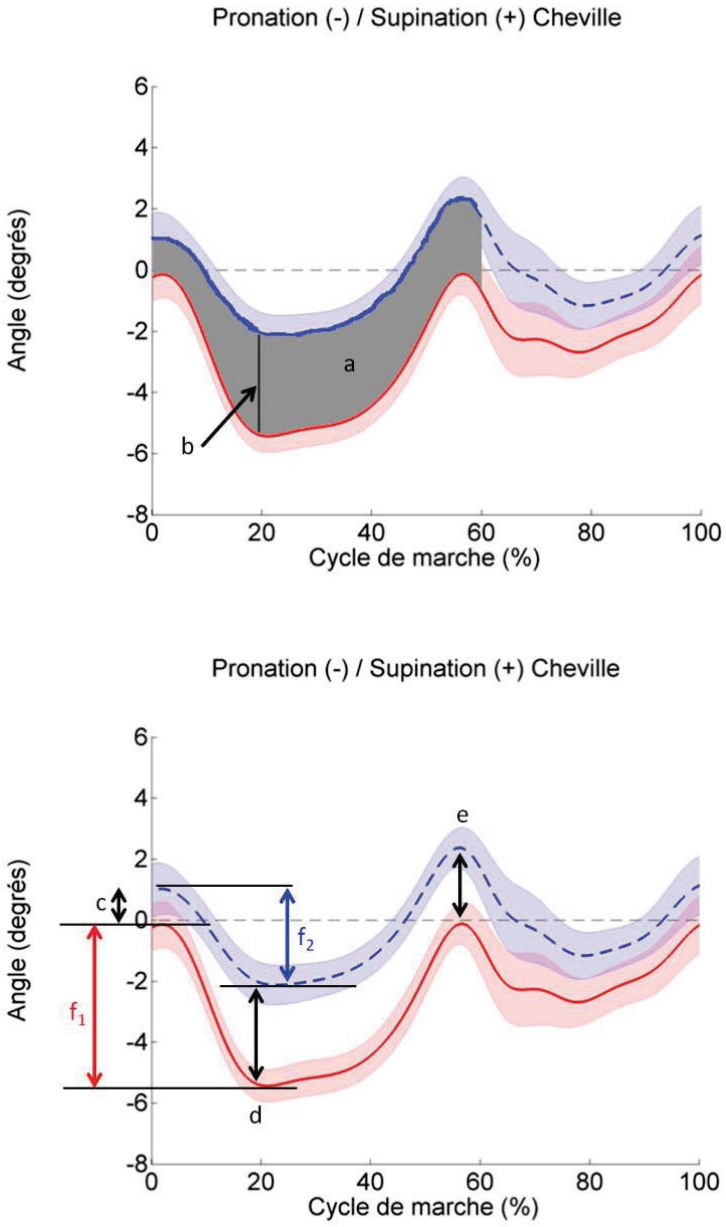

Figure 52 : Exemple, pour un sujet, des valeurs de correction extraites pour l'angle de pronation / supination de la cheville. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. a : correction moyenne durant la phase d'appui (moyenne de la partie grisée) ; b : correction maximale durant la phase d'appui (valeur maximale de la partie grisée) ; c : correction à l'attaque du pas ; d : correction du pic de pronation ; e : correction du pic de supination ; f : correction de l'amplitude de pronation ($f=f_1-f_2$). Ces valeurs sont ensuite normalisées par rapport à l'amplitude maximale en condition SOP (f_1) (ex : a*100/ f_1).

4.3 Résultats

Après avoir effectué les tests statistiques, les résultats sont relativisés en considérant la précision du système de mesure (cf. 2.3.6 -Tableau 4) et la variabilité des données de l'AQM (cf. 3.3 - Tableau 5 et Tableau 6). Ainsi, toute valeur de correction, même significative, inférieure aux données de précision du système de mesure ou de variabilité de l'AQM n'est pas considérée. Pour l'ensemble des résultats, les valeurs de correction brutes sont données puis les valeurs de modification normalisées par rapport à l'amplitude du paramètre sont fournies entre parenthèses.

4.3.1 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence significative n'est observée, entre les conditions SOP et AOP, pour la vitesse (p=0.641) et la longueur (p=0.146) du cycle de marche (Figure 53).

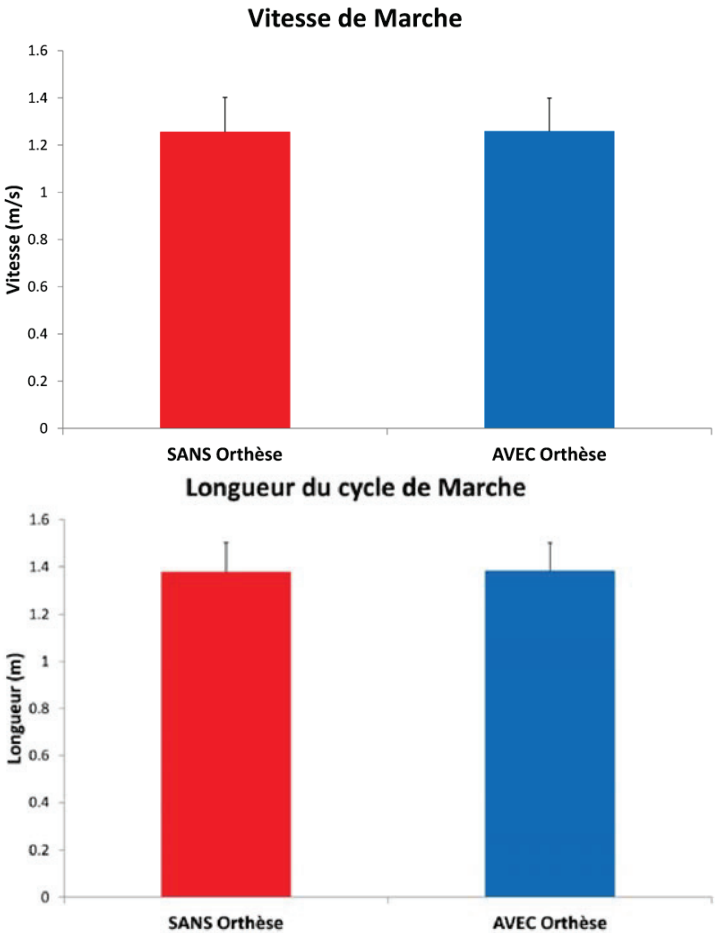

Figure 53 : Vitesse de marche et longueur du cycle de marche (moyenne ± écart-type). La condition SOP est représentée en rouge alors que la condition AOP est représentée en bleu.

4.3.2 Cinématique

Les résultats cinématiques présentent successivement les effets induits par l'OP sur le pied, la cheville, le genou, la hanche et le bassin.

4.3.2.1 Cinématique du pied

En condition AOP, les principaux résultats (Figure 54) montrent une augmentation significative de la supination du pied par rapport au sol en moyenne de 4.3 degrés (38%) ($p<0.001$) et au maximum de 6.1 degrés (55%) ($p<0.001$) au cours de la phase d'appui. Le pic de pronation ($p<0.001$) et l'amplitude de pronation ($p<0.001$) durant la phase de mise en charge sont significativement réduits de 5.1 degrés (45%) ($p<0.001$) et 3.7 degrés (33%) ($p<0.001$) respectivement. Enfin, il n'existe aucune modification significative de l'abduction/adduction du pied.

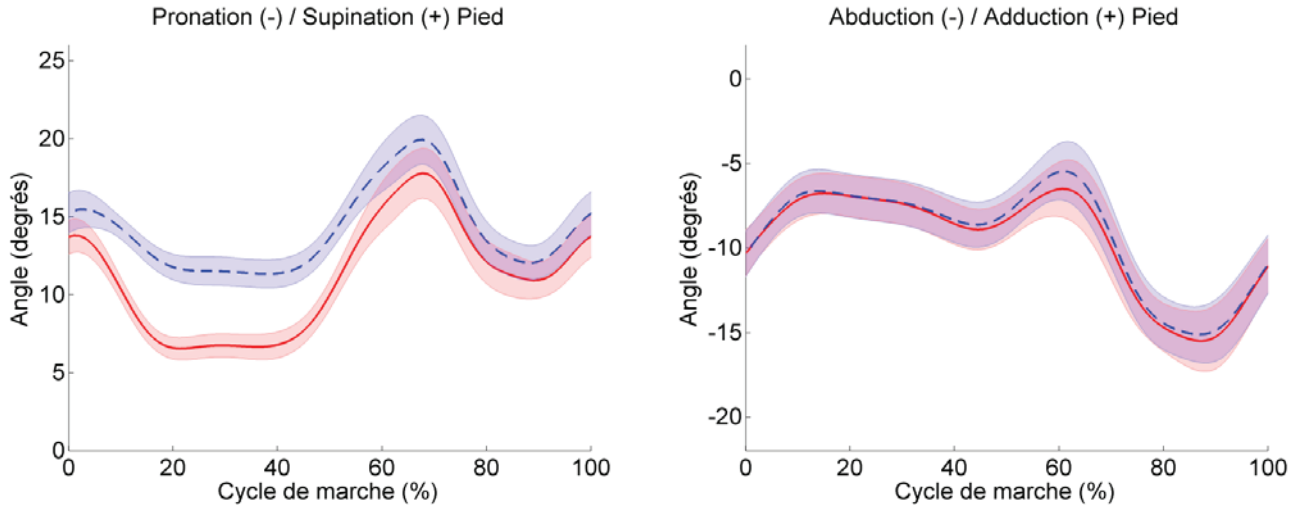

Figure 54 : Cinématique du pied (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une supination et une adduction.

4.3.2.2 Cinématique de la cheville

En condition AOP, les résultats (Figure 55) montrent qu'il existe une augmentation significative de la supination de la cheville en moyenne de 3.0 degrés (39%) ($p<0.001$) et au maximum de 4.1 degrés (55%) ($p<0.001$). Le pic de pronation et l'amplitude de pronation durant la mise en charge sont significativement réduits de 3.4 degrés (45%) ($p<0.001$) et 2.3 degrés (31%) ($p<0.001$) respectivement. Le pic de supination en fin de phase d'appui est significativement augmenté de 2.6 degrés (35%) ($p<0.001$). Enfin, il n'existe aucune modification significative de la rotation de la cheville.

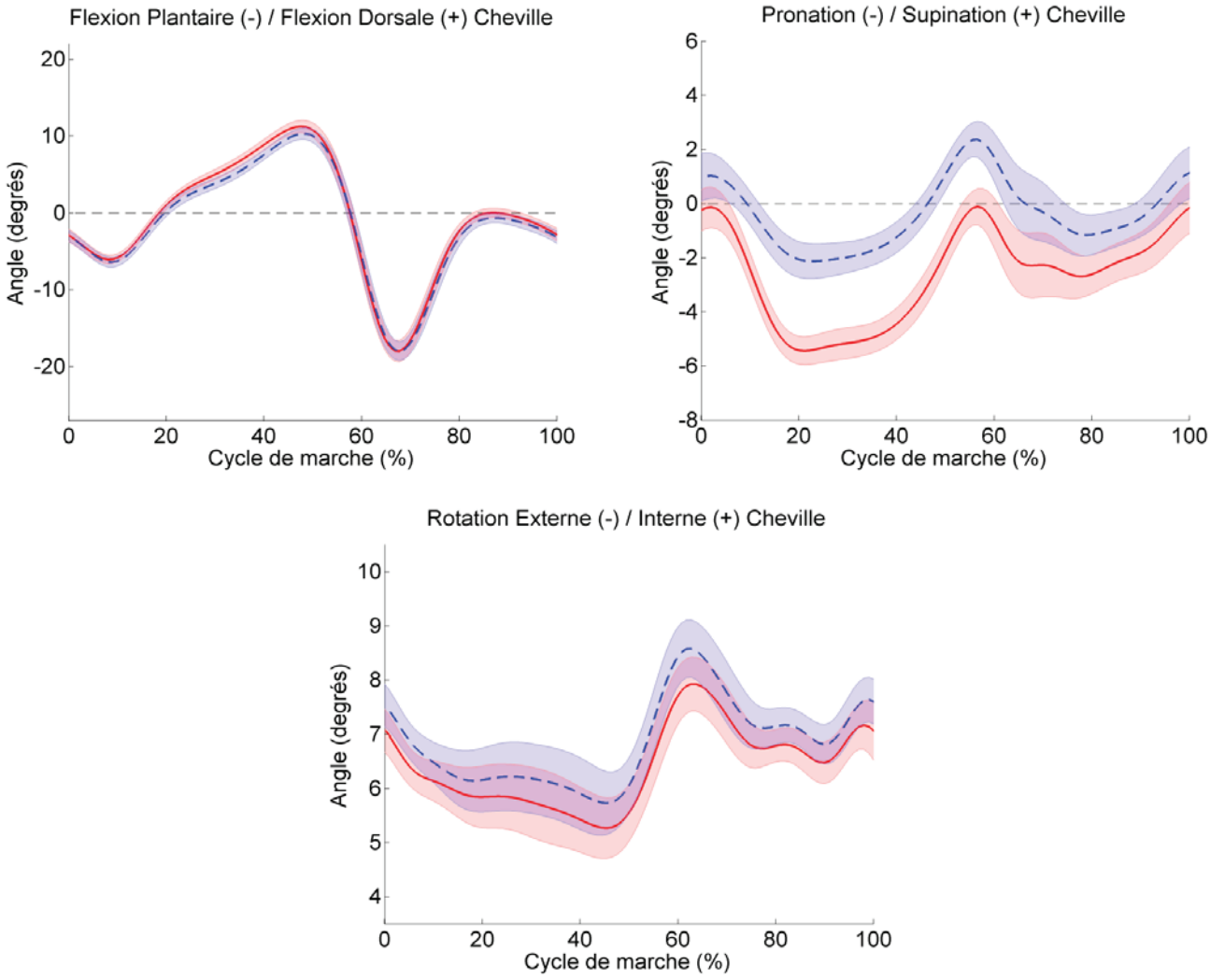

Figure 55 : Cinématique de la cheville (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une flexion dorsale, une supination et une rotation interne.

4.3.2.3 Cinématique du genou

En condition AOP, les résultats (Figure 56) montrent qu'il n'existe aucune modification significative des valeurs de correction (moyennes, maximales, pics et amplitudes) pour les trois degrés de liberté du genou (flexion/extension, varum/valgum et rotation interne/externe).

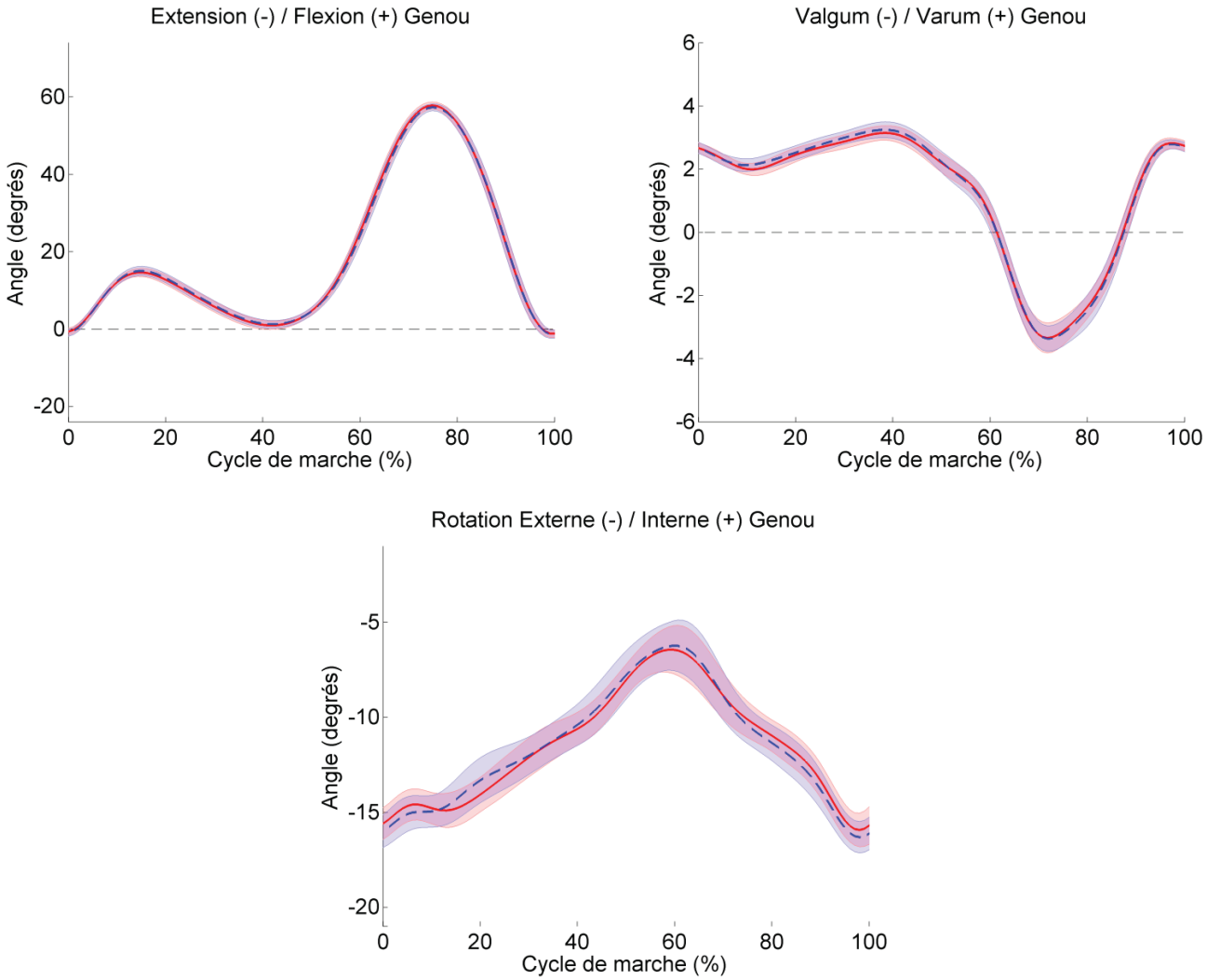

Figure 56 : Cinématique du genou (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une flexion, un varum et une rotation interne.

4.3.2.4 Cinématique de la hanche

En condition AOP, les résultats (Figure 57) montrent qu'il n'existe aucune modification significative des valeurs de correction (moyennes, maximales, pics et amplitudes) pour les trois degrés de liberté de la hanche (flexion/extension, adduction/abduction et rotation interne/externe).

