

Université de Montréal

Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur chez des patients ayant une instabilité de la cheville

par Gabriel Moisan

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

Thèse présentée
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en sciences biomédicales

Août, 2019

© Gabriel Moisan, 2019

Résumé

L'instabilité chronique de la cheville (CAI) est un fardeau socioéconomique important qui entraîne des répercussions néfastes chez la population atteinte, comme des récurrences d'entorses de la cheville (ELC), qui peuvent notamment s'expliquer par des déficits biomécaniques aux membres inférieurs. Ces déficits sont notamment observés lors d'activités quotidiennes comme la marche, mais aussi lors de tâches plus difficiles comme l'atterrissage d'un saut. Par contre, les impacts biomécaniques réels d'une CAI lors de la locomotion ne sont pas encore clairement décrits.

Les orthèses plantaires sont couramment utilisées dans le traitement de pathologies musculosquelettiques pour modifier les variables biomécaniques des membres inférieurs (cinématique, cinétique et électromyographie) responsables de ces pathologies. Bien que leurs effets sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI soient encore méconnus, les orthèses plantaires pourraient permettre de les traiter plus efficacement.

Les objectifs principaux de cette thèse étaient de déterminer les déficits biomécaniques associés à la CAI lors de la locomotion et lesquels de ces déficits peuvent être atténués avec le port d'orthèses plantaires.

L'**Étude 1** consistait à réaliser une revue systématique de la littérature sur les impacts biomécaniques d'une CAI lors d'une tâche de marche et de course. L'**Étude 2** consistait à identifier les différences biomécaniques entre des individus avec et sans CAI à la marche. L'**Étude 3** consistait à déterminer les différences biomécaniques entre des individus avec et sans CAI lors de l'atterrissage d'un saut unipodal sur une surface plane

(DROP), inclinée (WEDGE) et instable (FOAM) ainsi qu'à l'atterrissage d'un saut latéral maximal unipodal (SIDE). Finalement, l'**Étude 4** consistait à déterminer les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors des tâches de marche et d'atterrissage d'un saut unipodal.

À la marche, les individus atteints d'une CAI présentent de nombreux déficits biomécaniques qui pourraient les prédisposer à subir d'autres ELC, notamment une augmentation de l'inversion et de la flexion plantaire de la cheville. Ces augmentations de mouvement à la cheville contribuent à augmenter les forces verticales latérales au pied, à modifier la cinématique et la cinétique du genou ainsi que l'activité des muscles moyen fessier et long fibulaire. Lors de l'atterrissage d'un saut unipodal, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de la dorsiflexion de la cheville afin de stabiliser l'articulation. Lors de la tâche WEDGE, la diminution de la préactivation musculaire du long fibulaire pourrait mettre ces individus plus à risque de subir d'autres ELC. De plus, le port d'orthèses plantaires diminue l'activité musculaire du tibial antérieur lors de la tâche DROP et du biceps fémoral à la marche chez des individus atteints d'une CAI. Elles semblent n'avoir aucun effet significatif sur la cinématique et cinétique du membre inférieur lors de la marche et l'atterrissage d'un saut unipodal.

Finalement, cette thèse permet de mieux identifier les déficits biomécaniques à adresser lors de l'élaboration de plan de traitement pour les individus atteints d'une CAI et de mieux comprendre les effets des orthèses plantaires pour atténuer ces déficits.

Mots clés : Instabilité chronique de la cheville, électromyographie, cinématique, cinétique, orthèses plantaires, marche, locomotion, atterrissage d'un saut, surface inclinée, surface instable

Abstract

Chronic ankle instability (CAI) is a major socioeconomic burden and has adverse repercussions for the affected population, such as recurrence of lateral ankle sprains (LAS), which could be explained by lower limb biomechanical deficits. These deficits are observed during daily activities such as walking but also during more difficult tasks such as jump landing. However, the real impact of CAI during locomotion has not yet been clearly described.

Foot orthoses are commonly used to treat musculoskeletal pathologies because they modify lower limb biomechanics (kinematics, kinetics and electromyography). However, their effects on lower limb's biomechanics of individuals with CAI are still unknown. Foot orthoses may help to treat the individuals with CAI more effectively.

The main objectives of this thesis were to determine the biomechanical deficits associated with CAI during locomotion and which of these deficits can be attenuated with foot orthoses.

Study 1 consisted of systematically reviewing the literature on the biomechanical deficits associated with CAI during walking and running. **Study 2** consisted of identifying the biomechanical differences between individuals with and without CAI during walking. **Study 3** consisted of determining the biomechanical differences between individuals with and without CAI during unilateral jump landing on even (DROP), inclined (WEDGE) and unstable (FOAM) surfaces and during a unilateral maximal side jump landing (SIDE). **Study 4** consisted of determining the effects of foot orthoses on lower limb's biomechanics of individuals with CAI during walking and unilateral jump landing.

During walking, individuals with CAI present many biomechanical deficits that may predispose them to sustain recurrent LAS, including increased ankle inversion and plantarflexion. These contribute to increase the lateral vertical forces under the foot, to modify knee kinematics and kinetics as well as the activity of the gluteus medius and peroneus longus muscles. During unilateral jump landing, individuals with CAI present increased ankle dorsiflexion in order to stabilize the joint. During the WEDGE task, the decreased peroneus longus muscle preactivation could put these individuals at greater risk of sustaining recurrent LAS. In addition, wearing foot orthoses decreases the muscular activity of the tibialis anterior during the DROP task and the biceps femoris during walking in individuals with CAI. FOs have no significant effect on the kinematics and kinetics of the lower limb during walking and unilateral jump landing.