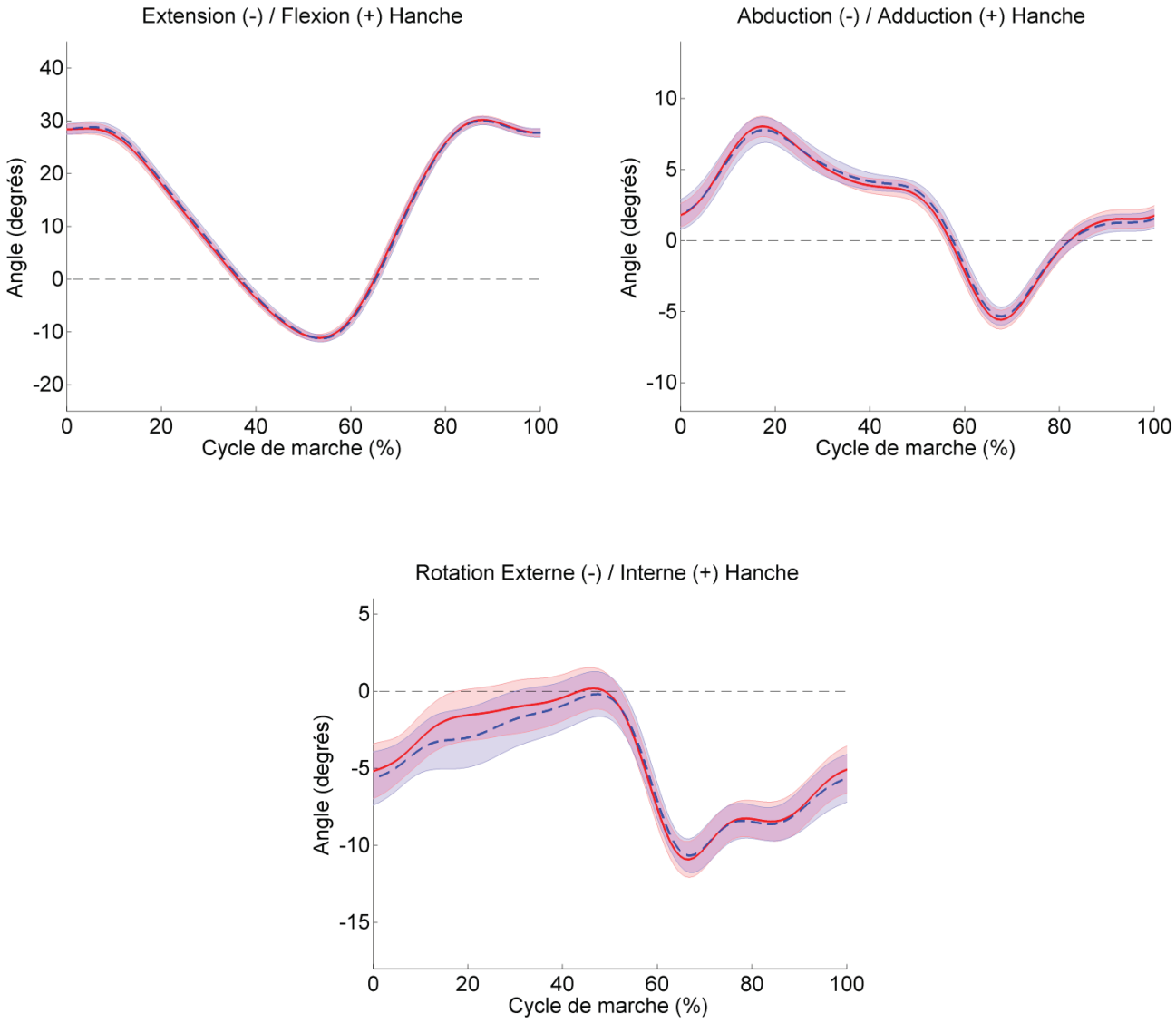

Figure 57 : Cinématique de la hanche (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une flexion, une adduction et une rotation interne.

4.3.2.5 Cinématique du bassin

En condition AOP, les résultats (Figure 58) montrent qu'il n'existe aucune modification significative des valeurs de correction (moyennes, maximales, pics et amplitudes) pour les trois degrés de liberté du bassin (antéversion/rétroversion, inclinaison médiale/latérale et rotation médiale/latérale).

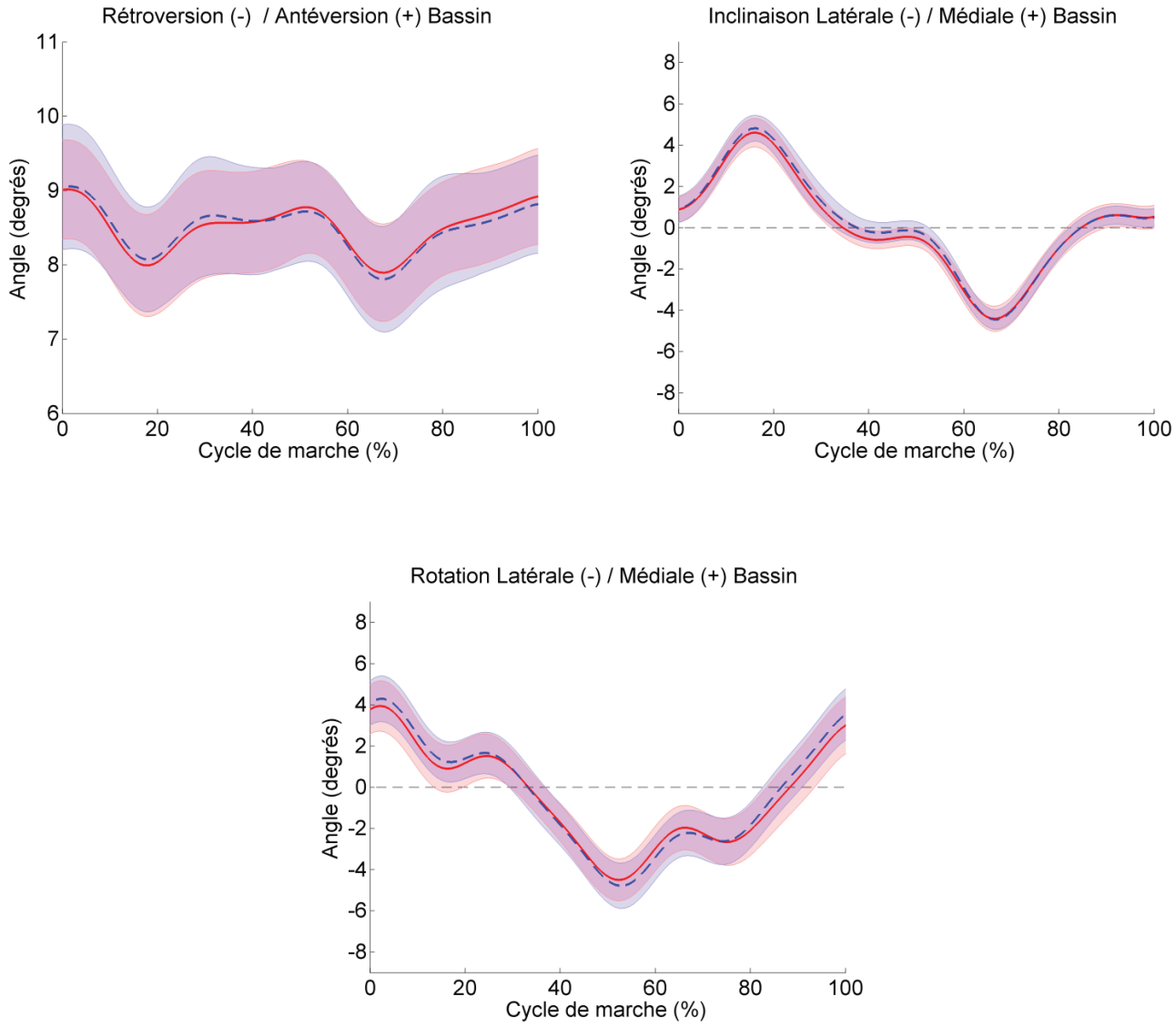

Figure 58 : Cinématique du bassin (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une antéversion, une inclinaison médiale et une rotation médiale.

4.3.3 Centre de pression

En condition AOP, les principaux résultats (Figure 59) montrent un déplacement significatif du centre de pression plantaire vers la partie médiale du pied au maximum de 8.7% ($p<0.001$).

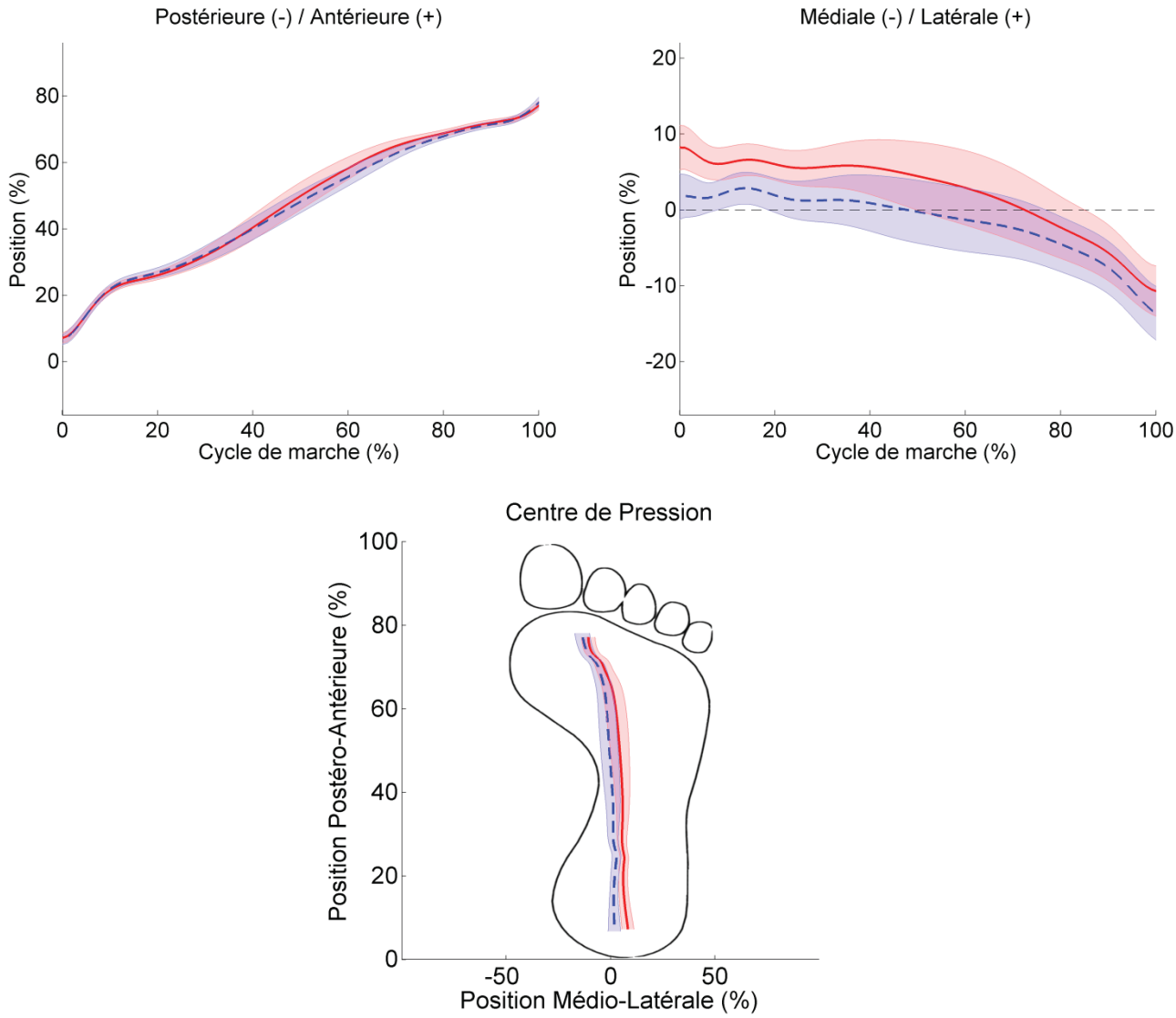

Figure 59 : Déplacement du centre de pression plantaire (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent un déplacement antérieur et latéral.

4.3.4 Forces de réaction du sol sur le pied

En condition AOP, les principaux résultats (Figure 60) montrent une modification significative de la composante médio-latérale de la force de réaction du sol durant la phase d'appui au maximum de 0.14 N/Kg (16%) ($p<0.001$). De plus, le pic de la composante de force latérale est augmenté de 0.12 N/Kg (14%) ($p<0.001$). Par ailleurs, il existe une augmentation de la composante verticale de la force de réaction du sol durant la phase d'appui au maximum de 0.58 N/Kg (5%) ($p<0.001$). Enfin, il n'existe pas de modification des valeurs de correction (moyennes, maximales et pics) de la composante antéropostérieure de la force.

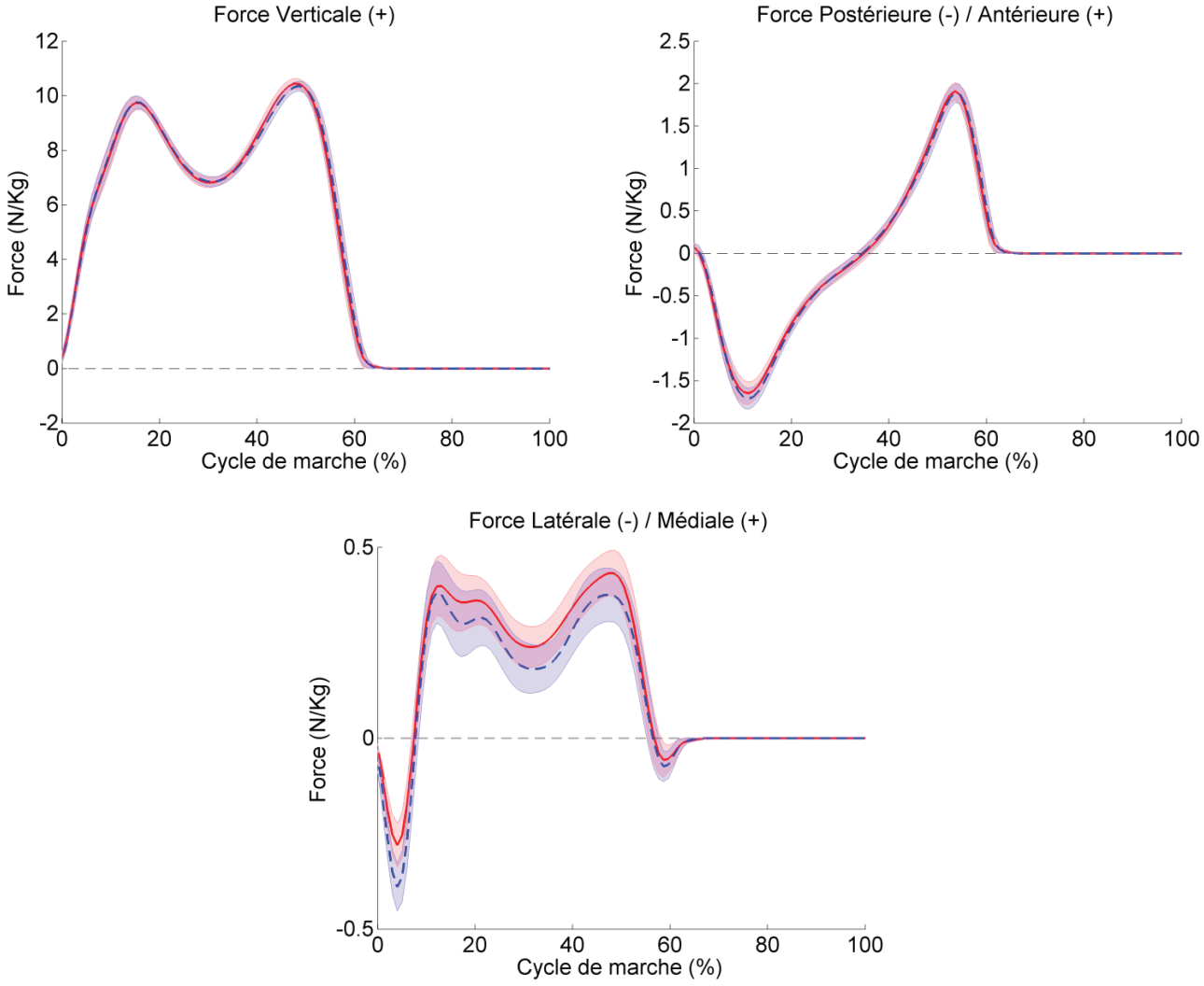

Figure 60 : Forces de réaction du sol sur le pied (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent une force verticale, antérieure et médiale.

4.3.5 Moments articulaires

4.3.5.1 Cheville

En condition AOP, les principaux résultats (Figure 61) montrent une augmentation significative du moment de pronation en moyenne de 0.04 N.m/Kg (12%) ($p<0.001$) et au maximum de 0.08 N.m/Kg (26%) ($p<0.001$). Le pic du moment de supination est réduit de 0.02 N.m/Kg (7%) ($p<0.001$) et le pic du moment de pronation est significativement augmenté de 0.03 N.m/Kg (9%) ($p<0.001$). Enfin, il n'existe aucune modification du moment de flexion dorsale ou plantaire ainsi que de rotation interne ou externe.

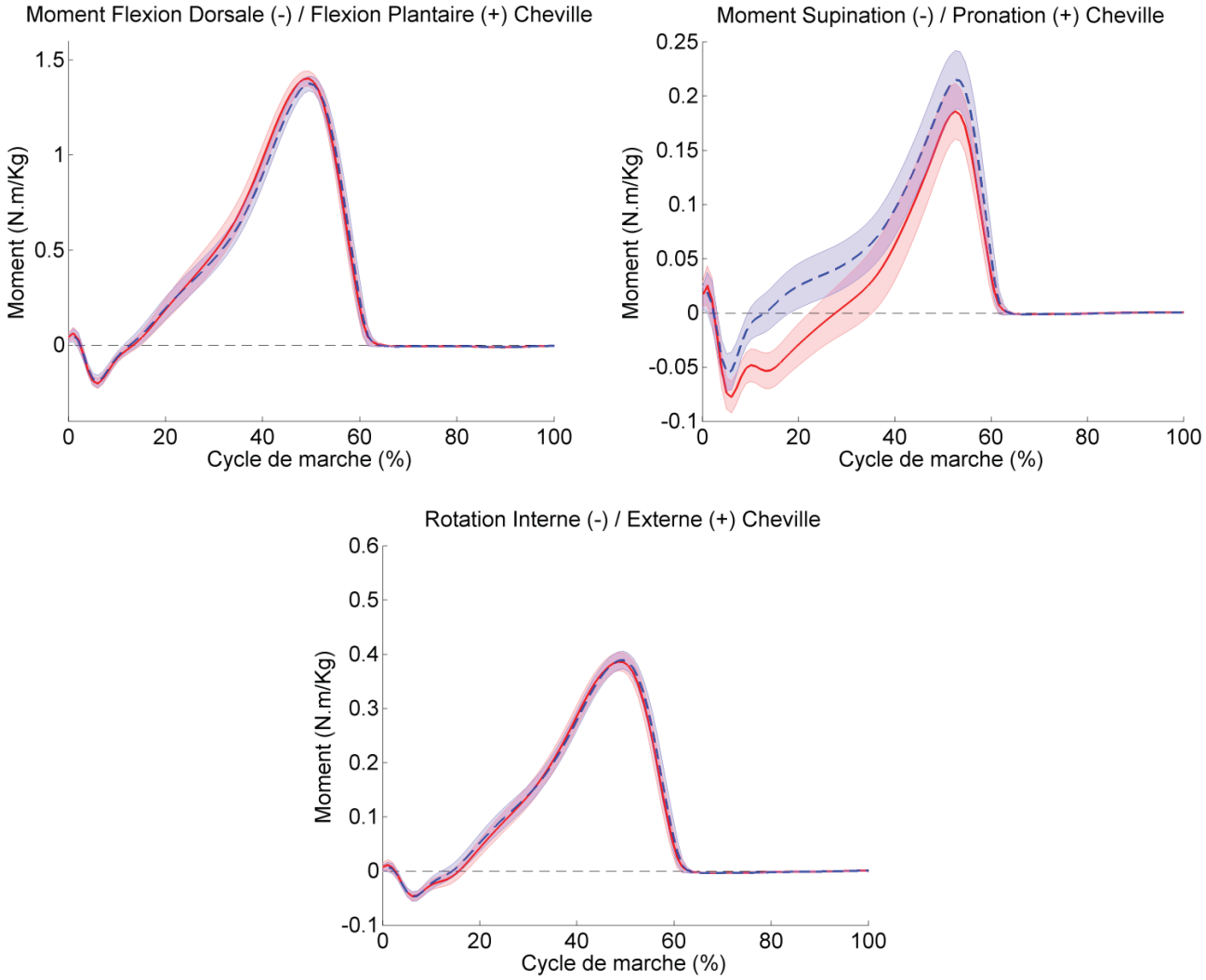

Figure 61 : Moments articulaires de la cheville (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent un moment de flexion plantaire, de pronation et de rotation externe.

4.3.5.2 Genou

En condition AOP, les principaux résultats (Figure 62) montrent une augmentation significative du moment de valgum au maximum de 0.06 N.m/Kg (13%) ($p<0.001$). Par ailleurs, il n'existe aucune modification des moments de flexion ou extension ainsi que de rotation interne ou externe.

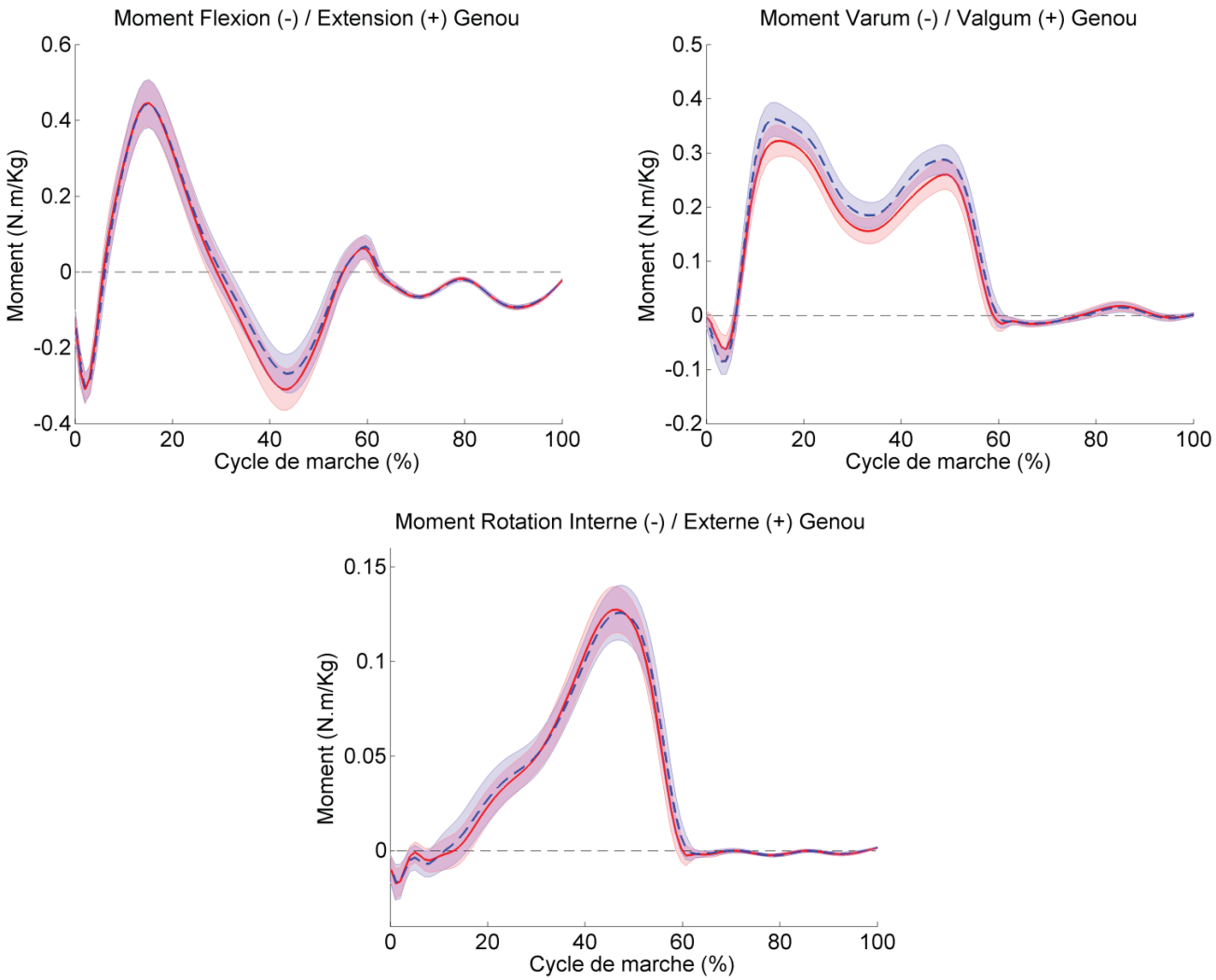

Figure 62 : Moments articulaires du genou (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent un moment d'extension, de valgum et de rotation externe.

4.3.5.3 Hanche

En condition AOP, les résultats (Figure 63) montrent qu'il n'existe aucune modification significative des valeurs de correction (moyennes, maximales et pics) pour les trois moments articulaires de la hanche (flexion/extension, adduction/abduction et rotation interne/externe).

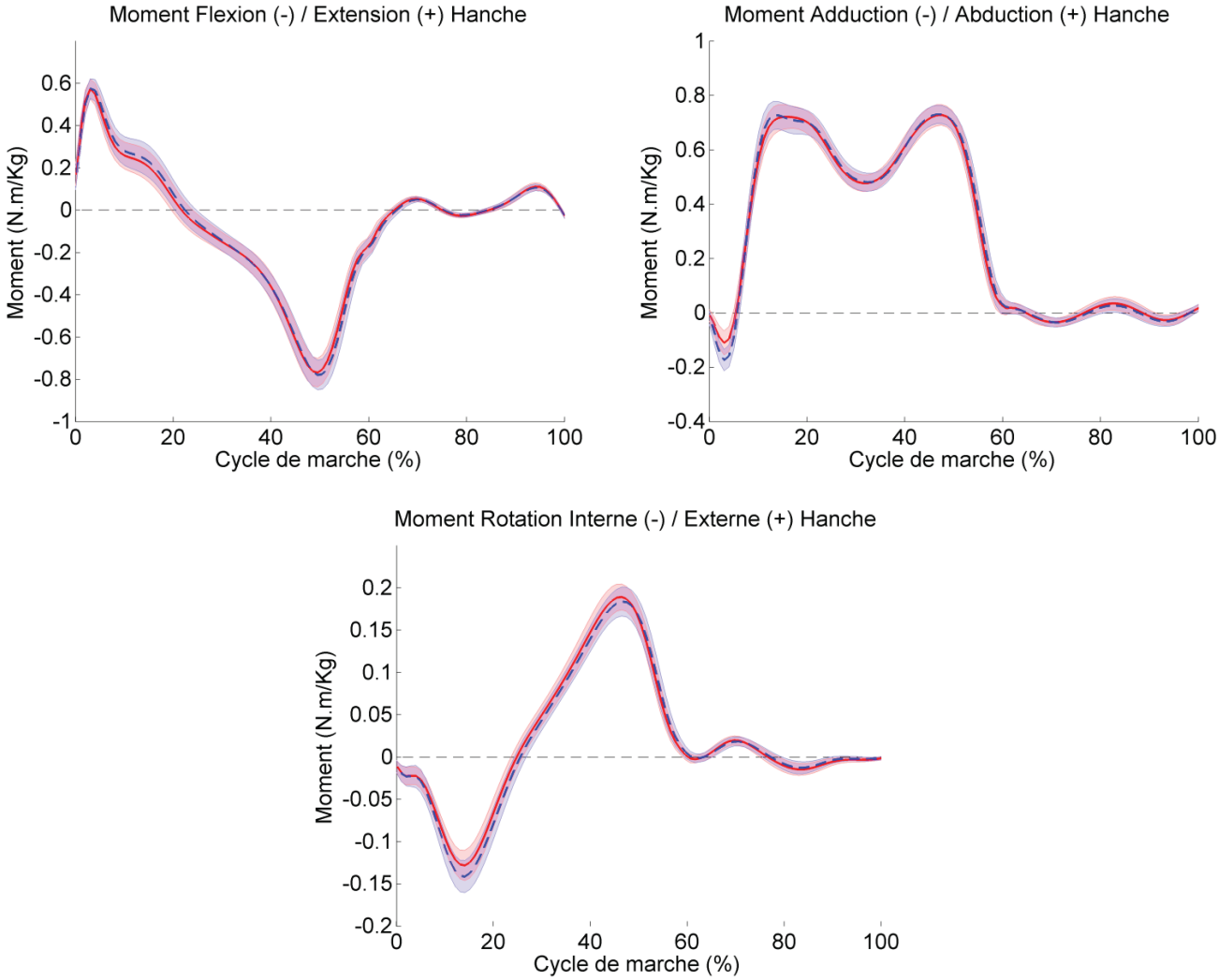

Figure 63 : Moments articulaires de la hanche (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche. La condition SOP est représentée en trait plein rouge alors que la condition AOP est représentée en trait pointillé bleu. Les valeurs positives indiquent un moment d'extension, d'abduction et de rotation externe.

4.3.6 Récapitulatif des résultats

Afin d'intégrer la variabilité des données de l'AQM dans l'interprétation des résultats, les valeurs de correction obtenues sont comparées à 2 fois la variabilité correspondante (notion de ± la variabilité, équivalent à une probabilité statistique de 5%, (Bar-Hen, 2001)). Les valeurs de correction obtenues entre SOP et AOP sont comparées à la variabilité inter-essais (IE), puisque les marqueurs cutanés n'ont pas été déplacés. Ainsi, même si le test statistique montre un effet significatif, la valeur de correction peut être considérée comme non interprétable (Tableau 7).

		Variabilité AQM	Différence AOP-SOP Moyenne				Différence AOP-SOP Maximale			
Segment ou Articulation	**DDL -/+**	**Valeur**	**Valeur**	**SD**	***p value***	***Interprétation***	**Valeur**	**SD**	***p value***	***Interprétation***
PIED (Deg.)	Pro/Supi	1.2	4.3	1.7	***< 0.01***	*OUI*	6.1	2.0	***< 0.01***	*OUI*
	Abd/Add	2.1	0.3	1.3	*0.172*		1.0	2.6	***< 0.05***	*NON*
CHEVILLE (Deg.)	Plan/Dorsi	1.6	-0.8	1.2	***< 0.01***	*NON*	-0.5	3.6	*0.391*	
	Pro/Supi	1.2	3.0	1.6	***< 0.01***	*OUI*	4.1	2.4	***< 0.01***	*OUI*
	Abd/Add	0.9	0.5	1.1	***< 0.01***	*NON*	0.8	1.8	***< 0.01***	*NON*
GENOU (Deg.)	Ext/Flex	0.9	0.1	1.0	*0.618*		-0.5	3.3	*0.311*	
	Val/Var	0.4	0.1	0.3	*0.11*		0.0	0.9	*0.864*	
	Rot. Ext/Int	1.3	0.2	1.2	*0.316*		0.5	3.0	*0.274*	
HANCHE (Deg.)	Ext/Flex	1.4	0.4	1.1	**< 0.05**	*NON*	0.5	2.6	0.224	
	Abd/Add	0.8	0.1	0.8	0.304		0.3	1.8	0.355	
	Rot. Ext/Int	1.8	-0.6	1.3	**< 0.01**	*NON*	-1.8	3.1	**< 0.01**	*NON*
BASSIN (Deg.)	Retro/Ant	1	0.0	0.9	0.754		0.1	1.5	0.721	
	Lat/Med	0.5	0.3	0.6	**< 0.01**	*NON*	0.5	1.4	**< 0.05**	*NON*
	Arr/Avt	1.5	0.1	0.7	0.614		0.3	2.0	0.345	

Tableau 7 : *Tableau d'interprétation cinématique. Les cases grises correspondent à un test statistique non significatif, les cases jaunes correspondent à un test statistique significatif et interprétable alors que les cases rouges correspondent à un test statistique significatif mais non interprétable*

		Variabilité AQM	Différence AOP-SOP Moyenne				Différence AOP-SOP Maximale			
Segment ou Articulation	**DDL -/+**	**Valeur**	**Valeur**	**SD**	***p value***	***Interprétation***	**Valeur**	**SD**	***p value***	***Interprétation***
CP (%)	Post/Ant	2.38	-0.72	1.95	***< 0.05***	*NON*	-2.26	5.83	***< 0.05***	*NON*
	Med/Lat	3.01	-4.09	3.16	***< 0.01***	*NON*	-8.72	5.13	***< 0.01***	*OUI*
GRF (N/kg)	Post/Ant	0.08	-0.01	0.04	*0.252*		0.09	0.39	*0.136*	
	Lat/Med	0.05	-0.05	0.05	***< 0.01***	*NON*	-0.14	0.13	***< 0.01***	*OUI*
	Verticale	0.26	0.02	0.12	*0.391*		0.58	1.15	***< 0.01***	*OUI*
CHEVILLE (N.m/kg)	Dorsi/Plan	0.05	-0.01	0.04	***< 0.05***	*NON*	0.03	0.04	*0.333*	
	Supi/Pro	0.01	0.04	0.04	***< 0.01***	*OUI*	0.08	0.04	***< 0.01***	*OUI*
	Rot. Int/Ext	0.02	0.00	0.04	*0.099*		0.03	0.04	***< 0.05***	*NON*
GENOU (N.m/kg)	Flex/Ext	0.04	0.01	0.04	***< 0.05***	*NON*	0.05	0.13	***< 0.05***	*NON*
	Var/Val	0.03	0.03	0.02	***< 0.01***	*NON*	0.06	0.07	***< 0.01***	*OUI*
	Rot. Int/Ext	0.01	0.00	0.01	*0.156*		0.01	0.03	***< 0.05***	*NON*
HANCHE (N.m/kg)	Flex/Ext	0.04	0.00	0.06	*0.711*		-0.03	0.17	*0.301*	
	Add/Abd	0.05	0.00	0.02	*0.56*		-0.01	0.14	*0.576*	
	Rot. Int/Ext	0.01	-0.01	0.01	***< 0.01***	*NON*	-0.01	0.04	*0.052*	

Tableau 8 : *Tableau d'interprétation cinétique. Les cases grises correspondent à un test statistique non significatif, les cases jaunes correspondent à un test statistique significatif et interprétable alors que les cases rouges correspondent à un test statistique significatif mais non interprétable*

4.4 Discussion

Dans le traitement du pied valgus, le but de l'OP de supination est de corriger l'architecture fonctionnelle du pied, en dynamique, durant toute la phase d'appui de la marche. Les principaux résultats mis en évidence montrent que l'OP a permis de modifier la cinématique segmentaire du pied ainsi que la cinématique articulaire et la dynamique inter segmentaire de la cheville.

4.4.1 Cinématique

Les modifications cinématiques observées (segmentaire du pied et articulaire de la cheville) sont en accord avec les études précédemment réalisées (Bates et al., 1979; Fong et al., 2008; Lavigne et al., 2011, 2010; MacLean et al., 2006; Smith et al., 1986; Stacoff et al., 2000). Pour les autres articulations du membre inférieur (genou, hanche et bassin), aucune modification significative n'a été observée, sauf une tendance à la rotation externe de la hanche. Ces résultats sont également cohérents avec ceux de la littérature (Nester et al., 2003).

Il faut tout de même noter que les amplitudes de correction observées au niveau de la cheville sont plus importantes (4 à 6 degrés dans cette étude contre 1 à 2 degrés pour d'autres auteurs (MacLean et al., 2006; Stacoff et al., 2000)). Ces amplitudes de correction plus élevées peuvent s'expliquer par la conception de l'OP. En effet, la prise d'empreinte sur mesure assure une liaison de contact orthèse/pied idéale. Ainsi, les reliefs et inclinaisons des éléments de l'orthèse permettent une mobilisation optimale des segments osseux. L'absence de modification sur les autres articulations du membre inférieur (genou, hanche et bassin), peuvent s'expliquer par la cible de traitement de cette étude. En effet, les OP ont été conçues pour traiter une pathologie de la région de la cheville. Il est donc plutôt intéressant de ne pas engendrer trop de modifications des mouvements des autres articulations pouvant alors créer de nouvelles pathologies périphériques (Foroughi et al., 2009; Thorp et al., 2006).

4.4.2 Centre de pression et force de réaction du sol sur le pied

Le port d'une OP engendre un déplacement du centre de pression plantaire vers la partie médiale du pied associé à une force de réaction du sol sur le pied plus latérale à l'attaque du pas et moins médiale le reste de la phase d'appui. Ces résultats sont la conséquence de la poussée valgisante du pied neutralisée par la géométrie de l'orthèse. Des études portant sur la mesure des pressions plantaires avec un calage du pied par des éléments varisants (Van Gheluwe and Dananberg, 2004) ont montré le même type de résultat. Il en est de même pour des études portant sur la modification de la force de réaction du sol par l'intermédiaire d'une bande supinatrice (Nester et al., 2003).

4.4.3 Moments articulaires

Le port d'OP engendre une réduction du moment articulaire supinateur liée aux déplacements médial du centre de pression plantaire et latéral du centre articulaire de la cheville, du fait de l'augmentation de la supination du pied. Ces résultats sont cohérents avec ceux de la littérature (MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003; Williams et al., 2003). De plus, comme certains auteurs l'ont décrit, le muscle tibial postérieur contribue de façon majeure au moment articulaire supinateur de la cheville et agit de manière excentrique afin de limiter la pronation (O'Connor and Hamill, 2004). La réduction du moment articulaire supinateur suggère donc une assistance des OP au muscle tibial postérieur dans le contrôle de la pronation (diminution du travail excentrique) (Lavigne et al., 2011; MacLean et al., 2006).

Au niveau du genou, les principales modifications concernent une augmentation du moment en valgum. Celle-ci est la conséquence du déplacement médial du CP augmentant ainsi le bras de levier du genou dans le plan frontal. Ces modifications restent cependant de faible amplitude, écartant le risque de déclenchement d'autres pathologies (Thorp et al., 2006).

L'ensemble des résultats permet d'expliquer le mécanisme de traitement par OP de supination (Figure 64). En effet, la géométrie de l'orthèse permet de contrer la poussée valgisante du pied et donc de mobiliser la cheville en supination. Cette prise d'appui sur la zone la plus haute de l'OP entraine donc un déplacement médial du CP qui va favoriser la réduction du moment articulaire de supination pouvant s'interpréter comme une diminution du travail excentrique du muscle tibial postérieur (Lavigne et al., 2011; O'Connor and Hamill, 2004).