Finally, the results of this thesis will help to better identify the biomechanical deficits to be addressed during rehabilitation for individuals with CAI and to better understand the effects of foot orthoses to attenuate these deficits.

Keywords: Chronic ankle instability, electromyography, kinematics, kinetics, foot orthoses, walking, locomotion, jump landing, inclined surface, unstable surface

Table des matières

Résumé.....	II
Abstract.....	IV
Table des matières.....	VI
Liste des tableaux.....	XII
Liste des figures.....	XIII
Liste des abréviations.....	XV
Remerciements.....	XIX
Avant-propos.....	1
CHAPITRE 1 Recension des écrits.....	4
1.1 Entorse latérale de la cheville.....	4
1.1.1 Anatomie et stabilité de la cheville.....	6
1.1.2 Mécanismes de blessure.....	12
1.1.3 Conséquences à long terme.....	13
1.2 Instabilité chronique de la cheville.....	14
1.2.1 Proprioception et contrôle postural.....	21
1.2.2. Altérations biomécaniques d'individus avec une CAI lors de la marche.....	26
1.2.3. Altérations biomécaniques d'individus avec une CAI lors d'un atterrissage d'un saut unipodal.....	29

1.2.4 Synthèse	31
1.3. Traitements de la CAI	32
1.3.1 Réadaptation neuromusculaire	33
1.3.2 Thérapie manuelle	34
1.3.3 Support externe	35
1.3.4 Orthèses plantaires.....	37
1.3.4.1 Effets des orthèses plantaires sur la stabilité posturale.....	37
1.3.4.2 Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur lors de la marche	42
1.3.4.3. Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissage d'un saut unipodal.....	53
1.3.4.4. Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI	54
1.3.4.5. Synthèse	54
1.4 Objectifs et hypothèses de recherche.....	55
CHAPITRE 2 Méthodologie	57
2.1 Participants.....	57
2.2 Instrumentation	58
2.2.1 Analyse cinématique.....	58
2.2.2 Analyse électromyographique.....	61
2.2.3 Analyse cinétique.....	63
2.2.4 Questionnaires cliniques	63
2.3 Protocoles expérimentaux	64
2.3.1 Marche.....	64

2.3.2 Saut latéral maximal unipodal	64
2.3.3 Sauts antérieurs unilatéraux d'une hauteur prédéterminée sur différentes surfaces	65
2.3.4 Orthèses plantaires.....	66
2.3.5 Justification des analyses statistiques	67

CHAPITRE 3 Article 1: Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review	69
Résumé en français.....	71
Abstract.....	73
INTRODUCTION	74
METHODS.....	76
Search strategy	76
Selection criteria.....	77
Risk of bias assessment	77
Data analysis.....	78
RESULTS.....	78
Search results	78
Quality assessment.....	79
Spatial-temporal parameters.....	80
Muscle activity parameters	81
Kinematic parameters	86
Kinetic parameters	95
DISCUSSION	100
CONCLUSION	108
CONFLICT OF INTEREST	108

REFERENCES	109
CHAPITRE 4 Article 2: Kinematic, kinetic and electromyographic differences between young adults with and without chronic ankle instability during walking.....	115
Résumé en français.....	117
Abstract.....	118
Introduction	119
Methods and materials.....	120
Participants.....	120
Instrumentation.....	121
Protocol	122
Data processing	123
Analysis	124
Results.....	124
Descriptive data.....	125
Kinematic and kinetic data	125
EMG data.....	129
Discussion.....	132
Conclusion	135
Conflict of interest statement	135
References.....	135
CHAPITRE 5 Article 3: Unilateral jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability	139
Résumé en français.....	141

Abstract.....	143
Practical implications.....	144
Introduction	145
Methods.....	146
Results.....	151
Discussion.....	158
Conclusion	161
References.....	161
CHAPITRE 6 Article 4: Effects of foot orthoses on walking and jump landing	
biomechanics of individuals with chronic ankle instability	167
Résumé en français.....	169
Abstract.....	171
Introduction	172
Materials and methods.....	174
Participants.....	174
Experimental protocol.....	175
Data processing	178
Statistical analysis.....	179
Results.....	180
Discussion.....	184
Conclusion	187
Practical Implications.....	187
Acknowledgments	187
Supplementary materials.....	192

CHAPITRE 7 Discussion générale	202
7.1 Synthèse des résultats des études.....	202
7.2 Déficits biomécaniques associés à la CAI à la marche	204
7.3 Déficits biomécaniques associés à la CAI lors d’atterrissage d’un saut unipodal.....	211
7.4 Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieurs d’individus atteints d’une CAI	214
7.5 Aspect novateur de la thèse	220
7.6 Considérations méthodologiques.....	221
7.7 Perspectives de recherche.....	226
Conclusion	228
Bibliographie	230

Liste des tableaux

Tableau 1.1. Synthèse des effets des orthèses plantaires sur l'oscillation posturale.	39
Tableau 1.2. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur la cinématique.	50
Tableau 1.3. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur les moments de force articulaires.	51
Tableau 1.4. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire.	52
Tableau 2.1. Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants des études 2, 3 et 4.	57
Table 3.1. Summary of articles related to muscle activity.	84
Table 3.2a. Summary of articles related to kinematic parameters during walking.	90
Table 3.2b. Summary of articles related to kinematic parameters during running.	93
Table 3.3. Summary of articles related to kinetic parameters.	98
Table 5.1. Descriptive data	148

Liste des figures

Figure 1.1. Anatomie de la cheville. Tirée de Tourné et Mabit (2015)	7
Figure 1.2. Largeur anatomique et fonctionnelle de la trochlée du talus. Tirée de Klein et Sommerfeld (2008)	9
Figure 1.3. Continuum de déficits associés à la CAI. Adapté de Hertel (2002)....	16
Figure 1.4. Sous-groupes de CAI. Adapté de Hiller et al. (2011).	17
Figure 1.5. Modèle explicatif de la CAI. Modifié de Hertel et Corbett (2019)	20
Figure 1.6. Cycle de marche, tirée de Canavese et Deslandes (2015).	27
Figure 1.7. Synthèse des déficits proprioceptifs et biomécaniques chez les individus avec CAI.....	32
Figure 2.1. Modèles cinématiques utilisés dans l'étude 2 (gauche) et les études 3-4 (droite).	61
Figure 2.2. Saut latéral maximal unipodal.	65
66	
Figure 2.3. Positions de départ et d'atterrissage des tâches DROP (gauche), FOAM (centre) et WEDGE (droite).....	66
Figure 2.4. Orthèses plantaires utilisées dans le cadre de la quatrième étude (vues inférieure et supérieure).	67
Figure 3.1. Flow chart for included papers.	79
Figure 4.1 Ankle and knee angles and moments during comfortable walking.....	127
Figure 4.2 Ankle and knee angles and moments during fast walking	129
Figure 4.3. EMG differences between CAI and control groups during comfortable walking.....	130

Figure 4.4. EMG differences between CAI and control groups during fast walking	131
Figure 5.1. Vastus lateralis muscle activity during DROP	153
Figure 5.2. Between-group differences during WEDGE.....	155
Figure 5.3. Ankle sagittal ankle during FOAM	156
Figure 5.4. Between-group differences during SIDE	158
Appendix A. Statistical non-parametric mapping results for the ankle sagittal angle...	166
Figure 6.1a. Tibialis anterior muscle activity during the DROP task.....	181
Figure 6.1b. Gastrocnemius medialis muscle activity during the DROP task.....	182
Figure 6.2. Gastrocnemius lateralis muscle activity during the FOAM task.....	183
Figure 6.3. Biceps femoris muscle activity during walking	184
Appendix 6.1. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the DROP task	193
Appendix 6.2. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the FOAM task.....	195
Appendix 6.3. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the SIDE task	197
Appendix 6.4. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during walking.....	199
Appendix 6.5. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the WEDGE task.....	201
Figure 7.1 Synthèse des déficits proprioceptifs et biomécaniques associés à la CAI...	214

Liste des abréviations

AII : *Ankle Instability Instrument*

ANOVA : *Analysis of variance*

AST : Articulation subtalaire

BF : *Biceps femoris*

CAI : *Chronic Ankle Instability*

CAIT : *Cumberland Ankle Instability Tool*

COP : *Center of pressure*

CW : *Comfortable walking*

d : Taille d'effet de Cohen

DROP : *Unilateral drop landing on an even surface*

ELC : Entorse latérale de la cheville

EMG : Électromyographie

EVA : Éthylène-acétate de vinyle

Ever : Éversion

F : *Female*

FAAM : *Foot and Ankle Ability Measure*

FAAM-S : *Foot and Ankle Ability Measure-Sport*

FADI : *Foot and Ankle Disability Index*

FADI-S : *Foot and Ankle Disability Index-Sport*

FAI : Instabilité fonctionnelle de la cheville

FD : Flexion dorsale

FOAM : *Unilateral drop landing on an unstable surface*

FOs : *Foot orthoses*

FP : *Flexion plantaire*

FPI : *Foot Posture Index*

FW : *Fast walking*

g : *Hedge's g effect size*

GM : *Gluteus medius*

GRF : *Ground reaction forces*

HS : *Heel strike*

Hz : *Hertz*

IAC : *International Ankle Consortium*

idFAI : *Identification of Functional Instability*

iEMG : *Integral electromyography*

Inv : *Inversion*

IPAQ : *International Physical Activity Questionnaire*

LAS : *Lateral ankle sprain*

LG : *Lateral gastrocnemius*

M : *Male*

MAI : *Instabilité mécanique de la cheville*

MAII : *Modified Ankle Instability Index*

MASS : *Maximal Arch Supination Stabilization*

MD : *Mean difference*

MG : *Medial gastrocnemius*

Par-Q : *Physical Activity Rediness Questionnaire*

PL : *Peroneus longus*

PRISMA : *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*

RF : *Rectus femoris*

RMS : *Root Mean Square*

RS : *Entorses latérales de la cheville récurrentes*

SD : *Standard deviation*

SALRE : *Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory*

sEMG : *Surface electromyography*

SENIAM : *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SIDE : *Unilateral maximal side jump landing*

Sol : *Soleus*

SPM : *Statistical one-dimensional parametric mapping*

SNC : *Système nerveux central*

SnPM : *Statistical one-dimensional non-parametric mapping*

STA : *Soft tissue artefact*

TA : *Tibialis Anterior*

WEDGE : *Unilateral drop landing on an inclined surface*

*À ma femme et mes enfants,
sans qui cette thèse aurait été terminée
un an plus tôt!*

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier Vincent Cantin, mon directeur de recherche, qui m'a pris sous son aile il y a maintenant plus de 7 ans lors de mes balbutiements en recherche au premier cycle. Merci de ton temps, ta patience, ton dévouement et surtout de ta confiance en moi et mes projets de recherche. Les connaissances et l'expertise que tu m'as transmises seront des atouts importants pour ma carrière de chercheur. En espérant que ce ne soit que le début de nos collaborations en recherche.