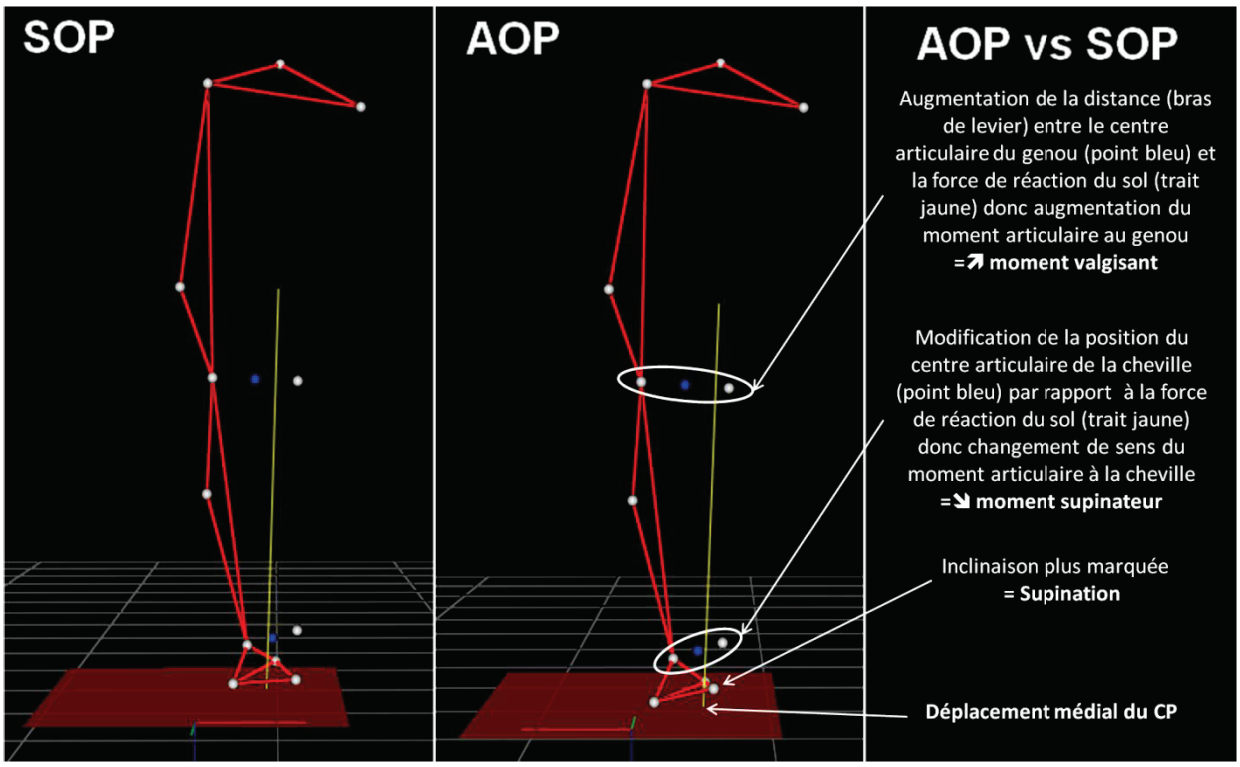

Figure 64 : Mécanisme de traitement par OP de supination.

4.4.4 Limites et perspectives

Pour approfondir ces résultats, il serait intéressant de différencier l'action des différents éléments constituant l'orthèse plantaire (éléments postérieurs, médians et antérieurs) ainsi que de quantifier l'action de ces éléments en fonction des caractéristiques des matériaux utilisés (densité, dureté et épaisseur). Pour cela, l'utilisation de modèles multi-segmentaires du pied doit être envisagée (Deschamps et al., 2011). De plus, l'utilisation de l'électromyographie, notamment sur les muscles inverseurs et éverseurs de cheville, permettrait de préciser les modifications apportées par les OP sur l'action des différents muscles.

Par ailleurs, afin d'apporter une vision claire et objective de l'effet des orthèses plantaires, il pourrait être utile de différencier l'action de plusieurs concepts orthétiques. L'intérêt serait de fournir aux thérapeutes des recommandations sur les techniques à utiliser en fonction de la pathologie.

Enfin, cette étude s'est intéressée aux effets de port d'OP à court terme. Une étude sur les actions à long terme fournirait des informations complémentaires. Cependant, un protocole de mesures adapté devra être utilisé compte tenu de la variabilité des mesures inter-sessions inhérente à l'AQM (McGinley et al., 2009).

4.5 Conclusion

Cette étude a mis en évidence les effets instantanés induits par les orthèses plantaires thermoformées de supination confectionnées sur mesure dans la rééquilibration du pied valgus à l'origine d'une pathologie de la région de la cheville. Les résultats obtenus ont permis de quantifier les modifications cinématique et dynamique de l'ensemble du membre inférieur apportées par l'OP et d'identifier le mécanisme de traitement par OP.

Cette étude démontre ainsi de manière scientifique les actions de ce type de concept orthétique, expliquant son succès clinique significatif. De plus, contrairement aux autres thérapies physiques, l'utilisation de ces OP présente l'avantage d'accomplir un acte thérapeutique à chaque pas. Il serait donc intéressant de vérifier si l'action de l'OP est conservée après plusieurs mois d'utilisation.

Cependant, la variabilité des mesures entre les sessions d'AQM pourrait être un frein à une analyse rigoureuse lors du suivi longitudinal. Ainsi, le chapitre suivant visera donc à évaluer les effets induits, à plus ou moins long terme, par un traitement par orthèse plantaire.

Chapitre 5 : Applications en podologie

5.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de démonter l'intérêt d'une prise en charge, par le podologue, de troubles de la marche liés à différentes pathologies du membre inférieur grâce à l'utilisation d'orthèses plantaires confectionnées sur mesure. De plus, afin d'appliquer la méthodologie développée dans le chapitre précédent, les effets instantané et à court ou moyen terme seront abordés. Ainsi, deux cas cliniques présentant des pathologies différentes et donc pour lesquels ont été confectionnées des orthèses plantaires différentes seront analysés.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Patients

Deux cas cliniques sont présentés. Le premier est un patient présentant un syndrome de loges lié à un pied valgus. Ce patient a été vu en examen clinique par le podologue expérimenté et une paire d'orthèses plantaires sur mesure lui a été confectionnée. Une première AQM a été réalisée sans et avec orthèse plantaire (effet instantané) puis il a été revu un mois plus tard pour une nouvelle AQM avec la même orthèse plantaire (effet à court terme).

Le second cas clinique est un patient présentant une arthrose fémoro-tibiale médiale. Ce patient a été vu en examen clinique par le podologue expérimenté et une paire d'orthèses plantaires sur mesure lui a été confectionnée. Une première AQM a été réalisée sans et avec orthèse plantaire (effet instantané) puis il a été revu six mois plus tard pour une nouvelle AQM avec la même orthèse plantaire (effet à moyen terme).

5.2.2 Dispositif et protocole

D'un point de vue méthodologique, les protocoles expérimentaux ainsi que les paramètres cinématiques et dynamiques calculés sont ceux décrits dans ce manuscrit (cf. 2.3 - Protocole de mesure). En plus de démontrer les effets biomécaniques induits par une prise en charge podologique, le but est également de montrer l'intérêt clinique de l'utilisation d'une méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée (cf. 3.2.4 - Méthode de correction segmentaire) dans l'interprétation des résultats.

Ainsi, les patients sont soumis à une AQM lors de 2 sessions différentes. Lors de la première session, le patient marche sans ses orthèses plantaires (SOP) puis, après une courte période d'adaptation mais sans déplacement des marqueurs cutanés, il marche avec ses orthèses plantaires (AOPi). Il est ensuite vu une nouvelle fois à court ou moyen terme (selon les cas) et lors de cette deuxième session, le patient marche de nouveau avec ses orthèses plantaires (AOPd). Dans un premier temps, la méthodologie de correction segmentaire n'est pas utilisée (AOPd-NC) et dans un second temps, cette dernière est appliquée (AOPd-C).

5.2.3 Comparaison des données et intégration de la variabilité

Les données cinématiques et dynamiques issues des analyses de marche AOPi, AOPd-NC et AOPd-C sont comparées à celles de la marche SOP. Pour cela, les valeurs de correction moyennes durant la phase d'appui sont calculées (cf. 4.2.4 - Variables biomécaniques).

Afin d'intégrer la variabilité des données de l'AQM dans l'interprétation des résultats, les valeurs de correction obtenues sont comparées à 2 fois la variabilité correspondante (notion de ± la variabilité, équivalent à une probabilité statistique de 5%, (Bar-Hen, 2001)). Ainsi, les valeurs de correction obtenues entre SOP et AOPi sont comparées à la variabilité inter-essais (IE), les valeurs de correction entre SOP et AOPd-NC sont comparées à la variabilité inter-sessions non corrigée (IS-NC) et les valeurs de correction entre SOP et AOPd-C sont comparées à la variabilité inter-sessions corrigée (IS-C).

5.3 Cas clinique : Pied valgus

L'application sur ce premier cas clinique vise à montrer les effets instantané et à court terme des orthèses plantaires sur la correction du pied valgus.

5.3.1 Introduction

La déformation posturale du pied en valgus a largement été traitée dans le chapitre 3 (cf. 4.1 - Bilan bibliographique). Pour rappel, des chercheurs ont montré que l'affaissement de l'arche interne du pied entraîne une éversion calcanéenne (Hintermann and Nigg, 1998), une rotation interne du tibia (Levinger et al., 2010) et une abduction de l'avant pied (Hunt and Smith, 2004; Levinger et al., 2010). De plus, certains auteurs signalent une réduction de l'efficacité de la marche et une diminution de l'absorption des chocs (Tweed et al., 2008; Williams III et al., 2001). Enfin, l'effondrement de l'arche interne entraîne une augmentation de l'activité des muscles inverseurs et une diminution de l'activité des muscles éverseurs (Hunt and Smith, 2004; Murley et al., 2009). Face à l'affaissement de l'arche interne, quelques études scientifiques ont montré l'efficacité de certaines orthèses plantaires. Ainsi, des auteurs mettent en évidence une réduction de l'éversion du pied (Bates et al., 1979; Dedieu et al., 2013; Fong et al., 2008; Lavigne et al., 2011, 2010; MacLean et al., 2006; Smith et al., 1986; Stacoff et al., 2000), de la rotation interne du tibia (Nawoczenski et al., 1995; Nester et al., 2003) et du moment articulaire d'inversion de la cheville (Lavigne et al., 2011; MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003; Williams et al., 2003). Les répercussions cinématique et dynamique au niveau des autres articulations du membre inférieur (genou, hanche et bassin) sont relativement faibles et souvent non significatives (Nester et al., 2003).

5.3.2 Observations

5.3.2.1 Le patient

Le patient est un homme de 30 ans, pesant 68 kg et mesurant 1.80 m. L'interrogatoire clinique réalisé par le podologue expérimenté révèle que le patient pratique le football une fois par semaine et que, suite à un déménagement (changement de région), ses trajets quotidiens effectués précédemment en voiture (situation de décharge statique) se font maintenant à pied (situation de charge dynamique). Ainsi, après plusieurs mois, sa marche, plutôt rapide, a fait apparaitre une douleur sous forme de sensation de brûlure au niveau de la loge antérieure des jambes, majorée du côté gauche. Cette douleur est quantifiée en moyenne à 6/10 sur une échelle visuelle analogique et nécessite systématiquement une diminution de la vitesse de marche. Par épisode, la douleur peut monter jusqu'à 8/10 et nécessite, dans ce cas, une courte période de repos.

L'examen en décharge révèle un gonflement de la loge antérieure de la jambe et une dureté de celle-ci à la palpation. La mise en tension musculaire est douloureuse et la force musculaire semble diminuée.

L'examen en charge statique et dynamique montre principalement que le patient présente des pieds valgus, la déformation étant plus importante pour le pied gauche. Ainsi, à la marche pieds nus, à l'attaque du pas, le pied tend à être dans une position d'éversion supérieure à la normale (augmentation de la flexion dorsale, de la pronation et de l'abduction de la cheville) avec notamment une contraction concentrique exagérée du muscle tibial antérieur. Ensuite, durant la phase de mise en charge, le muscle tibial antérieur va participer au contrôle de la flexion plantaire et de la pronation du médio-pied par une activité excentrique. Durant le reste de la phase d'appui, le muscle tibial antérieur va être progressivement étiré et ceci de façon plus importante que la normale (position de départ plus « éloignée »). Enfin, afin d'assurer la propulsion par un mouvement d'inversion (flexion plantaire, supination et adduction), le muscle tibial antérieur va participer à l'adduction par une brève activité concentrique. Cet ensemble conduit à une surcharge et une hyper utilisation aboutissant à un surmenage fonctionnel de la loge antérieure de la jambe.

Le podologue diagnostique alors que le patient souffre d'un syndrome de loge chronique et plus précisément, de la loge antérieure de la jambe gauche. Ce syndrome se caractérise par une augmentation de pression intramusculaire dans un espace limité (loge ostéo-aponévrotique) (Rolland et al., 2001).

5.3.2.2 La thérapeutique

Pour ce patient, une paire d'orthèses plantaires thermoformées lui est confectionnée sur mesure. Ces orthèses thermomécaniques compactes sont moulées et conformées aux pieds du patient à partir d'une prise d'empreinte en position corrigée des pieds et des membres inférieurs. Afin de limiter l'éversion du pied durant les 3 phases du pas (taligrade, plantigrade et digitigrade), l'orthèse plantaire gauche contient des éléments permettant des actions supinatrices globales (arrière-pied, médio-pied et avant-pied) et une action de stabilisation styloïdo-cuboïdienne.

5.3.2.3 Observations patients

Durant le premier mois, le patient a porté ses orthèses plantaires 10 à 12 heures par jour à raison de 6 à 7 jours par semaine. Ainsi, après un mois d'utilisation de ses orthèses plantaires, le patient ne ressent plus de douleur (EVA à 1/10) que ce soit à la marche ou dans sa pratique sportive.

5.3.2.4 Observations cinématiques

En condition AOPi (Figure 65 ; Tableau 9), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale et de la pronation de la cheville de 1.4 et de 3.4 degrés, respectivement. La rotation de la cheville n'est pas modifiée. Cependant, compte tenu de la variabilité, la modification de la flexion dorsale n'est pas à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 65 ; Tableau 9), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale et de la pronation de la cheville de 1.0 et de 3.8 degrés, respectivement. La rotation de la cheville n'est pas modifiée. Cependant, au regard de la variabilité, aucune de ces modifications n'est à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 65 ; Tableau 9), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale et de la pronation ainsi qu'une augmentation la rotation interne de la cheville de 2.6, 8.3 et 2.0 degrés, respectivement. Cependant, étant donné la variabilité, la modification de la rotation interne n'est pas à considérer.

Cinématique Articulaire Cheville				
		Flex. P / Flex D.	Pro. / Sup.	Rot. Ext. / Int.
Variabilité	IE	1.6	1.2	0.9
	IS - NC	1.2	4.8	2.9
	IS - C	1.2	1	1.2
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	-1.4	3.4	0.1
	SOP vs AOPd NC	-1.0	3.8	0.4
	SOP vs AOPd C	-2.6	8.3	2.0
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	NON	OUI	NON
	SOP vs AOPd NC	NON	NON	NON
	SOP vs AOPd C	OUI	OUI	NON

Tableau 9 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire de la cheville*

5.3.2.5 Observations dynamiques

En condition AOPi (Figure 65 ; Tableau 10), les résultats montrent une diminution du moment de flexion plantaire de 0.04 N.m/kg et une augmentation du moment de pronation de 0.09 N.m/kg. Le moment de rotation de la cheville n'est pas modifié. Cependant, compte tenu de la variabilité, la modification du moment de flexion plantaire n'est pas à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 65 ; Tableau 10), les résultats montrent une diminution du moment de flexion plantaire de 0.13 N.m/kg et une augmentation des moments de pronation et de rotation externe de 0.03 et 0.02 N.m/kg, respectivement. Cependant, au regard de la variabilité, la modification des moments de pronation et de rotation ne sont pas à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 65 ; Tableau 10), les résultats montrent une diminution des moments de flexion plantaire et de rotation externe de 0.12 et de 0.01 N.m/kg, respectivement, et une augmentation du moment de pronation et 0.05 N.m/kg. Cependant, étant donné la variabilité, la modification du moment de rotation n'est pas à considérer.

Moments Articulaires Cheville				
		Flex. D / Flex P.	Sup. / Pro.	Rot. Int. / Ext.
Variabilité	IE	0.05	0.01	0.02
	IS - NC	0.03	0.02	0.03
	IS - C	0.03	0.02	0.01
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	-0.04	0.09	0.00
	SOP vs AOPd NC	-0.13	0.03	0.02
	SOP vs AOPd C	-0.12	0.05	-0.01
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	NON	OUI	NON
	SOP vs AOPd NC	OUI	NON	NON
	SOP vs AOPd C	OUI	OUI	NON

Tableau 10 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires de la cheville*

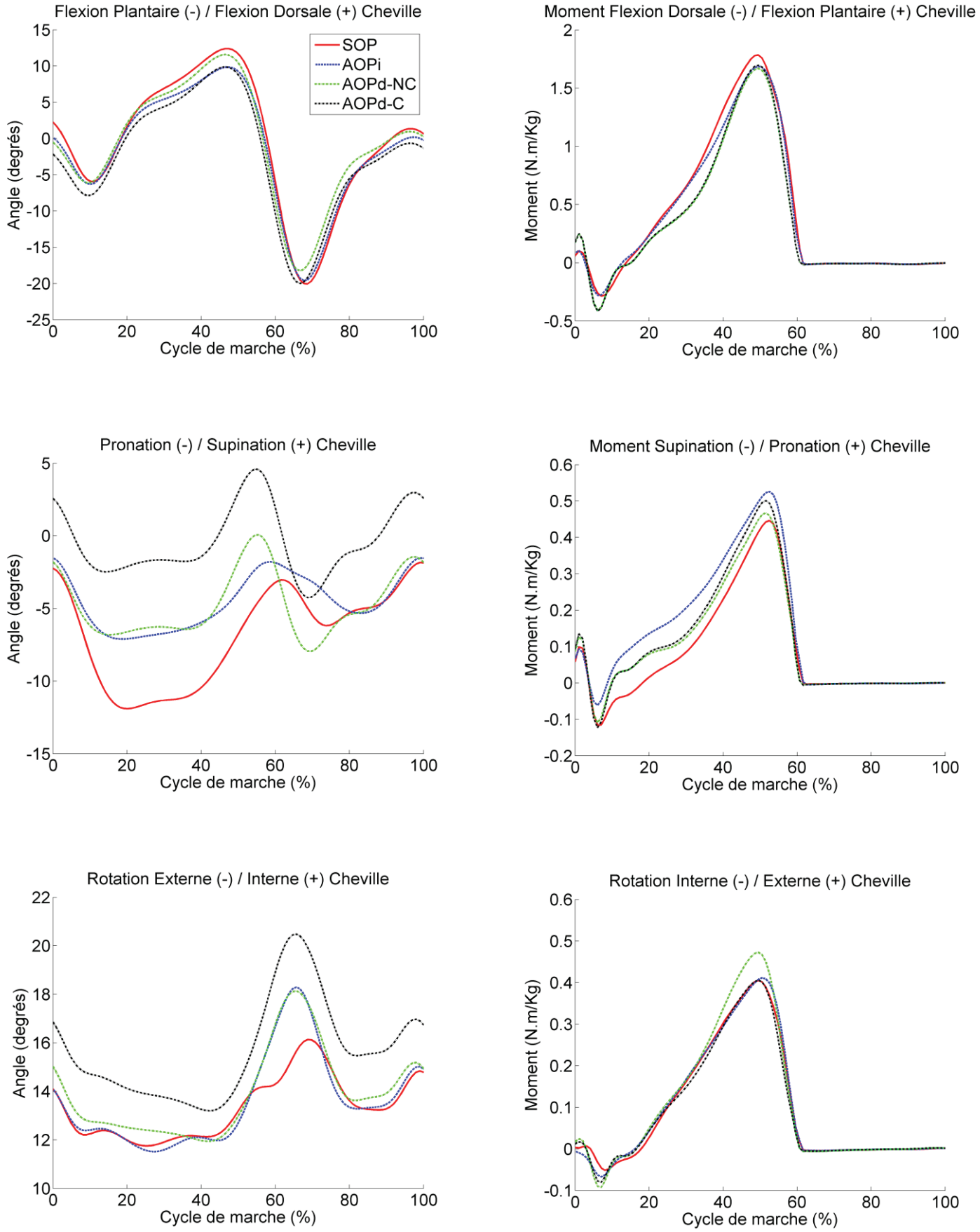

Figure 65 : Cinématique et moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche pour le premier cas clinique. La condition SOP est représentée en rouge, la condition AOPi en bleu, la condition AOPd-NC est vert et la condition AOPd-C en noir.