J'aimerais aussi remercier mon codirecteur de recherche, Martin Descarreaux, qui a accepté, à mon grand plaisir, d'embarquer dans mon aventure au doctorat en 2015. Merci pour ton regard critique, ton expertise et ta générosité. Ta présence dans mon équipe de recherche m'a assurément permis de faire des projets d'une plus grande envergure qui auront plus d'impacts dans le monde scientifique.

J'aimerais aussi remercier les étudiants et professeurs du GRAN qui ont contribué de près ou de loin à mes projets et à ma formation en recherche. Un merci spécial à Camille Mainville sans qui la collecte et l'analyse de données de près de 150 séances expérimentales pour mes projets de doctorat ou connexes auraient été impossibles.

Many thanks to Dr Kristen Hollands and Professor Christopher Nester for hosting me for four months at the University of Salford and enriching my PhD experience. I feel privileged to have had the opportunity to learn from the best. I look forward to continuing to work with you in the future. Cheers!

J'éprouve une reconnaissance particulière envers ma femme et mes enfants qui ont été mon équilibre et mon réconfort lors de cette aventure. Je suis conscient de tous les efforts et sacrifices (surtout de temps) que je vous ai demandés au fil des années. Merci pour tout.

Finalement, je remercie les organismes subventionnaires qui m'ont accordé un support financier me permettant de me consacrer à temps plein à mes études. Merci aux Fonds de recherche du Québec en Santé, aux Instituts de Recherche en Santé du Canada, à l'Ordre des Podiatres du Québec, à l'Association des Podiatres du Québec, à Podokop, au Bureau des relations internationales de l'UQTR et à la *Canadian Podiatric Education Foundation*.

Avant-propos

Cette thèse a comme objectifs principaux de déterminer les déficits biomécaniques associés à l'instabilité chronique de la cheville lors de la locomotion et lesquels de ces déficits peuvent être atténués avec le port d'orthèses plantaires.

Le premier chapitre présente les concepts abordés dans les projets de cette thèse et se divise en quatre sous-sections. La première sous-section recense les écrits sur l'entorse latérale de la cheville en ce qui a trait à la prévalence, les coûts et comorbidités associés, les mécanismes de blessure et l'anatomie. La deuxième sous-section présente un modèle explicatif de l'instabilité chronique de la cheville ainsi que les déficits biomécaniques et proprioceptifs qui y sont associés lors de tâches de locomotion et de stabilité posturale. La troisième sous-section présente les modalités thérapeutiques conservatrices répertoriées dans le traitement des individus avec une instabilité chronique de la cheville avec une emphase sur les orthèses plantaires. Enfin, la dernière sous-section présente les objectifs et les hypothèses de recherche de cette thèse.

Le deuxième chapitre décrit et justifie le protocole de recherche de la deuxième, troisième et quatrième étude de cette thèse. Le protocole de recherche de la première étude de cette thèse n'est pas inclus, car le troisième chapitre de cette thèse est entièrement dédié à cette étude.

Le troisième chapitre présente le premier article publié dans le journal *Gait and Posture* en février 2017. Cet article est une revue systématique de la littérature ayant comme objectif de déterminer les différences biomécaniques (cinématiques, cinétiques et

électromyographiques) entre des individus avec et sans instabilité chronique de la cheville à la marche et à la course. Les résultats de cet article ont permis d'identifier les variables d'intérêt, les outils de mesures adéquats ainsi que la taille d'échantillon requise pour la deuxième étude de cette thèse.

Le quatrième chapitre présente le deuxième article, publié dans le *Journal of Electromyography and Kinesiology* en avril 2020, qui a comme objectif de déterminer les différences biomécaniques (cinématiques, cinétiques et électromyographiques) entre des individus avec et sans instabilité chronique de la cheville à la marche. Cette étude vise principalement à combler les lacunes dans la littérature scientifique, précédemment déterminées dans le premier article de cette thèse.

Le cinquième chapitre présente le troisième article, sous presse dans le *Journal of Science and Medicine in Sport*, qui a comme objectif de déterminer les différences biomécaniques (cinématiques, cinétiques et électromyographiques) entre des individus avec et sans instabilité chronique de la cheville lors de l'atterrissage d'un saut unipodal.

Le sixième chapitre présente le quatrième article, publié dans le journal *Physical Therapy in Sport* en novembre 2019, qui a comme objectif de déterminer les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique (cinématique, cinétique et électromyographique) du membre inférieur d'individus avec une instabilité chronique de la cheville lors de l'atterrissage d'un saut unipodal et à la marche.

Le septième chapitre présente l'interprétation des résultats des quatre études de cette thèse et les met en contexte avec la littérature scientifique actuelle. De plus, il

présente les limites méthodologiques et les perspectives futures de recherche découlant des résultats des études de cette thèse.

CHAPITRE 1 Recension des écrits

1.1 Entorse latérale de la cheville

L'entorse latérale de la cheville (ELC) est une blessure musculosquelettique commune qui peut survenir lors d'activités quotidiennes (Gribble et al., 2016) et sportives (Doherty et al., 2014). Elle peut être définie comme une blessure traumatique aiguë du ligament talo-fibulaire antérieur, talo-fibulaire postérieur et/ou calcanéofibulaire causée par une inversion excessive de l'arrière-pied ou une combinaison d'une flexion plantaire et adduction du pied (Delahunt, Coughlan, et al., 2010). Deux millions d'ELC sont répertoriées annuellement aux États-Unis, dont 628 000 dans les salles d'urgence des centres hospitaliers (Waterman et al., 2010). Au Royaume-Uni, le nombre d'ELC répertoriées est de 1 à 1,5 million par année (Lamb et al., 2009), dont 5600 par jour dans les salles d'urgence (Cooke et al., 2003). Toutefois, ces statistiques représentent probablement une sous-estimation de l'incidence réelle d'ELC, car environ 57% des individus qui subissent cette blessure ne consultent pas un professionnel de la santé (McKay et al., 2001). Les individus âgés entre 10 et 24 ans subissent 53,5% des ELC et 49,3% de ces entorses surviennent lors d'activités sportives (Waterman et al., 2010). D'ailleurs, il s'agit de la blessure sportive la plus commune, représentant entre 10 et 30% de l'ensemble des blessures musculosquelettiques (Fong et al., 2007). L'ELC survient régulièrement lors d'activités sportives comportant des atterrissages d'un saut, de la course et des changements brusques de direction comme le volleyball, le basketball et le soccer, représentant 15 à 45% des blessures musculosquelettiques lors de ces sports (Fong et al., 2007; Hootman et al., 2007). Le taux de blessure a été chiffrée entre 12 et 13 ELC

par 10 000 expositions athlétiques (*athlete-exposures*) pour le soccer et le basketball et 10 ELC par 10 000 expositions athlétiques pour le volleyball (Hootman et al., 2007). Autrement dit, si vingt athlètes performant quotidiennement un de ces sports, un athlète subira une ELC à tous les 38 à 50 jours. Bien que le type de sports ou d'activités pratiqués est un des principaux facteurs de risque de l'ELC, la diminution de la force musculaire du membre inférieur et de la proprioception a aussi été déterminée comme facteurs de risque importants (Witchalls et al., 2012). Le sexe et l'âge ont aussi un impact notable sur l'incidence d'ELC. Les femmes subissent deux fois plus d'ELC que les hommes alors que les enfants et les adolescents sont respectivement 10,5 fois et 7 fois plus à risque que les adultes (Doherty et al., 2014). De plus, les individus avec une hypermobilité articulaire ont deux fois plus de risques de subir une ELC (Wolf et al., 2011). Finalement, deux à huit fois plus d'ELC sont répertoriées chez les individus ayant déjà subi une ELC (de Noronha et al., 2013; Pourkazemi et al., 2018).

L'ELC entraîne un coût sociétal important, car elle nécessite des soins cliniques fréquents et prolongés ainsi que l'utilisation de techniques diagnostiques coûteuses (par exemple, des radiographies ou imageries par résonance magnétique) (Soboroff et al., 1984; Verhagen et al., 2000). Elle diminue la productivité et augmente l'absentéisme au sport et au travail (Gribble et al., 2016). D'ailleurs, les individus ayant subi une ELC s'absentent en moyenne 6,9 jours du travail (Cooke et al., 2009). Elle amène donc une myriade de coûts directs (soins de santé) et indirects (perte de productivité et absentéisme). L'*International Ankle Consortium* estime que le coût sociétal annuel des ELC est de plus de 6,2 milliards \$US (8.2 milliards CAD) aux États-Unis uniquement

(Gribble et al., 2016). Finalement, à ces coûts s'ajoutent ceux des comorbidités secondaires à l'ELC telles que l'arthrose post-traumatique de la cheville, de l'instabilité chronique de la cheville (CAI) et des coûts de chirurgies de reconstruction de la cheville (Cooke et al., 2009).

Cette section a comme objectif de définir les structures anatomiques importantes dans la stabilité de la cheville, les mécanismes de blessure de l'ELC et les conséquences à long terme de l'ELC.

1.1.1 Anatomie et stabilité de la cheville

Les structures ligamentaires, osseuses et musculo-tendineuses contribuent à la stabilité de la cheville. La congruence osseuse et les ligaments agissent comme stabilisateurs passifs de la cheville tandis que les muscles agissent comme stabilisateurs actifs. Le complexe articulaire de la cheville (*ankle joint complex*) est composé de trois articulations : talo-crurale, subtalaire et la syndesmose tibio-fibulaire distale (Hertel, 2002). Ces trois articulations sont interreliées, ce qui permet à l'arrière-pied d'effectuer des mouvements coordonnés (Hertel, 2002). La morphologie de la cheville permet de transmettre les forces du membre inférieur au pied par un mécanisme de couplage (*coupling mechanism/torque converter*). Par exemple, la rotation interne de la jambe est couplée avec la pronation des articulations talo-crurale et subtalaire tandis que la rotation externe est couplée avec la supination de ces articulations (Hertel, 2002). Comme les ELC affectent les ligaments latéraux de l'articulation talo-crurale (Hertel, 2002), l'emphasis sera mise sur cette articulation dans le cadre de cette thèse.