5.3.3 Discussion

Pour ce cas clinique, l'utilisation de la méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée montre son importance sur l'interprétation de l'effet de la thérapeutique administrée. En effet, en comparant les modifications cinématiques et dynamiques induites par l'orthèse plantaire, après un mois de port, sans (AOPd-NC) et avec (AOPd-C) utilisation de la méthodologie de correction segmentaire, il apparait que l'interprétation possible au regard des variabilités inter-sessions (IS-NC et IS-C) n'est pas identique.

D'un point de vue cinématique, après un mois de port de l'orthèse plantaire, si la méthode de correction segmentaire n'est pas appliquée, aucune des modifications observées ne peut être interprétée comme « significative ». Par contre, si la méthodologie de correction est utilisée, il est possible de considérer effectives une diminution de la flexion dorsale et de la pronation de la cheville.

D'un point de vue des moments articulaires, après un mois de port de l'orthèse plantaire, si la méthode de correction segmentaire n'est pas appliquée, seule la diminution du moment de flexion plantaire peut être interprétée comme « significative ». Par contre, si la méthodologie de correction est utilisée, il est possible de considérer effectives une diminution du moment de flexion plantaire et une augmentation du moment de pronation de la cheville.

D'un point de vue clinique, le port de l'orthèse plantaire (AOPi) montre des modifications cinématiques et dynamiques instantanées uniquement dans le plan frontal avec une réduction de la pronation et une augmentation du moment articulaire de pronation de la cheville. Ces données sont en accord avec celles de la littérature (Bates et al., 1979; Dedieu et al., 2013; Fong et al., 2008; Lavigne et al., 2011, 2010; MacLean et al., 2006; Mündermann et al., 2003; Smith et al., 1986; Stacoff et al., 2000; Williams et al., 2003). Après un mois de port de l'orthèse plantaire (AOPd-C), ces modifications persistent bien qu'elles soient réaménagées (correction de la pronation plus importante et correction du moment de pronation plus faible). De plus, ces dernières sont complétées par une réduction de la flexion dorsale et du moment de flexion plantaire de la cheville. Ceci semble montrer un certain mécanisme d'adaptation du patient à son orthèse plantaire puisqu'en instantané l'effet thérapeutique est « supinateur » alors qu'après un mois de port, l'effet est plutôt « inverseur », c'est-à-dire une combinaison

d'effet de flexion plantaire, de supination et de rotation interne (ou adduction), bien que cette dernière ne soit pas suffisamment importante pour être interprétable. Vis-à-vis de la pathologie du patient, ces observations sont très encourageantes puisque l'orthèse plantaire tend à limiter l'éversion du pied et donc contribue à réduire le travail mécanique de la loge antérieure de la jambe.

5.4 Cas clinique : Gonarthrose

L'application sur ce deuxième cas clinique vise à montrer les effets instantanés et à moyen terme des orthèses plantaires sur la prise en charge d'une arthrose fémoro-tibiale médiale.

5.4.1 Introduction

L'arthrose est la maladie articulaire la plus fréquente et l'un des problèmes de santé les plus répandus, notamment chez les personnes âgées. L'étiologie de l'arthrose est multifactorielle et comprend des facteurs inflammatoires, métaboliques et mécaniques (Felson et al., 2000). Du point de vue épidémiologique, c'est l'articulation du genou qui est la plus fréquemment atteinte (Felson and Nevitt, 2004). Ainsi, en fonction des études, la gonarthrose touche de 20 à 30 % des sujets âgés de 60 à 70 ans et de 40 à 50 % des sujets de plus de 80 ans (Andrianakos et al., 2006; Michael et al., 2010). Il a été prouvé que 34 % des sujets atteints d'une gonarthrose unilatérale présenteront dans un délai de deux ans une localisation bilatérale (Spector et al., 1994). Les facteurs de risque sont l'hérédité, l'obésité, les traumatismes et le port de charge lourde (Lin et al., 2010). Il existe différents grades d'arthrose généralement établis à partir d'une radiographie de face et en charge. L'arthrose du genou est responsable d'un grand nombre d'arthroplasties pratiquées chaque année (Dumont et al., 2008; Jiang et al., 2012).

L'arthrose peut atteindre une partie ou la totalité de l'articulation du genou. Il faut distinguer l'arthrose fémoro-tibiale médiale, l'arthrose fémoro-tibiale latérale, l'arthrose fémoro-patellaire et l'arthrose globale. L'arthrose fémoro-tibiale médiale est la plus fréquente et elle est favorisée par une déformation de l'axe mécanique des membres inférieurs en varum (Wybier, 1993). Elle peut être classée en 5 stades radiologiques selon Kellgren et Lawrence (Kellgren and Lawrence, 1957) en fonction des ostéophytes et du pincement de l'interligne articulaire.

Les recherches liées à l'analyse de la marche de patients atteints de gonarthrose fémoro-tibiale médiale s'intéressent principalement au chargement du compartiment médial du genou qu'ils estiment à partir du moment externe d'adduction (moyenne, pic ou aire sous la courbe (impulsion)). Ainsi, certains auteurs montrent que le moment d'adduction est proportionnel à la déformation en varum de l'axe mécanique du membre inférieur (Foroughi et al., 2009). De plus, le premier pic du moment d'adduction est considéré comme un puissant indicateur de la présence (Baliunas et al., 2002; Gök et al., 2002), de la sévérité (Kean et al., 2012; Mündermann et al., 2005, 2004) et du risque d'évolution (Miyazaki et al., 2002) de ce type d'arthrose. En effet, comparativement à une population saine, les patients atteints de ce type d'arthrose montrent un moment d'adduction du genou plus important (pic). De même, ce moment est plus conséquent chez les patients présentant une arthrose sévère que chez ceux ayant une arthrose faible ou modérée (pic et impulsion). Enfin, l'augmentation de ce moment est corrélée au risque d'aggravation de l'arthrose (Foroughi et al., 2009).

Les orthèses plantaires sont souvent utilisées pour modifier l'alignement des membres inférieurs. Les orthèses de calage latéral sont conçues pour déplacer latéralement le centre de pression plantaire et modifier l'axe mécanique du membre inférieur (Toda and Segal, 2002). Ainsi, le bras de levier entre la force de réaction du sol et le centre articulaire du genou est réduit et la répartition de charge se décale vers le compartiment latéral du genou (Crenshaw et al., 2000; Shelburne et al., 2008). La majorité des études (Butler et al., 2007; Kerrigan et al., 2002; Kutzner et al., 2011; Russell and Hamill, 2011; van Raaij et al., 2010), ont rapporté une diminution du moment d'adduction et de son impulsion en utilisant des cales latérales.

5.4.2 Observations

5.4.2.1 Le sujet

Le sujet est un homme de 63 ans, pesant 135 kg et mesurant 1.80 m, souffrant des genoux depuis de nombreuses années. En effet, ses antécédents montrent qu'il a subi une double fracture du fémur gauche et une fracture de la fibula gauche en 1970. Après rééducation, une petite boiterie a persisté et des douleurs pouvaient apparaitre après un effort important. Dans les années 1990-1995, une douleur au genou gauche est apparue progressivement et s'intensifiait dans ses activités de jardinage ou de bricolage.

Ainsi, en 2000, il a subi une arthroscopie du genou gauche afin d'enlever de petits fragments osseux ou cartilagineux libres dans l'articulation. En 2004, un chirurgien orthopédiste lui a détecté une arthrose fémoro-tibiale médiale et une ostéotomie tibiale de valgisation a été pratiquée, visant à décomprimer le compartiment fémoro-tibial médial. Le patient a été soulagé durant 4 à 5 ans malgré une gêne persistante. A partir de 2009, la douleur au genou gauche est réapparue progressivement jusqu'en 2013 où la douleur, trop importante, incita le patient à consulter un podologue afin d'essayer de retarder la pose d'une prothèse du genou. La poursuite de l'interrogatoire clinique réalisé par le podologue expérimenté révèle que le motif de consultation est la douleur du genou gauche évaluée à 6/10 sur une échelle visuelle analogique. Le patient a un périmètre de marche limité et il utilise une canne pour les longues marches. De plus, il éprouve des difficultés à la montée et à la descente des escaliers et il a dû réduire ses activités de bricolage et de jardinage. Enfin, sa consommation d'antidouleurs est assez importante (3 par jour). L'examen en décharge révèle un gonflement du genou, une limitation des amplitudes articulaires et une douleur à la palpation du compartiment fémoro-tibial médial du genou. Aucune instabilité notable du genou n'est retrouvée. L'examen en charge statique et dynamique montre principalement que le patient présente des pieds varus et un genu varum. L'examen radiologique de face et en charge du genou gauche montre un pincement sévère de l'interligne articulaire, signe d'une arthrose de stade 4 selon la classification de Kellgren et Lawrence (Kellgren and Lawrence, 1957).

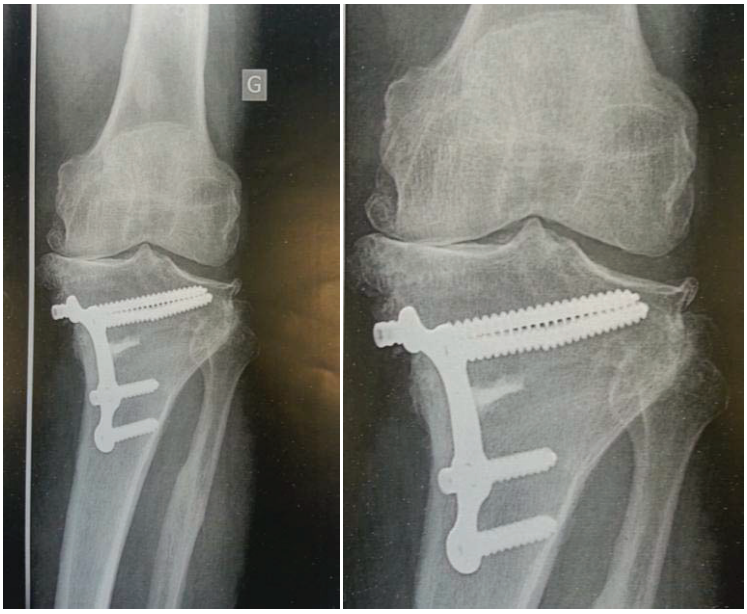

Figure 66 : L'examen radiologique de face et en charge du genou gauche

5.4.2.2 La thérapeutique

Pour ce patient, une paire d'orthèses plantaires thermoformées lui est confectionnée sur mesure (Figure 51). Leur but est de décharger le compartiment fémoro-tibial médial des genoux grâce à une action d'éversion durant les 3 phases du pas (taligrade, plantigrade et digitigrade). Leur fondement théorique est d'entraîner l'ensemble du membre inférieur en « rotation interne » et de déplacer le centre de pression plantaire latéralement dans le but de diminuer le bras de levier entre la force externe de réaction du sol et le centre articulaire du genou. Ainsi, l'orthèse plantaire gauche contient des éléments permettant des actions pronatrices globales (arrière-pied, médio-pied et avant-pied) et un contre appui de stabilisation talo-naviculaire ainsi qu'une talonnette postérieure.

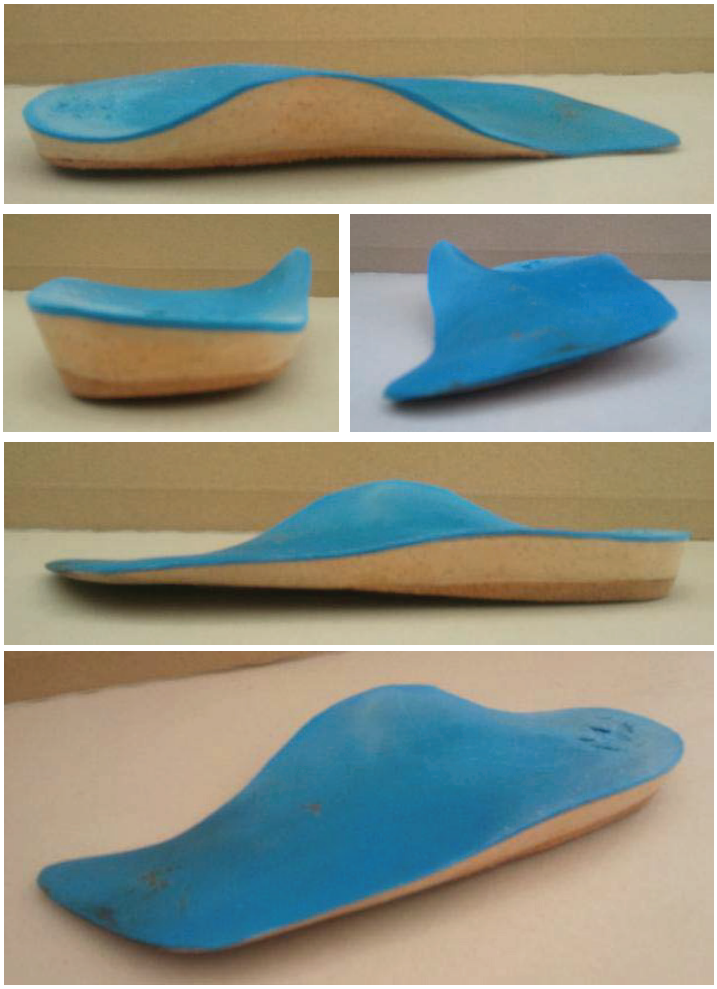

Figure 67 : Orthèse plantaire d'éversion du pied gauche.

5.4.2.3 Observations patients

Durant les six premiers mois, le patient a porté ses orthèses plantaires environ 10 heures par jour à raison de 7 jours par semaine. Il faut tout de même noter que durant ces six mois, le patient a porté ses orthèses plantaires de manière irrégulière durant 2 mois (mois estivaux). Ainsi, après six mois d'utilisation de ses orthèses plantaires, la douleur ressentie a diminué (EVA à 2/10) que ce soit à la marche ou dans ses activités quotidiennes et son périmètre de marche a augmenté.

La comparaison radiologique du genou gauche, lors d'une position en schuss à 30 degrés de flexion, sans et avec orthèse plantaire, montre des différences du comportement fonctionnel du genou. En effet, sans orthèse plantaire, le genou est bien en varum avec une compression sévère du compartiment fémoro-tibial médial. Par contre, l'orthèse plantaire tend à annuler l'angle de varum pour le réorienter vers le valgum. Par ailleurs, la compression fémoro-tibiale est toujours présente mais semble déplacée et la tête de la fibula est plus visible, signe d'une « rotation interne » du membre inférieur.

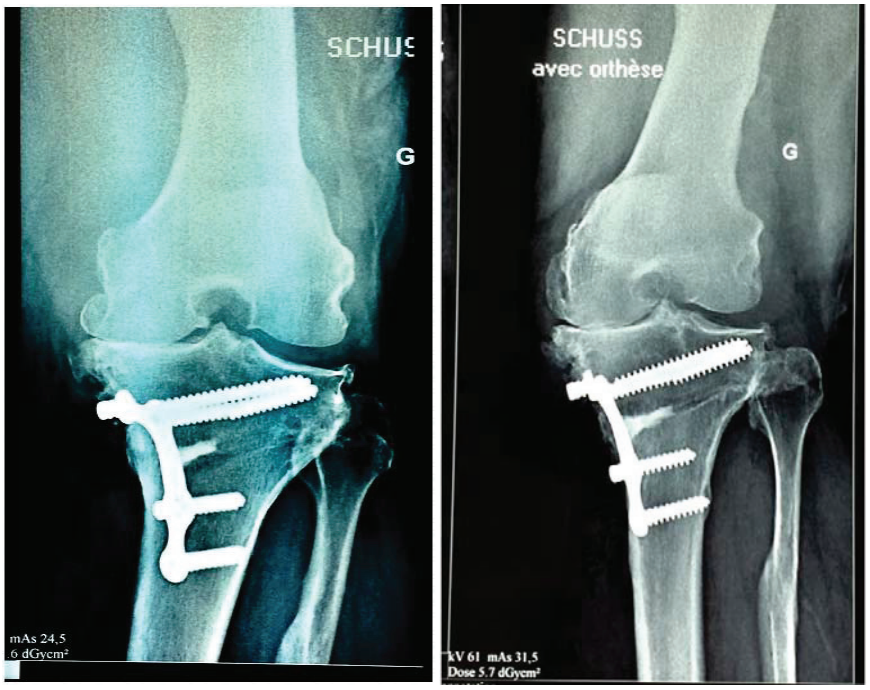

Figure 68 : Comparaison radiologique du genou gauche lors d'une position en schuss à 30 degrés de flexion, sans (à gauche) et avec (à droite) orthèse plantaire

5.4.2.4 Observations cinématiques

- *Cheville*

En condition AOPi (Figure 69 ; Tableau 11), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale et de la supination de la cheville de 2.3 et de 2.7 degrés, respectivement. La rotation de la cheville n'est pas modifiée. Cependant, compte tenu de la variabilité, la modification de la flexion dorsale n'est pas à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 69 ; Tableau 11), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale et de la supination ainsi qu'une augmentation de la rotation interne de la cheville de 3.1, 3.0 et 8.0 degrés, respectivement. Cependant, au regard de la variabilité, la modification de la supination n'est pas à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 69 ; Tableau 11), les résultats montrent une diminution de la flexion dorsale, de la supination et de la rotation interne de la cheville de 2.3, 3.0 et 1.3 degrés, respectivement. Cependant, étant donné la variabilité, les modifications de la flexion dorsale et de la rotation interne ne sont pas à considérer.

- *Genou*

En condition AOPi (Figure 69 ; Tableau 12), les résultats montrent une augmentation de la flexion et de la rotation interne ainsi qu'une diminution du varum du genou de 5.4, 0.8 et 0.9 degrés, respectivement. Cependant, compte tenu de la variabilité, la modification de la rotation n'est pas à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 69 ; Tableau 12), les résultats montrent une augmentation de la flexion et de la rotation externe ainsi qu'une diminution du varum du genou de 1.8, 7.2 et 3.9 degrés, respectivement. Cependant, au regard de la variabilité, la modification de la flexion n'est pas à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 69 ; Tableau 12), les résultats montrent une augmentation de la flexion et de la rotation externe du genou de 1.4 et 1.6 degrés, respectivement. Le varum du genou n'est pas modifié. Cependant, étant donné la variabilité, aucune des modifications n'est à considérer.