L'articulation talo-crurale est composée du talus, du tibia et de la fibula (voir Figure.1.1). Le mouvement autour de l'axe de rotation de cette articulation permet des mouvements majoritairement dans le plan sagittal (Lundberg et al., 1989). Par contre, des mouvements de faible amplitude dans les plans transverse et frontal sont aussi couplés au mouvement sagittal, plus particulièrement lorsque la cheville est en flexion dorsale (Lundberg et al., 1989). Lors de la mise en charge, l'élément de stabilisation principal de la cheville est la congruence osseuse entre le tibia, la fibula et le talus.



Figure 1.1. Anatomie de la cheville. Tirée de Tourné et Mabit (2015)
Légende : 1. Tibia, 2. Fibula, 3. Talus, 4. Ligament talo-fibulaire antérieur, 5. Ligament calcanéofibulaire et 6. Calcaneum.

L'anatomie structurelle de l'articulation talo-crurale est responsable de 30% de la stabilité dans le plan frontal et 100% dans le plan transverse lorsqu'elle est mise en charge (Stormont et al., 1985). Sans charge, l'anatomie structurelle de cette articulation joue un rôle minime dans la stabilité dans les plans frontal et transverse (Stormont et al., 1985). De plus, l'anatomie structurelle du talus influence grandement la stabilité de la cheville, car la partie antérieure de la trochlée du talus est plus large que la partie postérieure. La différence anatomique moyenne est d'environ six millimètres, créant ainsi un angle d'environ 12 degrés entre la partie antérieure et postérieure de la trochlée du talus (Daud et al., 2013). Par contre, au niveau fonctionnel, la différence de largeur entre la partie antérieure et la partie postérieure s'amenuise à environ 2 mm (Inman, 1976). Comme l'articulation talo-crurale produit un mouvement tridimensionnel, la flexion plantaire de la cheville amène également l'inversion et l'adduction du talus (Klein & Sommerfeld, 2008). Ce mouvement du talus couplé à une translation antérieure de la partie distale de la fibula amène l'axe de rotation en position oblique par rapport à l'axe long de la trochlée du talus et augmente ainsi la largeur fonctionnelle de la trochlée postérieure (voir Figure 1.2).

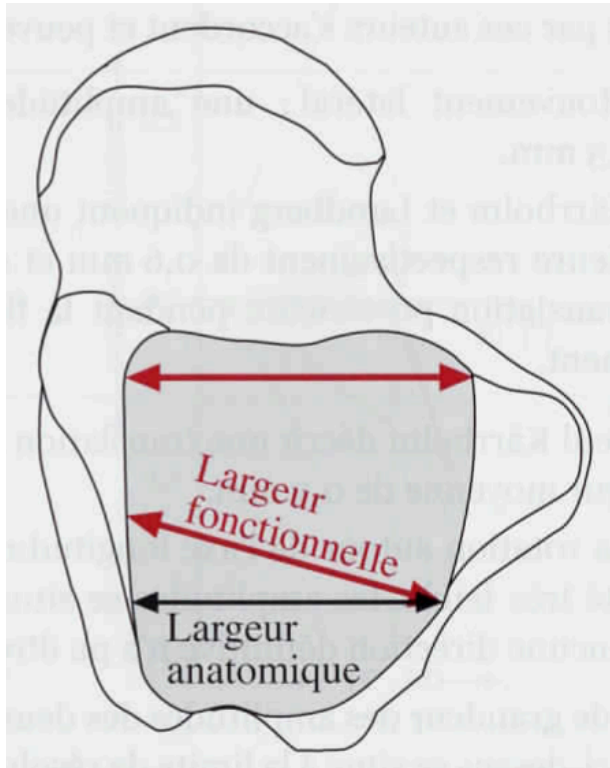


Figure 1.2. Largeur anatomique et fonctionnelle de la trochlée du talus. Tirée de Klein et Sommerfeld (2008)

Lorsque la cheville est mise en flexion plantaire, la partie postérieure de la trochlée du talus est en contact avec les malléoles et le plateau tibial. Comme la largeur postérieure fonctionnelle de la trochlée du talus est plus petite (Inman, 1976), la pression intra-articulaire est diminuée et donc la stabilité articulaire l'est aussi (Farso Nielsen & de Carvalho, 1989; Imai et al., 2015). En fait, la largeur de l'espace articulaire de la cheville augmente progressivement lorsque celle-ci passe de flexion dorsale à flexion plantaire (Farso Nielsen & de Carvalho, 1989; Imai et al., 2015). Cette augmentation de pression intra-articulaire amène une augmentation d'environ 1,5 à 3 mm la distance intermalléolaire lorsque la cheville est en mise en flexion dorsale (Ashhurst & Bromer,

1922; Barnett & Napier, 1952; Close, 1956). La cheville est donc morphologiquement plus stable en flexion dorsale (*tightly packed position*) qu'en flexion plantaire (*loose packed position*) (Birrer et al., 1994; Magee, 2013; Nordin & Frankel, 2001; Turco, 1977) et ce même si la surface de contact articulaire tibio-talaire est diminuée dans cette position (Klein & Sommerfeld, 2008). Finalement, au niveau de la mortaise de la cheville, la malléole latérale est distale à la malléole médiale. Ainsi, lorsque la cheville est amenée en éversion, la malléole latérale bloque le mouvement. La morphologie de la mortaise protège donc la cheville des entorses médiales. Cette protection n'est pas présente pour les mouvements d'inversion de la cheville.