Cinématique Articulaire Cheville				
		Flex. P / Flex D.	Pro. / Sup.	Rot. Ext. / Int.
Variabilité	IE	1.6	1.2	0.9
	IS - NC	1.2	4.8	2.9
	IS - C	1.2	1	1.2
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	-2.3	-2.7	0.1
	SOP vs AOPd NC	-3.1	-3.0	8.0
	SOP vs AOPd C	-2.3	-3.0	-1.3
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	NON	OUI	NON
	SOP vs AOPd NC	OUI	NON	OUI
	SOP vs AOPd C	NON	OUI	NON

Tableau 11 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire de la cheville*

Cinématique Articulaire Genou				
		Ext. / Flex.	Val. / Var.	Rot. Ext. / Int.
Variabilité	IE	0.9	0.4	1.3
	IS - NC	0.9	1.6	3.5
	IS - C	0.9	0.6	1.4
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	5.4	-0.9	0.8
	SOP vs AOPd NC	1.8	-3.9	-7.2
	SOP vs AOPd C	1.4	-0.3	-1.6
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	OUI	OUI	NON
	SOP vs AOPd NC	NON	OUI	OUI
	SOP vs AOPd C	NON	NON	NON

Tableau 12 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire du genou*

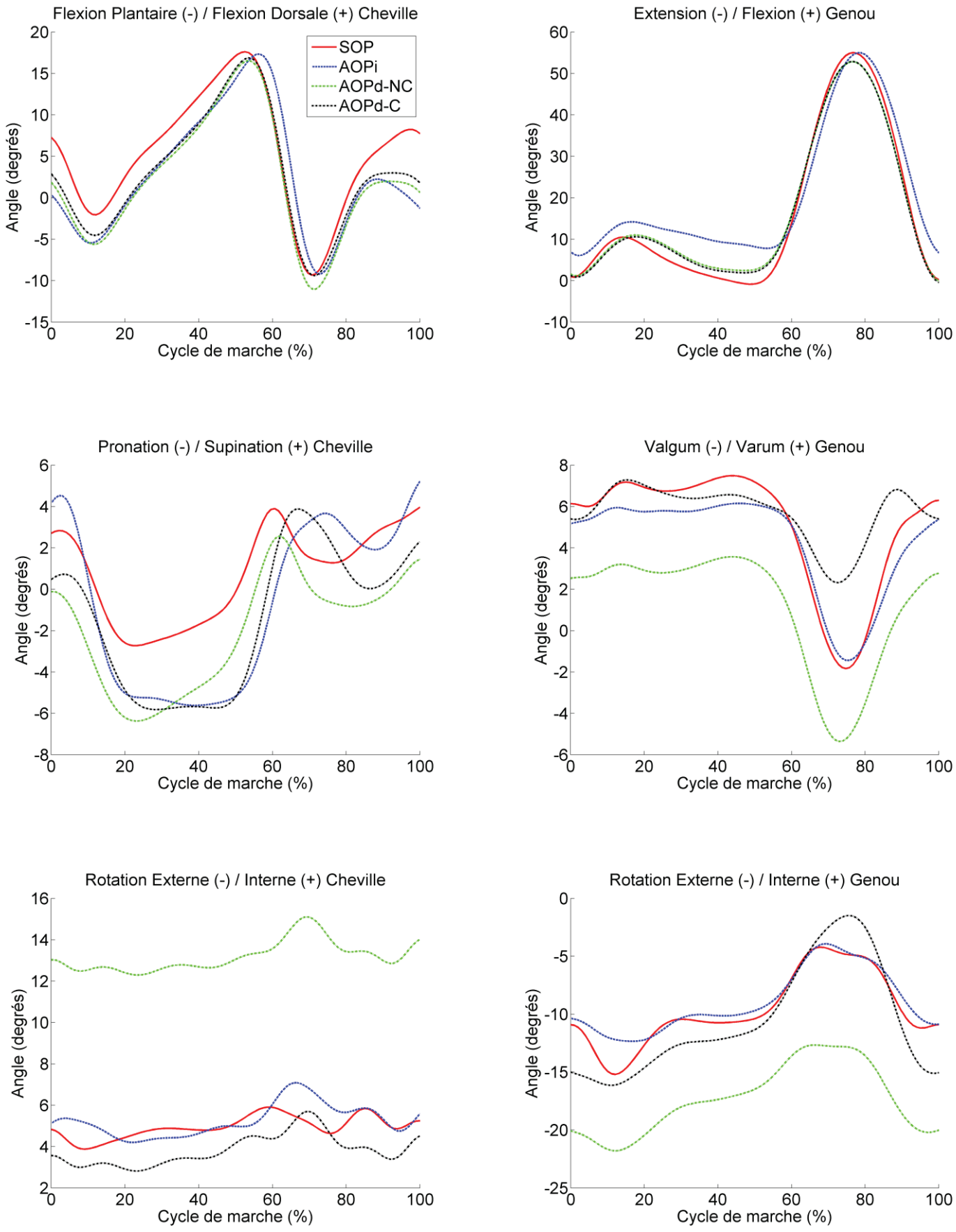

Figure 69 : Cinématique de la cheville et du genou au cours du cycle de marche pour le second cas clinique. La condition SOP est représentée en rouge, la condition AOPi en bleu, la condition AOPd-NC en vert et la condition AOPd-C en noir.

5.4.2.5 Observations dynamiques

- *Cheville*

En condition AOPi (Figure 70 ; Tableau 13), les résultats montrent une diminution du moment de flexion plantaire, de pronation et de rotation externe de 0.10, 0.09 et 0.03 N.m/kg, respectivement. De plus, même compte tenu de la variabilité, toutes ces modifications sont à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 70 ; Tableau 13), les résultats montrent une diminution du moment de flexion plantaire, de pronation et de rotation externe de 0.12, 0.02 et 0.04 N.m/kg, respectivement. Cependant, au regard de la variabilité, les modifications des moments de pronation et de rotation ne sont pas à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 70 ; Tableau 13), les résultats montrent une diminution du moment de flexion plantaire, de pronation et de rotation externe de 0.14, 0.08 et 0.03 N.m/kg, respectivement. De plus, même étant donné la variabilité, toutes ces modifications sont à considérer.

- *Genou*

En condition AOPi (Figure 70 ;Tableau 14), les résultats montrent une augmentation du moment d'extension ainsi qu'une réduction du moment de valgum et de rotation externe du genou de 0.19, 0.05 et 0.01 N.m/kg, respectivement. Cependant, compte tenu de la variabilité, la modification des moments de valgum et de rotation ne sont pas à prendre en considération.

En condition AOPd-NC (Figure 70 ;Tableau 14), les résultats montrent une augmentation du moment d'extension ainsi qu'une réduction des moments de valgum et de rotation externe du genou de 0.12, 0.01 et 0.01 N.m/kg, respectivement. Cependant, au regard de la variabilité, la modification des moments de valgum et de rotation ne sont pas à prendre en compte.

En condition AOPd-C (Figure 70 ;Tableau 14), les résultats montrent une augmentation du moment d'extension ainsi qu'une réduction du moment de valgum du genou de 0.09 et 0.01 N.m/kg, respectivement. Le moment de rotation n'est pas modifié. Cependant, étant donné la variabilité, la modification du moment de valgum n'est pas à considérer.

Moments Articulaires Cheville				
		Flex. D / Flex P.	Sup. / Pro.	Rot. Int. / Ext.
Variabilité	IE	0.05	0.01	0.02
	IS - NC	0.03	0.02	0.03
	IS - C	0.03	0.02	0.01
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	-0.10	-0.09	-0.03
	SOP vs AOPd NC	-0.12	-0.02	-0.04
	SOP vs AOPd C	-0.14	-0.08	-0.03
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	OUI	OUI	OUI
	SOP vs AOPd NC	OUI	NON	NON
	SOP vs AOPd C	OUI	OUI	OUI

Tableau 13 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires de la cheville*

Moments Articulaires Genou				
		Flex. / Ext.	Var. / Val.	Rot. Int. / Ext.
Variabilité	IE	0.04	0.03	0.01
	IS - NC	0.03	0.02	0.01
	IS - C	0.03	0.02	0.01
Correction Moyenne	SOP vs AOPi	0.19	-0.05	-0.01
	SOP vs AOPd NC	0.12	-0.01	-0.01
	SOP vs AOPd C	0.09	0.01	0.00
Correction Moyenne > Variabilité ?	SOP vs AOPi	OUI	NON	NON
	SOP vs AOPd NC	OUI	NON	NON
	SOP vs AOPd C	OUI	NON	NON

Tableau 14 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires du genou*

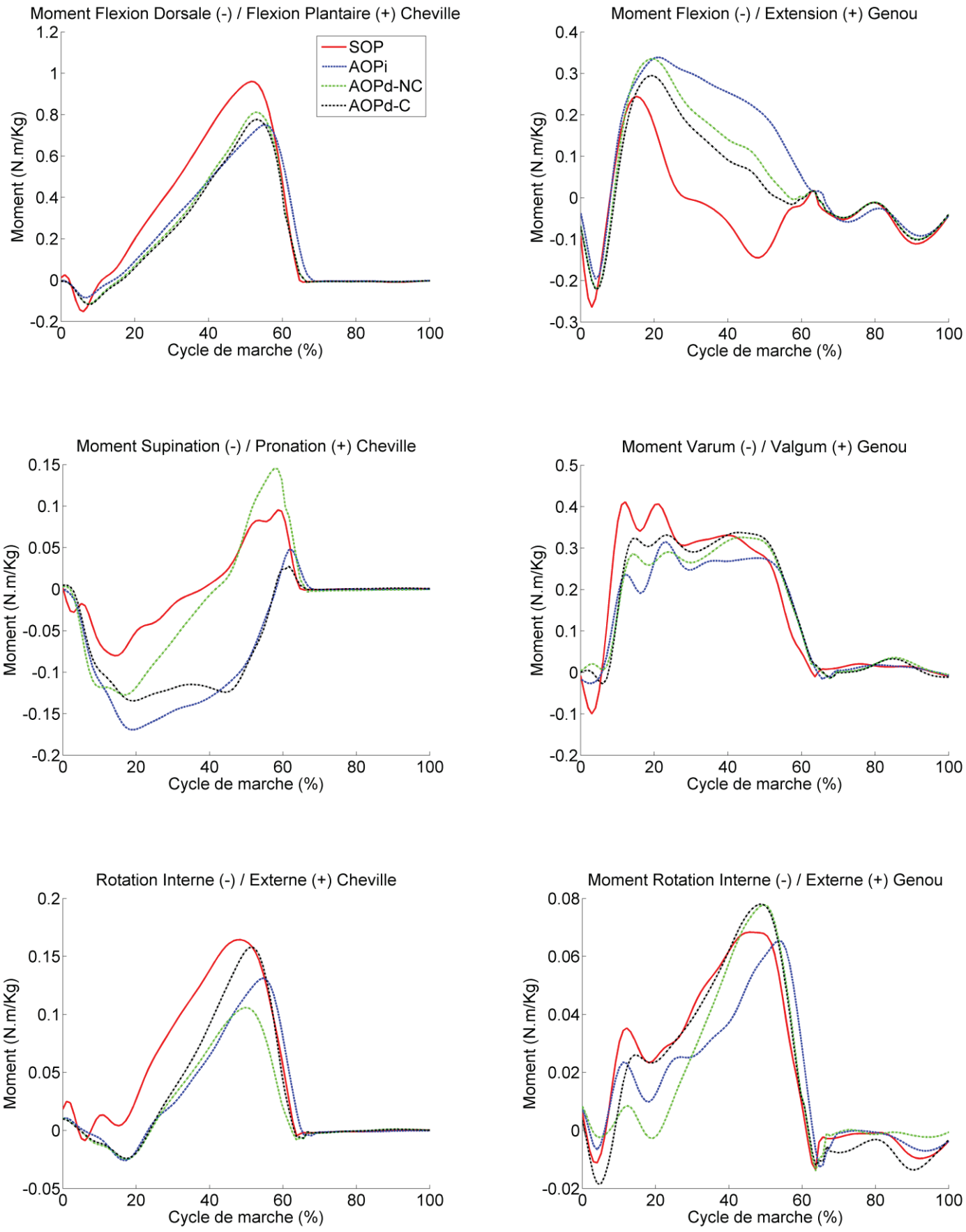

Figure 70 : Moments articulaires de la cheville et du genou au cours du cycle de marche pour le second cas clinique. La condition SOP est représentée en rouge, la condition AOPi en bleu, la condition AOPd-NC en vert et la condition AOPd-C en noir.

5.4.3 Discussion

Pour ce deuxième cas clinique, l'utilisation de la méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée montre une nouvelle fois son importance sur l'interprétation de l'effet de la thérapeutique administrée. En effet, en comparant les modifications cinématiques et dynamiques induites par l'orthèse plantaire, après six mois de port, sans (AOPd-NC) et avec (AOPd-C) utilisation de la méthodologie de correction segmentaire, il apparait que l'interprétation possible au regard des variabilités inter-sessions (IS-NC et IS-C) n'est pas identique.

D'un point de vue cinématique, après six mois de port de l'orthèse plantaire, si la méthode de correction segmentaire n'est pas appliquée, il est possible d'interpréter, au niveau de la cheville, que la diminution de la flexion dorsale et l'augmentation de la rotation interne sont « significatives » alors qu'il n'y a pas de changement de la supination. Par contre, si la méthodologie de correction est utilisée, il n'y a que la diminution de la supination de la cheville qui peut être interprétée. Il en est de même au niveau du genou, puisque sans la méthode de correction segmentaire, les diminutions du varum et de la rotation interne semblent interprétables alors qu'en employant la méthode de correction segmentaire, aucune des modifications n'est « significative ».

Du point de vue des moments articulaires, après six mois de port de l'orthèse plantaire, si la méthode de correction segmentaire n'est pas appliquée, seule la diminution du moment de flexion plantaire peut être interprétée comme « significative ». Par contre, si la méthodologie de correction est utilisée, il est possible d'observer une modification de l'ensemble des moments articulaires de la cheville. Enfin, au niveau du genou, que ce soit sans ou avec l'utilisation de la méthodologie de correction segmentaire, l'interprétation est la même. En effet, comme présenté dans le chapitre précédent, la méthodologie de correction segmentaire n'agit pas sur les moments articulaires du genou.

D'un point de vue clinique, le port de l'orthèse plantaire (AOPi) montre des modifications cinématiques instantanées avec une diminution de la supination de la cheville et une augmentation de la flexion du genou. Au niveau des moments articulaires, il existe une diminution du moment de flexion plantaire, de pronation et de rotation externe de la cheville et une augmentation du moment de flexion du genou. Apres six mois de port de l'orthèse plantaire (AOPd-C), la diminution de la supination de la cheville persiste alors que l'augmentation de la flexion n'est plus « significative ». Pour les moments articulaires, toutes les modifications sont toujours présentes bien qu'elles soient réaménagées (corrections de

plus faible amplitude). Pour compléter les observations de ce cas clinique, la littérature montre que l'analyse du moment externe d'adduction (ou interne de valgum) du genou (premier pic et impulsion) est importante pour les patients présentant une arthrose fémoro-tibiale médiale. Ainsi, le port de l'orthèse plantaire (AOPi) montre une diminution instantanée du 1er pic du moment de valgum de 31% et de l'impulsion de 17%. Apres six mois de port de l'orthèse plantaire (AOPd-C), ces diminutions persistent mais sont plus faibles (réduction du 1er pic de 18% et de l'impulsion de 4% ; Figure 71). Ces données sont en accord avec celles de la littérature (Butler et al., 2007; Kerrigan et al., 2002; Kutzner et al., 2011; Russell and Hamill, 2011; van Raaij et al., 2010).

Encore une fois, l'ensemble des résultats semble montrer un certain mécanisme d'adaptation du patient à son orthèse plantaire puisqu'après six mois de port, les effets biomécaniques sont plus faibles. Cependant, il est également possible que l'orthèse plantaire ait subi une usure avancée notamment due au poids du patient ou encore que le processus arthrosique ait évolué, rendant l'orthèse plantaire moins efficace.

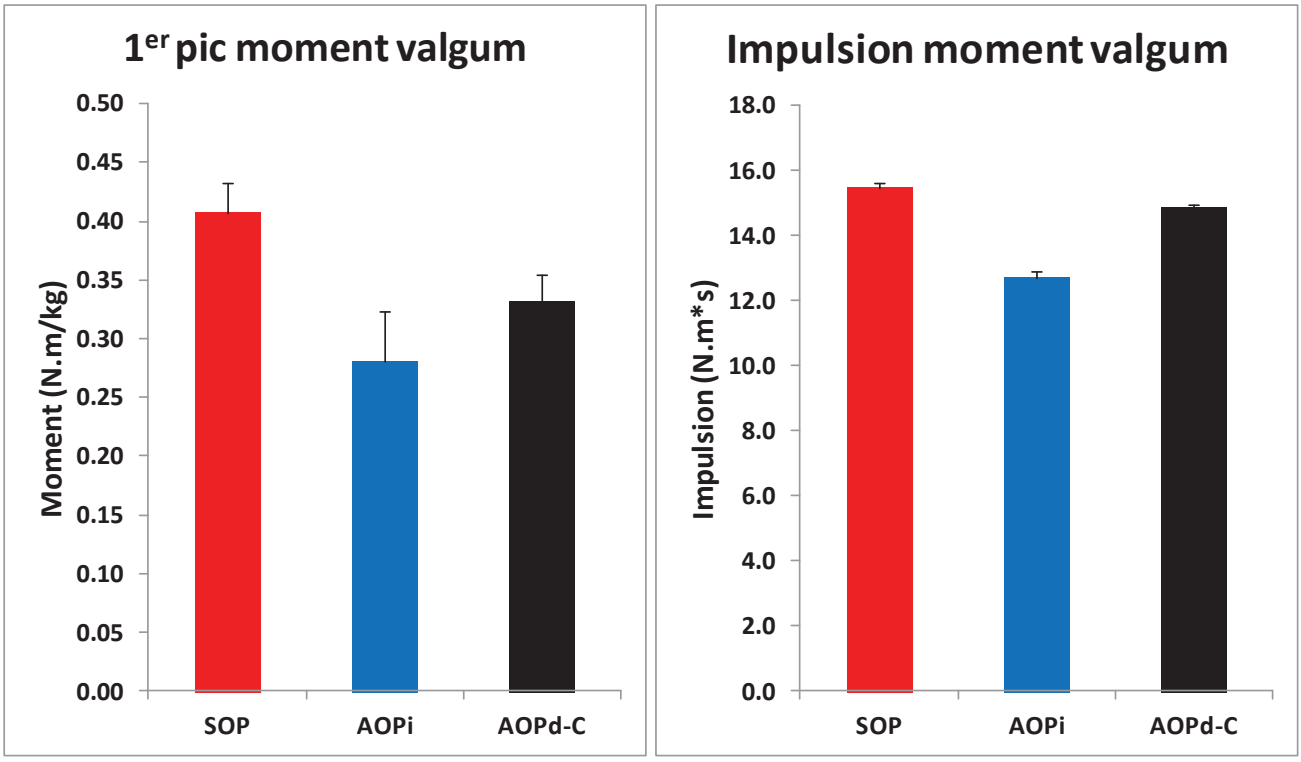

Figure 71 : 1er pic et impulsion du moment articulaire de valgum du genou pour le second cas clinique. La condition SOP est représentée en rouge, la condition AOPi en bleu et la condition AOPd-C en noir.

5.5 Conclusion

Ces deux cas cliniques ont permis de démontrer l'efficacité des orthèses plantaires telles que définies dans ce manuscrit, que ce soit en instantanée et à court et moyen terme. De plus, ils illustrent bien l'intérêt de l'utilisation de la méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée pour l'interprétation clinique des effets de la thérapeutique administrée.

Conclusions et perspectives

Conclusions

La finalité de ce travail était de quantifier, durant la marche, les effets biomécaniques induits par le port d'orthèses plantaires. Après avoir décrit le rôle du Podologue, notamment à travers la réalisation d'examens cliniques et la confection d'orthèses plantaires (Chapitre 1 : La podologie), et les outils disponibles pour mesurer l'action de ces orthèses pendant la marche (Chapitre 2 : L'analyse de la marche), une première étude, méthodologique, a été menée (Chapitre 3 : Variabilité de l'AQM).

Celle-ci consistait à vérifier la reproductibilité des données biomécaniques de la marche et, si nécessaire, de proposer une méthodologie adaptée pour assurer un suivi des patients de qualité. Dix sujets sains ont été mesurés par le même expérimentateur au cours de deux sessions différentes espacées d'une à deux semaines. Les principaux résultats montrent que les données biomécaniques de la marche peuvent présenter une variabilité importante à travers les sessions, principalement à cause des erreurs de positionnement des capteurs sur le sujet. Ainsi, par exemple, la variabilité inter-sessions pour l'angle de pronation/supination de la cheville est de 4.8 degrés. Il est alors difficile d'envisager pouvoir interpréter correctement des effets thérapeutiques à plus ou moins long terme avec un tel niveau de variabilité. Cependant, la deuxième partie de cette étude a montré que l'utilisation d'une méthodologie de correction segmentaire à partir d'une position statique imposée permettait de réduire la variabilité. En effet, dans ce cas, la variabilité inter-sessions de la cinématique de pronation/supination de la cheville est réduite à 1.0 degré. Ainsi, il est alors beaucoup plus envisageable d'interpréter correctement les effets biomécaniques induits par les orthèses plantaires à plus ou moins long terme.

Une étude clinique a ensuite été réalisée sur les répercussions de l'utilisation d'une orthèse plantaire de supination sur la correction instantanée du pied valgus (Chapitre 4 : Effets d'une orthèse plantaire). Ainsi, 26 patients ont été mesurés et les principales conclusions montrent que la cinématique du pied et de la cheville, le point d'application et la force de réaction du sol sur le pied ainsi que les moments articulaires de la cheville sont impactés. La correction essentielle est celle de la pronation de la cheville, qui diminue au maximum de 4,1 degrés.

Enfin, pour démontrer l'intérêt d'utiliser la méthodologie de correction segmentaire pour l'interprétation des effets biomécaniques du traitement par orthèse plantaire à plus ou moins long terme, 2 cas cliniques ont été analysés. Les principales conclusions signalent que les orthèses plantaires ont un effet sur des pathologies de la cheville et du genou mais que l'interprétation de ces actions peut être erronée si la variabilité des données biomécaniques de la marche n'est pas prise en considération.

Perspectives

Pathologies de l'appareil locomoteur

Pour préciser l'impact des orthèses plantaires pour des patients souffrant d'arthrose fémoro-tibiale médiale, il est nécessaire de construire une étude contrôlée et randomisée avec un nombre important de patients. Des études ont déjà montré l'intérêt de porter des orthèses plantaires de pronation mais aussi qu'il existait un certain inconfort (Kerrigan et al., 2002). Cependant, ces études ne portaient pas sur des orthèses sur mesure mais plutôt sur des « cales externes de pronation ». L'avantage des orthèses plantaires sur mesure est de pouvoir personnaliser le traitement. De plus, la façon de concevoir les reliefs des orthèses pour un traitement est primordiale. Ainsi, un protocole en cours d'élaboration permettra de comparer trois groupes de patients atteints d'arthrose fémoro-tibiale médiale (Avec orthèses plantaires neutre, Avec orthèses plantaires « cale externe de pronation » et Avec orthèses plantaires « sur mesure »).

Par ailleurs, d'autres pathologies de l'appareil locomoteur pourraient être analysées en utilisant la procédure mise en place dans ce manuscrit. A court terme, une étude concernant l'efficacité du traitement par orthèses plantaires du syndrome fémoro-patellaire va être menée.

Modélisation du pied

L'utilisation d'une modélisation détaillée du pied est un enjeu important en podologie. En effet, celle-ci permettrait de fournir des informations sur les mobilisations engendrées au niveau des articulations du pied lors du port d'orthèses plantaires. Comme abordé dans le chapitre 4, l'étude de la variabilité des données biomécaniques du pied permettrait une interprétation rigoureuse sur le long terme. De plus, les reliefs de chaque partie des orthèses (arrière pied, médio-pied et avant pied par exemple) pourraient être analysés et permettre de vérifier le mécanisme de traitement des orthèses à double action (pronation de l'arrière pied et supination du médio/avant pied par exemple). Cependant, il ne faut pas oublier que la chaussure est un facteur limitant. En effet, celle-ci est indispensable pour positionner la thérapeutique mais limite la pose des capteurs directement sur le pied afin d'obtenir des mouvements précis. L'utilisation de chaussures transparentes pourrait être une alternative.

Electromyographie

Les études proposées dans ce manuscrit devront être complétées d'enregistrements électromyographiques. Ces informations serviront à compléter l'analyse des moments articulaires. En effet, ces derniers ne permettent d'apprécier que le groupe musculaire principalement responsable du mouvement observé à une articulation en calculant la résultante des actions agonistes et antagonistes. L'analyse individuelle de chaque muscle composant un groupe musculaire n'est possible que par l'électromyographie. Ne disposant pas de ce dispositif au niveau du laboratoire d'analyse du mouvement de l'INP durant la thèse, aucune mesure n'a pu être effectuée.

Système de mesure

Pour les différentes études de ce manuscrit, un système tridimensionnel d'analyse du mouvement a été utilisé. Celui-ci est relativement précis mais reste très onéreux. Il est donc difficile d'accès pour les podologues, surtout dans leur pratique clinique quotidienne. Ainsi, l'utilisation d'autres systèmes moins couteux, existants (vidéo, baropodométrie, accéléromètre…) ou à développer, fournissant des mesures de qualité, pourrait être intéressante pour quantifier l'action des orthèses plantaires.

Annexe

Points anatomiques de référence

Sigles	Localisations
EIASD	Epine Iliaque Antéro-Supérieure Droite
EIASG	Epine Iliaque Antéro-Supérieure Gauche
SAC	Centre des épines iliaques Postéro-Supérieures
CFL	Condyle Fémoral Latéral
CFM	Condyle Fémoral Médial
ML	Malléole Latérale
MM	Malléole Médiale
CAL	Face postérieure du calcanéum
ST	Sustentaculum Tali
PT	Tubercule de la Fibula
TN	Tubérosité de l'os Naviculaire
VMB	Base du 5ème métatarsien
SMB	Base du 2ème métatarsien
TOE	2ème espace inter métatarsien
FMH	1ère tête métatarsienne
VMH	5ème tête métatarsienne

Centres articulaires

A partir des points anatomiques de référence, certains centres articulaires sont calculés pour être utilisés dans la construction des systèmes de coordonnées segmentaires (Dumas et al., 2007a; Wu et al., 2002). Ainsi, le centre articulaire de la hanche (CH) est déterminé à partir d'équations de régressions (Dumas et al., 2007a). Le centre articulaire du genou (CCF) est le point central entre CFL et CFM. Le centre articulaire de la cheville (CM) est le point central entre ML et MM. Le centre de l'articulation de Chopart (ID) est le point central entre TN et VMB. Le centre de l'articulation de Lisfranc est le point SMB.

Système de coordonnées du laboratoire (ICS)

Le système de coordonnées du laboratoire est défini lors de l'enregistrement des données. Le repère orthonormé du ICS est donc défini tel que :

- Origine : 0
- X_0 : Dirigé vers l'avant
- Y_0 : Dirigé vers le haut
- Z_0 : Dirigé vers la droite

Systèmes de coordonnées segmentaires (SCS)

L'ensemble des systèmes de coordonnées segmentaires présenté ci-dessous concerne le membre inférieur droit et sont établis en fonction des données de la littérature (Dumas et al., 2007a; Leardini et al., 2007a; Wu et al., 2002). Pour tous les segments, la convention de l'ISB est conservée c'est-à-dire que l'axe X_S pointe vers l'avant, l'axe Y_S pointe vers le haut et l'axe Z_S pointe vers la droite.

Le système de coordonnées de référence de l'environnement de marche est défini en fonction de la direction de la marche en utilisant le point anatomique SAC à deux contacts successifs du talon au sol (SAC1 et SAC2) et le ICS. Le SCS_{Lab} est alors défini tel que l'origine O_{Lab} soit le point O, l'axe X_{Lab} soit le vecteur unitaire reliant SAC1 à SAC2 projeté dans le plan horizontal, l'axe Y_{Lab} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_{Lab} et Z_0 et l'axe Z_{Lab} soit vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_{Lab} et Y_{Lab}.

Le système de coordonnées de référence (2D) pour la définition des positions du centre de pression est défini en utilisant les points anatomiques CAL et TOE. Le SCS_{CP} est alors défini tel que l'origine O_{CP} soit le point CAL, l'axe X_{CP} soit le vecteur unitaire reliant l'origine à TOE projeté dans le plan horizontal et Z_{CP} soit le vecteur unitaire normal à l'axe X_{CP}, passant par l'origine, dans le plan horizontal.

Le segment Bassin est défini en utilisant les points anatomiques EIASD, EIASG, SAC. Le SCS_{Bassin} est alors défini tel que l'origine soit le point SAC, l'axe Z_B soit le vecteur unitaire reliant EIASG à EIASD, l'axe Y_B soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe Z_B et l'origine et l'axe X_B soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes Y_B et Z_B.

Le segment Cuisse est défini en utilisant les points anatomiques CH, CCF, CFL et CFM. Le SCS_{Cuisse} est alors défini tel que l'origine soit le point CH, l'axe Y_C soit le vecteur unitaire reliant CCF à l'origine, l'axe X_C soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe Y_C et le vecteur reliant CFM à CFL et l'axe Z_C soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_C et Y_C.

Le segment Jambe est défini en utilisant les points anatomiques CCF, CM, ML et MM. Le SCS_{Jambe} est alors défini tel que l'origine soit le point CCF, l'axe Y_J soit le vecteur unitaire reliant CM à l'origine, l'axe X_J soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe Y_J et le vecteur reliant MM à ML et l'axe Z_J soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_J et Y_J.

Le segment Pied est défini en utilisant les points anatomiques CM, CAL, TOE, FMH et VMH. Le SCS_{Pied} est alors défini tel que l'origine O_P soit le point CM, l'axe X_P soit le vecteur unitaire reliant CAL à TOE, l'axe Y_P soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe X_P et le vecteur reliant VMH à FMH et l'axe Z_P soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_P et Y_P.

Le segment Arrière-Pied est défini en utilisant les points anatomiques CAL, ST, PT et IC. Le SCS_{Ar_Pied} est alors défini tel que l'origine O_{Ar} soit le point CAL, l'axe X_{Ar} soit le vecteur unitaire reliant l'origine à IC, l'axe Y_{Ar} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe X_{Ar} et le vecteur reliant PT à ST et l'axe Z_{Ar} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_{Ar} et Y_{Ar}.

Le segment Médio-Pied est défini en utilisant les points anatomiques TN, SMB, VMB et ID. Le SCS_{Med_Pied} est alors défini tel que l'origine O_{Med} soit le point ID, l'axe X_{Med} soit le vecteur unitaire reliant l'origine à SMB, l'axe Y_{Med} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe X_{Med} et le vecteur reliant VMB à TN et l'axe Z_{Med} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_{Med} et Y_{Med}.

Le segment Avant-Pied est défini en utilisant les points anatomiques SMB, TOE, VMH et FMH. Le SCS_{Avt_Pied} est alors défini tel que l'origine O_{Avt} soit le point SMB, l'axe X_{Avt} soit le vecteur unitaire reliant l'origine à TOE, l'axe Y_{Avt} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par l'axe X_{Avt} et le vecteur reliant VMH à FMH et l'axe Z_{Avt} soit le vecteur unitaire normal au plan formé par les axes X_{Avt} et Y_{Avt}.

Cinématique segmentaire

Pour définir la cinématique segmentaire du bassin, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZXY est utilisée. Le segment proximal est le bassin alors que le segment distal correspond au système de coordonnées de référence de l'environnement de marche (SCS_{Lab}). La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_B (Rétroversion / Antéversion), de l'axe e3, équivalent à l'axe Y_{Lab} (Rotation médiale / latérale) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Inclinaison médiale / latérale).

Pour définir la cinématique segmentaire du pied, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZYX est utilisée. Le segment proximal est le pied (SCS_{Pied}) alors que le segment distal correspond au système de coordonnées de référence de l'environnement de marche (SCS_{Lab}). La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_P (Flexion / Extension), de l'axe e3, équivalent à l'axe X_{Lab} (Supination / Pronation) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Adduction / Abduction).

Cinématique articulaire

Pour définir la cinématique articulaire de la hanche, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZXY est utilisée. Le segment proximal est le bassin (SCS_{Bassin}) alors que le segment distal correspond à celui de la cuisse ($SCS_{Cuisse)}$. La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_B (Flexion / Extension), de l'axe e3, équivalent à l'axe Y_C (Rotation interne / externe) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Adduction / Abduction).

Pour définir la cinématique articulaire du genou, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZXY est utilisée. Le segment proximal est la cuisse (SCS_{Cuisse}) alors que le segment distal correspond à celui de la Jambe ($SCS_{Jambe)}$. La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_C (Flexion / Extension), de l'axe e3, équivalent à l'axe Y_J (Rotation interne / externe) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Varum / Valgum).

Pour définir la cinématique articulaire de la cheville, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZYX est utilisée. Le segment proximal est la jambe (SCS_{Jambe}) alors que le segment distal correspond à celui du pied (SCS_{Pied}). La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_J (Flexion dorsale / plantaire), de l'axe e3, équivalent à l'axe X_P (Supination / Pronation) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Abduction / Adduction).

Pour définir la cinématique de l'articulation de Chopart, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZYX est utilisée. Le segment proximal est l'arrière-pied (SCS_{Ar_Pied}) alors que le segment distal correspond à celui du médio-pied (SCS_{Med_Pied}). La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_{Ar} (Flexion dorsale / plantaire), de l'axe e3, équivalent à l'axe X_{Med} (Supination / Pronation) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Abduction / Adduction).

Pour définir la cinématique de l'articulation de Lisfranc, une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles ZYX est utilisée. Le segment proximal est le médio-pied (SCS_{Med_Pied}) alors que le segment distal correspond à celui de l'avant-pied (SCS_{Avt_Pied}). La cinématique est définie autour de l'axe e1, correspondant à l'axe Z_{Med} (Flexion dorsale / plantaire), de l'axe e3, équivalent à l'axe X_{Avt} (Supination / Pronation) et de l'axe e2, axe flottant perpendiculaire à e1 et e3 (Abduction / Adduction).

Références bibliographiques

Andrianakos, A.A., Kontelis, L.K., Karamitsos, D.G., Aslanidis, S.I., Georgountzos, A.I., Kaziolas, G.O., Pantelidou, K.V., Vafiadou, E.V., Dantis, P.C., ESORDIG Study Group, 2006. Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study. The Journal of Rheumatology 33, 2507–2513.

Armand, S., 2005. Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

Baliunas, A.J., Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Karrar, A., Case, J.P., Block, J.A., Andriacchi, T.P., 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society 10, 573–579.

Bar-Hen, A., 2001. Probabilite et Statistique pour le DEA de Biosciences. Universite Aix-Marseille III.

Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B., James, L.S., 1979. Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. The American journal of sports medicine 7, 338–342.

Butler, R.J., Marchesi, S., Royer, T., Davis, I.S., 2007. The effect of a subject-specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society 25, 1121–1127.

Capelle, P., 2002. Examen clinique élémentaire en podologie. EMC - Podologie 1-5.

Caravaggi, P., Benedetti, M.G., Berti, L., Leardini, A., 2011. Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. Gait & Posture 33, 133–135.

Carson, M.C., Harrington, M.E., Thompson, N., O'Connor, J.J., Theologis, T.N., 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. Journal of biomechanics 34, 1299–1307.

Charlton, I.W., Tate, P., Smyth, P., Roren, L., 2004. Repeatability of an optimised lower body model. Gait & Posture 20, 213–221.

Conrozier, T., 2011. Reconnaître et prendre en charge une gonarthrose. EMC - AKOS (Traité de Médecine) 1-7.

Crenshaw, S.J., Pollo, F.E., Calton, E.F., 2000. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. Clinical Orthopaedics and Related Research 185–192.

Dedieu, P., Barthés, C., 2011. Marche. EMC - Podologie 1-17.

Dedieu, P., Drigeard, C., Gjini, L., Dal Maso, F., Zanone, P.-G., 2013. Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 28, 820–824.

Deguy, E., 2008. Sésamoïdopathies, la solution orthétique. Revue du Podologue 2005, 23–24.

Delacroix, S., 2014. Analyse quantifiée de la marche et podologie. Revue du Podologue 10, 10–13.

Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. Gait & posture 21, 226–237.

Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., Nobels, F., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Matricali, G.A., 2011. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. Gait & posture 33, 338–349.

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.-X., Chèze, L., 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. Clinical Biomechanics 25, 299–306.

Dohin, B., 2004. L'analyse quantifiée de la marche en application clinique. L'observation du mouvement 4–5.

Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J.A., 2004. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 7, 159–166.

Dumas, R., Chèze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. Medical & biological engineering & computing 45, 315–322.

Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007a. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. Journal of biomechanics 40, 543–553.

Dumas, R., Nicol, E., Chèze, L., 2007b. Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. Journal of biomechanical engineering 129, 786–790.

Dumas, R., Robert, T., Pomero, V., Cheze, L., 2012. Joint and segment coordinate systems revisited. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 15 Suppl 1, 183–185.

Dumont, M., Argenson, J.-N., Coudreuse, J.-M., Viton, J.-M., Delarque, A., 2008. Influence des activités sportives sur la survenue de la gonarthrose. Journal de Traumatologie du Sport 20, 236–242.

Eve, L., McNee, A., Shortland, A., 2006. Extrinsic and intrinsic variation in kinematic data from the gait of healthy adult subjects. Gait & Posture 24, S56–S57.

Faivre, A., 2003. Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse clinique de la marche (Thèse doctorat). Université de Franche-Comté. UFR Sciences et techniques des activités physiques et sportives, France.

Felson, D.T., Lawrence, R.C., Dieppe, P.A., Hirsch, R., Helmick, C.G., Jordan, J.M., Kington, R.S., Lane, N.E., Nevitt, M.C., Zhang, Y., Sowers, M., McAlindon, T., Spector, T.D., Poole, A.R., Yanovski, S.Z., Ateshian, G., Sharma, L., Buckwalter, J.A., Brandt, K.D., Fries, J.F., 2000. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. Annals of Internal Medicine 133, 635–646.

Felson, D.T., Nevitt, M.C., 2004. Epidemiologic studies for osteoarthritis: new versus conventional study design approaches. Rheumatic Diseases Clinics of North America 30, 783–797, vii.

Fong, D.T., Lam, M.-H., Lao, M.L., Chan, C.W., Yung, P.S., Fung, K.-Y., Lui, P.P., Chan, K.-M., 2008. Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. Journal of orthopaedic surgery and research 3, 7.

Foroughi, N., Smith, R., Vanwanseele, B., 2009. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. The Knee 16, 303–309.

Gök, H., Ergin, S., Yavuzer, G., 2002. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. Acta Orthopaedica Scandinavica 73, 647–652.

Goldcher, A., 2011. Traitement médical de l'hallux valgus. EMC - Podologie 1-10.

Gorton, G.E., 3rd, Hebert, D.A., Gannotti, M.E., 2009. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. Gait & posture 29, 398–402.