Les structures passives stabilisant la cheville sont la capsule articulaire et les ligaments. Dans cette thèse, seuls les ligaments latéraux de la cheville seront abordés, car les ELC menant à une CAI affectent ces ligaments. La stabilité latérale de la cheville est majoritairement obtenue par l'action des ligaments talo-fibulaire antérieur et postérieur ainsi que le ligament calcanéo-fibulaire. Le ligament talo-fibulaire postérieur est un ligament très fort s'insérant sur la partie postéro-latérale du talus et la partie postérieure de la malléole latérale (Van Den Bekerom et al., 2014). Ce ligament est intra-capsulaire, mais extra-synovial (Taser et al., 2006). Il est de forme trapézoïde, a une longueur moyenne de 23 mm et une largeur moyenne de 5,5 mm (Milner & Soames, 1998). Lorsque la cheville est en flexion plantaire et en position neutre, le ligament talo-fibulaire postérieur est relâché tandis qu'il est tendu lorsqu'elle est en flexion dorsale. Ce ligament limite donc le mouvement transverse lorsque la cheville est en flexion dorsale (Leardini et al., 2000). Pour ce qui est du ligament calcanéo-fibulaire, il s'insère sur la partie

postéro-inférieure de la malléole latérale et sur l'aspect latéral du calcanéum (Taser et al., 2006). Il forme un angle moyen de 40 degrés par rapport au plan transverse et 51 degrés par rapport au plan sagittal (Taser et al., 2006). Ce ligament limite la rotation interne et l'inversion de la cheville (Stormont et al., 1985). Il est en position la plus tendue lorsque la cheville est en flexion dorsale (Hertel, 2002). Il a une longueur moyenne de 19,5 mm et une largeur moyenne de 5,5 mm (Milner & Soames, 1998). Pour ce qui est du ligament talo-fibulaire antérieur, il s'insère sur la bordure antérieure de la malléole latérale et sur le corps du talus juste antérieurement à la surface articulaire pour la malléole latérale (Taser et al., 2006). Il forme un angle moyen de 25 degrés avec le plan transverse, 47 degrés avec le plan sagittal et 132 degrés avec le ligament calcanéofibulaire (Taser et al., 2006). Ce ligament a comme rôle de limiter la translation antérieure du talus et la flexion plantaire de la cheville. Il est en position vulnérable lorsque la cheville est en flexion plantaire (Van Den Bekerom et al., 2014). Il a une longueur moyenne de 13 mm et une largeur moyenne de 11 mm (Milner & Soames, 1998). La cheville d'individus avec une CAI serait également plus à risque de subir une ELC lorsqu'elle est positionnée en flexion plantaire parce que le ligament talo-fibulaire antérieur est responsable d'une grande partie de sa stabilité dans cette position (Stormont et al., 1985) et qu'il est lésé chez 73 à 96% des individus ayant subi une ELC (Frey et al., 1996; Labovitz et al., 1998; Woods et al., 2003). Ainsi, la cheville est anatomiquement moins stable en flexion plantaire pour les individus avec une CAI (Hertel, 2002).

Les muscles contribuent aussi grandement à la stabilité de la cheville en procurant une protection dynamique à cette articulation. Les muscles les plus importants pour limiter

l'inversion de la cheville sont les muscles éverseurs: le court et long fibulaire (Hertel, 2002). Ces muscles, par leur contraction concentrique ou excentrique, protègent efficacement contre l'inversion excessive et ainsi les ELC (Ashton-Miller et al., 1996). Une diminution de la force excentrique et concentrique ainsi qu'une augmentation de la latence des muscles fibulaires, pouvant atteindre 16 à 30 ms (Karlsson & Andreasson, 1992; Mitchell et al., 2008), sont d'ailleurs des facteurs de risque de subir une ELC (Thompson et al., 2018). La contraction optimale de ces muscles est de trois à six fois plus efficace pour limiter l'inversion de la cheville que des chaussures et orthèses spécialisées (Ashton-Miller et al., 1996). De plus, dans un rôle secondaire, les muscles extrinsèques de la loge antérieure de la jambe peuvent aussi contribuer à la stabilisation pour éviter les ELC (Sinkjaer et al., 1988). Par leur action excentrique lors d'une inversion forcée, les muscles tibial antérieur, long extenseur des orteils et de l'hallux et troisième fibulaire diminuent la composante sagittale du mouvement de supination (Sinkjaer et al., 1988).

1.1.2 Mécanismes de blessure

Un grand nombre d'ELC surviennent lors de tâches de locomotion comme la marche, la course, les changements brusques de direction et les atterrissages d'un saut, car elles imposent des charges importantes et soudaines à la cheville (Doherty et al., 2016; Terada & Gribble, 2015). Lors de ces tâches, la cheville subit des perturbations rapides et inattendues qui peuvent la forcer en supination excessive causant des blessures au ligament latéral (Ashton-Miller et al., 1996; Hertel, 2002). D'ailleurs, la majorité des ELC surviennent lorsque la cheville effectue une inversion et une rotation interne alors que la

jambe effectue une rotation externe lors de l'impact initial du pied au sol (Fong et al., 2009; Gehring et al., 2013; Kristianslund et al., 2011). Fong et al. (2009) ont d'ailleurs observé une augmentation d'inversion et de rotation interne de la cheville de respectivement six et sept degrés lors d'une tâche de changement de direction durant laquelle un individu a subi une ELC. Bien que selon une simulation cadavérique d'ELC, la position la plus vulnérable de la cheville est en inversion, rotation interne et flexion plantaire (Wei et al., 2015), il semble que sa position sagittale n'a que très peu d'influence sur le mécanisme de blessure alors que les ELC répertoriées surviennent avec la cheville en flexion plantaire et dorsale (Fong et al., 2009; Gehring et al., 2013; Kristianslund et al., 2011).