Gorton III, G.E., Hebert, D.A., Gannotti, M.E., 2009. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. Gait & Posture 29, 398–402.

Growney, E., Meglan, D., Johnson, M., Cahalan, T., An, K.-N., 1997. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system1. Gait & Posture 6, 147–162.

Hintermann, B., Nigg, B.M., 1998. Pronation in runners. Implications for injuries. Sports medicine (Auckland, N.Z.) 26, 169–176.

Houck, J.R., Tome, J.M., Nawoczenski, D.A., 2008. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. Gait & posture 28, 29–37.

Hunt, A.E., Smith, R.M., 2004. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 19, 391–397.

Hunt, A.E., Smith, R.M., Torode, M., Keenan, A.M., 2001. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 16, 592–600.

Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M.B., Saadatnia, M., Salami, F., 2010. Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. Journal of Research in Medical Sciences : The Official Journal of Isfahan University of Medical Sciences 15, 33–40.

Jardé, O., Vernois, J., Patout, A., 2007. Hallux rigidus. EMC - Podologie 1-6.

Jiang, L., Tian, W., Wang, Y., Rong, J., Bao, C., Liu, Y., Zhao, Y., Wang, C., 2012. Indice de masse corporelle et susceptibilité à l'arthrose du genou : méta-analyse. http://www.em-premium.com.docelec.univ-lyon1.fr/data/revues/11698330/v79i2/S1169833011002006/.

Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G.V., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society 7, 849–860.

Kapandji, A.-I., 1996. Physiologie Articulaire - Tome 2, Membre Inférieur. Maloine, Paris.

Kapandji, A.-I., 2009. Anatomie fonctionnelle: Tome 2 - Membre inférieur. Maloine, Paris.

Kean, C.O., Hinman, R.S., Bowles, K.A., Cicuttini, F., Davies-Tuck, M., Bennell, K.L., 2012. Comparison of peak knee adduction moment and knee adduction moment impulse in distinguishing between severities of knee osteoarthritis. Clinical Biomechanics 27, 520–523.

Keating, J., Matyas, T., 1998. Unreliable inferences from reliable measurements. The Australian journal of physiotherapy 44, 5–10.

Kellgren, J.H., Lawrence, J.S., 1957. Radiological assessment of osteo-arthrosis. Annals of the Rheumatic Diseases 16, 494–502.

Kerrigan, D.C., Lelas, J.L., Goggins, J., Merriman, G.J., Kaplan, R.J., Felson, D.T., 2002. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 83, 889–893.

Kutzner, I., Damm, P., Heinlein, B., Dymke, J., Graichen, F., Bergmann, G., 2011. The effect of laterally wedged shoes on the loading of the medial knee compartment-in vivo measurements with instrumented knee implants. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society 29, 1910–1915.

Larqué, G., 2009. Traitement podologique du syndrome de Morton. Revue du Podologue 5, 14–15.

Lavigne, A., Delacroix, S., Hasdenteufel, D., [et al.], 2010. Analyse du mouvement pour quantifier et comparer les effets biomécaniques induits par deux types d'orthèse plantaire de concept opposé. Podologue Scientifique 12–18.

Lavigne, A., Delacroix, S., Hasdenteufel, D., [et al.], 2011. Quantification de la rééquilibration du pied valgus par orthèses plantaires biomécaniques fonctionnelles sur mesure. Kinésithérapie Scientifique 27–33.

Lavigne, A., Noviel, D., 1981. Traité de la semelle orthopédique et autres orthèses en podologie: études cliniques des troubles de l'orthostatisme. SCERDES.

Lavigne, A., Noviel, D., 1992. Etude clinique du pied et thérapeutique par orthèse. Masson, Paris.

Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait & posture 21, 212–225.

Leardini, A., Benedetti, M.G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., Giannini, S., 2007a. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. Gait & posture 25, 453–462.

Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., Benedetti, M.G., 2007b. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. Gait & Posture 26, 560–571.

Lebo, S., Jacquot, S., 2009. Traitement podologique du syndrome de la bandelette iliotibiale. Revue du Podologue 5, 12–15.

Lechevalier, D., Nouijai, A., Damiano, J., Banal, F., 2011. Démarche diagnostique et traitement devant une douleur de l'avant-pied. EMC - Traité de médecine AKOS 6, 1–7.

Legagneux, P., 2014. Cahier des charges des orthèses plantaires. Revue du Podologue 10, 29–30.

Lelièvre, J., Lelièvre, J.-F., 1981. Pathologie du pied: physiologie, clinique, traitement médical, orthopédique et chirurgical. Masson, Paris.

Lepoutre, J.-P., 2007. Modélisation biomécanique du mouvement : vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie. Toulon.

Levinger, P., Murley, G.S., Barton, C.J., Cotchett, M.P., McSweeney, S.R., Menz, H.B., 2010. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. Gait & posture 32, 519–523.

Lin, J., Li, R., Kang, X., Li, H., 2010. Risk factors for radiographic tibiofemoral knee osteoarthritis: the wuchuan osteoarthritis study. International Journal of Rheumatology 2010, 385826.

Lopez, A.A., Goldcher, A., 2010. Historique de la compréhension de la biomécanique du pied nu. EMC - Podologie.

Lucet, A., Mégrot, F., Gouraud, D., 2010. Intégration des outils d'analyse de la marche dans la démarche thérapeutique lors du suivi longitudinal du patient PC. Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation 30, 115–123.

MacLean, C., Davis, I.M., Hamill, J., 2006. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 21, 623–630.

MacWilliams, B.A., Cowley, M., Nicholson, D.E., 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. Gait & posture 17, 214–224.

McGinley, J.L., Baker, R., Wolfe, R., Morris, M.E., 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. Gait & Posture 29, 360–369.

McPoil, T.G., Hunt, G.C., 1995. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 21, 381–388.

Michael, J.W.-P., Schluter-Brust, K.U., Eysel, P., 2010. The Epidemiology, Etiology, Diagnosis, and Treatment of Osteoarthritis of the Knee. Deutsches Arzteblatt International 107, 152–162.

Ministère des Affaires sociales et de la Santé, 2012. Bulletin officiel de la SANTÉ 2012-6; http://www.sante.gouv.fr/fichiers/bo/2012/12-06/steune.htm.

Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S., 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. Annals of the Rheumatic Diseases 61, 617–622.

Mündermann, A., Dyrby, C.O., Andriacchi, T.P., 2005. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. Arthritis and Rheumatism 52, 2835–2844.

Mündermann, A., Dyrby, C.O., Hurwitz, D.E., Sharma, L., Andriacchi, T.P., 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. Arthritis and Rheumatism 50, 1172–1178.

Mündermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J., 2003. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 18, 254–262.

Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B., Bird, A.R., 2009. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait & posture 29, 172–187.

Nawoczenski, D.A., Cook, T.M., Saltzman, C.L., 1995. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 21, 317–327.

Nester, C.J., van der Linden, M.L., Bowker, P., 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & posture 17, 180–187.

Nigg, B.M., Cole, G.K., Nachbauer, W., 1993. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. Journal of biomechanics 26, 909–916.

O'Connor, K.M., Hamill, J., 2004. The role of selected extrinsic foot muscles during running. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 19, 71–77.

Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014a. Histoire - De l'antiquité au XXème siècle...

Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014b. Devenir pédicure-podologue; http://onpp.fr/formation/devenir-pedicure-podologue.

Ordre National des Pédicures-Podologues, 2014c. La France des pédicures-podologues; http://cartodecision.fr/onpp/ (accessed 10.12.14).

Perrier, A., 2011. La fasciite plantaire, physiopathologie et prise en charge podologique. Revue du Podologue 7, 19–22.

Perrier, A., 2013. Moyens d'analyse des troubles de torsion des membres inférieurs. Revue du Podologue 9, 10–14.

Pruvost, J., 2011. Pathologie tendineuse du sportif. EMC - Podologie 1-9.

Rolland, E., Labareyre, H. de, Saillant, G., Kouvalchouk, J.F., 2001. Syndrome chronique des loges de jambes. Science & Sports 16, 220–227.

Rousseau, R., Djian, P., 2013. Tendinopathies d'Achille : du diagnostic au traitement. Revue du Podologue 9, 10–18.

Russell, E.M., Hamill, J., 2011. Lateral wedges decrease biomechanical risk factors for knee osteoarthritis in obese women. Journal of Biomechanics 44, 2286–2291.

Samson, W., 2011. Effet de l'âge, de la vitesse de déplacement et du chaussage sur la marche de l'enfant, de ses premiers pas jusqu'à six ans. Université Claude Bernard Lyon1, France.

Schwartz, M.H., Trost, J.P., Wervey, R.A., 2004. Measurement and management of errors in quantitative gait data. Gait & Posture 20, 196–203.

Shelburne, K.B., Torry, M.R., Steadman, J.R., Pandy, M.G., 2008. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon) 23, 814–821.

Smith, L.S., Clarke, T.E., Hamill, C.L., Santopietro, F., 1986. The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. Journal of the American Podiatric Medical Association 76, 227–233.

Spector, T.D., Hart, D.J., Doyle, D.V., 1994. Incidence and progression of osteoarthritis in women with unilateral knee disease in the general population: the effect of obesity. Annals of the Rheumatic Diseases 53, 565–568.

Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B.M., van den Bogert, A.J., Lundberg, A., Denoth, J., Stüssi, E., 2000. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 15, 54–64.

Thorp, L.E., Sumner, D.R., Block, J.A., Moisio, K.C., Shott, S., Wimmer, M.A., 2006. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. Arthritis and Rheumatism 54, 3842–3849.

Toda, Y., Segal, N., 2002. Usefulness of an insole with subtalar strapping for analgesia in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. Arthritis and Rheumatism 47, 468–473.

Toullec, E., 2014. Pathologies du tendon tibial postérieur. EMC - Podologie 10, 1–11.

Toulza, M., 2010. Traitement d'un syndrome fémoro-patellaire par orthèses posturo-cinétiques. Revue du Podologue 6, 21–22.

Tweed, J.L., Campbell, J.A., Avil, S.J., 2008. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. Journal of the American Podiatric Medical Association 98, 436–444.

Van Gheluwe, B., Dananberg, H.J., 2004. Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging. Journal of the American Podiatric Medical Association 94, 1–11.

Van Raaij, T.M., Reijman, M., Brouwer, R.W., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Verhaar, J.A.N., 2010. Medial knee osteoarthritis treated by insoles or braces: a randomized trial. Clinical Orthopaedics and Related Research 468, 1926–1932.

Viel, É. (Ed.), 2000. La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Masson, Paris, France.

Williams, D.S., 3rd, McClay Davis, I., Baitch, S.P., 2003. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. Medicine and science in sports and exercise 35, 2060–2068.

Williams III, D. s., McClay, I. s., Hamill, J., Buchanan, T. s., 2001. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of Applied Biomechanics 17, 153–163.

Wu, G., Cavanagh, P.R., 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. Journal of Biomechanics 28, 1257–1261.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics, 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. Journal of biomechanics 35, 543–548.

Wybier, M., 1993. Radiologie de la gonarthrose. EMC - RADIOLOGIE ET IMAGERIE MÉDICALE : Musculosquelettique - Neurologique - Maxillofaciale 1-0.

Yavuzer, G., Oken, O., Elhan, A., Stam, H.J., 2008. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. Gait & Posture 27, 31–35.

Zing, E., 2008. Examen clinique élémentaire en podologie. EMC - Podologie 1-6.

Table des figures

Figure 1 : Ostéologie du membre inférieur 7
Figure 2 : Mouvement d'inversion et d'éversion du pied 7
Figure 3 : Axe de Henké 7
Figure 4 : Formule digitale du pied (a : égyptien ; b : carré ; c : grec) 10
Figure 5 : Alignement parabolique des têtes métatarsiennes selon Lelievre 10
Figure 6 : Dénivellation antéropostérieure 10
Figure 7: Empreinte plantaire de référence 12
Figure 8 : Différents types d'empreintes plantaires 12
Figure 9 : Angles de l'arrière pied 13
Figure 10 : Hauteur du vide médio-plantaire (H) et Angle du 1er métatarsien avec le sol (θ) 13
Figure 11 : Equilibre frontal du genou (a : genu varum ; b : neutre ; c : genu valgum) 14
Figure 12 : Anomalies rotationnelles du membre inférieur 14
Figure 13 : Equilibre « frontal » du genou en appui statique bipodal et lors du test en appui mono-podal 15
Figure 14 : Les 3 phases du pas (1 : taligrade ; 2 : plantigrade ; 3 : digitigrade) 16
Figure 15 : Déroulement global du pied au sol (1 : varus ; 2 : neutre ; 3 : valgus) 16
Figure 16 : Segmentations fonctionnelles du pied selon Lavigne 19
Figure 17 : Couplage articulaire de la cheville selon Lavigne 20
Figure 18 : Bras de leviers antéro-postérieur et médio-latéral du pied selon Lavigne 20
Figure 19 : Prise d'empreintes et confection des orthèses plantaires thermoformées 22

Figure 20 : Exemple de système d'analyse quantifiée du mouvement 28
Figure 21 : Dispositif de l'AQM 29
Figure 22 : Modèle du pied selon Leardini (A) et MacWilliams (B) 30
Figure 23 : Représentation du cycle de marche (Viel, 2000) 32
Figure 24 : Cinématique du membre inférieur au cours du cycle de marche (Leardini et al., 2007b) 33
Figure 25 : Cinématique des articulations du pied (Leardini et al., 2007a) 33
Figure 26 : Forces de réaction du sol sur le pied (Hunt et al., 2001) 34
Figure 27 : Centre de pression plantaire (Jamshidi et al., 2010) 34
Figure 28 : Moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche (Leardini et al., 2007b) 35
Figure 29 : Activité musculaire (instants et durée d'activation) du membre inférieur au cours du cycle de marche (Dedieu and Barthés, 2011) 36
Figure 30 : Positions des marqueurs sur les sujets 39
Figure 31 : Systèmes de coordonnées segmentaires et articulaires 41
Figure 32 : Baguette de calibration 44
Figure 33 : Protocole expérimental pour l'étude de la variabilité des données biomécaniques. 48
Figure 34 : Position statique imposée (vue de dessus des marqueurs). 49
Figure 35 : Exemple de variabilité Inter-Essais (IE) et Inter-Sessions (IS), Sans (NC) et Avec utilisation de la correction segmentaire (C) 53
Figure 36 : Variabilité de la cinématique segmentaire et articulaire de la position de référence 54
Figure 37 : Vitesse de marche et longueur du cycle de marche (moyenne ± écart-type) 55
Figure 38 : Cinématique du pied au cours du cycle de marche 58
Figure 39 : Cinématique de la cheville au cours du cycle de marche 59
Figure 40 : Cinématique du genou au cours du cycle de marche 60
Figure 41 : Cinématique de la hanche au cours du cycle de marche 61

Figure 42 : Cinématique du bassin au cours du cycle de marche 62
Figure 43 : Moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche 66
Figure 44 : Moments articulaires du genou au cours du cycle de marche 67
Figure 45 : Moments articulaires de la hanche au cours du cycle de marche 68
Figure 46 : Comparaison des variabilités moyennes de la cinématique articulaire du membre inférieur au cours du cycle de marche 71
Figure 47 : Comparaison des variabilités moyennes des moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche 72
Figure 48 : Variabilités moyennes de la cinématique des articulations du pied 74
Figure 49 : Cinématique de Pronation/Supination de l'articulation de Chopart (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 75
Figure 50 : Vue postérieure (A) et sur podoscope (B) d'un pied valgus 79
Figure 51 : Orthèse plantaire de supination 80
Figure 52 : Exemple, pour un sujet, des valeurs de correction extraites pour l'angle de pronation / supination de la cheville 82
Figure 53 : Vitesse de marche et longueur du cycle de marche (moyenne ± écart-type) 83
Figure 54 : Cinématique du pied (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 84
Figure 55 : Cinématique de la cheville (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 85
Figure 56 : Cinématique du genou (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 86
Figure 57 : Cinématique de la hanche (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 87
Figure 58 : Cinématique du bassin (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 88
Figure 59 : Déplacement du centre de pression plantaire (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 89
Figure 60 : Forces de réaction du sol sur le pied (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 90
Figure 61 : Moments articulaires de la cheville (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 91
Figure 62 : Moments articulaires du genou (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 92
Figure 63 : Moments articulaires de la hanche (moyenne ± écart-type) au cours du cycle de marche 93

Figure 64 : Mécanisme de traitement par OP de supination. 98
Figure 65 : Cinématique et moments articulaires de la cheville au cours du cycle de marche pour le premier cas clinique 106
Figure 66 : L'examen radiologique de face et en charge du genou gauche 110
Figure 67 : Orthèse plantaire d'éversion du pied gauche 111
Figure 68 : Comparaison radiologique du genou gauche lors d'une position en schuss à 30 degrés de flexion 112
Figure 69 : Cinématique de la cheville et du genou au cours du cycle de marche pour le second cas clinique 115
Figure 70 : Moments articulaires de la cheville et du genou au cours du cycle de marche pour le second cas clinique 118
Figure 71 : 1er pic et impulsion du moment articulaire de valgum du genou pour le second cas clinique 120

Table des tableaux

Tableau 1 : *Classification des items de l'examen clinique* 17
Tableau 2 : *Prise en charge des orthèses plantaires* 23
Tableau 3 : *Actes Techniques Médicaux* 25
Tableau 4 : *Précision du système de mesure* 44
Tableau 5 : *Variabilités moyenne de la cinématique du membre inférieur au cours du cycle de marche* 63
Tableau 6 : *Variabilités moyenne des moments articulaires du membre inférieur au cours du cycle de marche* 65
Tableau 7 : *Tableau d'interprétation cinématique.* 94
Tableau 8 : *Tableau d'interprétation cinétique.* 95
Tableau 8 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire de la cheville* 104
Tableau 9 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires de la cheville* 105
Tableau 10 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire de la cheville* 114
Tableau 11 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons de la cinématique articulaire du genou* 114
Tableau 12 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires de la cheville* 117
Tableau 13 : *Variabilités, corrections moyennes et comparaisons des moments articulaires du genou* 117

Abstract

The knowledge of the biomechanical effects induced by foot orthotics is an important issue in order to recognize the role of the podiatrist in the treatment of osteoarticular and musculotendinous disorders of the musculoskeletal system. So, this work consists in modeling, by the biomechanics, the musculoskeletal system to assess the effects of wearing foot orthotics during walking. A first study was conducted to check the reproducibility of gait biomechanical data through two different sessions. The results show that these biomechanical data may show significant variability, mainly caused by errors in the positioning of sensors on the subject, making it difficult clinical interpretation. However, the second part of this study showed that the use of a methodology for segmental correction, from a static position imposed, allowed reducing this variability. Thus, a study was conducted on the impact of the use of supinated foot orthotics on immediate correction of valgus foot. The main findings show that the kinematic and dynamic data, notably the foot and ankle, are impacted. Before being able to estimate if this correction lasts over time, a second study was conducted. Thus, to demonstrate the benefits of using this methodology for the interpretation of the biomechanical effects of treatment with foot orthotic in the longer term, two clinical cases were analyzed, one involved a patient with compartment syndrome of the leg and the other with knee osteoarthritis. The main findings indicate that the insoles have an impact on diseases of the ankle and knee but that the interpretation of these actions may be wrong if the variability of gait biomechanical data is not considered.

Keywords :

Biomechanics ; Gait ; Foot orthotics ; Variability ; Valgus feet ; Knee osteoarthritis