1.1.3 Conséquences à long terme

Comme mentionné précédemment, l'ELC est la blessure musculosquelettique la plus fréquente (Fong et al., 2007). Par contre, cette blessure est souvent considérée banale par les gens atteints et son traitement est souvent négligé et inadéquat (McKay et al., 2001). De ce fait, près de 42% des individus subiront une nouvelle ELC dans les quatre ans suivant l'ELC initiale (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005) tandis que 40 à 73% des individus auront une récurrence au cours de leur vie (Waterman et al., 2010). De plus, près de 72% des individus ayant subi une ELC auront des incapacités ou comorbidités résiduelles permanentes (Konradsen et al., 2002) telles qu'une dégénérescence articulaire post-traumatique de la cheville (Hintermann et al., 2002), de la douleur ou une perte de fonction (van Rijn et al., 2008). Finalement, la CAI est la complication la plus fréquente

et touche entre 32 et 74% des individus ayant subi une ELC (Hiller et al., 2012; Tanen et al., 2014).

1.2 Instabilité chronique de la cheville

Les blessures du ligament latéral de la cheville qui surviennent suite à une ELC peuvent amener de nombreux symptômes et comorbidités résiduels, comme la CAI, et affecter les individus pour une longue durée. La CAI est caractérisée par une instabilité mécanique (MAI) et/ou fonctionnelle (FAI) de la cheville ainsi que des symptômes résiduels post-ELC tels que des épisodes d'inversion soudaine et involontaire de la cheville, une sensation d'instabilité et des ELC récurrentes plus d'un an après la blessure initiale (Delahunt, Coughlan, et al., 2010). Hertel (2002) a publié un modèle explicatif suggérant que les individus atteints d'une CAI ont un continuum de déficits associés à la MAI et à la FAI. Selon ce modèle, quand les deux conditions sont présentes, les individus atteints d'une CAI auront des ELC récurrentes (voir Figure 1.3).

La MAI est caractérisée par une laxité excessive de l'articulation talo-crurale dans les plans frontal et sagittal associée à une amplitude articulaire au-delà de la normalité physiologique (Delahunt, Coughlan, et al., 2010). Elle est causée par un étirement ou une déchirure (partielle ou totale) des ligaments latéraux de la cheville lors de l'ELC initiale (Hertel, 2002). D'autres déficits mécaniques peuvent être présents seuls ou en combinaison lorsqu'un individu est atteint de MAI, soit une hyperlaxité ligamentaire, des restrictions arthro-cinématiques, des changements synoviaux et dégénératifs de la cheville (Hertel, 2002; Hubbard & Hertel, 2006). Lors d'une inversion soudaine de la cheville, l'hyperlaxité ligamentaire crée une augmentation de l'amplitude de mouvement de cette

articulation (Hubbard & Hertel, 2006). Ainsi, lors de la locomotion, l'hyperlaxité ligamentaire rend la cheville plus susceptible d'aller en inversion excessive pouvant causer une ELC (Hertel, 2002). De plus, le changement arthro-cinématique le plus commun chez les individus avec une MAI est le déplacement antérieur et inférieur de l'axe de rotation de l'articulation talo-crurale causé par la disruption du ligament latéral de la cheville (Wikstrom & Hubbard, 2010). Ce changement arthro-cinématique de l'articulation talo-crurale cause une diminution de la dorsiflexion maximale de la cheville pouvant prédisposer les individus avec une MAI à subir de nouvelles ELC (Leanderson et al., 1993; Wiesler et al., 1996). La diminution de la dorsiflexion de la cheville empêche la partie antérieure de la trochlée du talus d'être en contact avec les surfaces articulaires des malléoles et ainsi diminue la stabilité articulaire lors de mouvements dynamiques (Hertel, 2002). Finalement, les individus avec une MAI peuvent être atteints de changements synoviaux et dégénératifs de la cheville. Les changements synoviaux les plus communs sont une inflammation synoviale causée par un pincement du tissu synovial hypertrophié entre les os de la cheville (DiGiovanni et al., 2000) tandis que les changements dégénératifs de la cheville les plus communs sont la présence d'ostéophytes et de sclérose sous-chondrale (Gross & Marti, 1999).

La FAI est caractérisée par des épisodes fréquents d'inversion soudaine et involontaire de la cheville ainsi que d'une sensation sévère d'instabilité (Delahunt, Coughlan, et al., 2010) due à des dommages aux mécanorécepteurs des ligaments latéraux et de la capsule articulaire de la cheville (Hertel, 2002). D'autres déficits fonctionnels peuvent être présents seuls ou en combinaison lorsqu'un individu est atteint de FAI, soit

une diminution de la proprioception et de la stabilité posturale, une faiblesse musculaire localisée et une altération du contrôle neuromusculaire (Thompson et al., 2018). Une description plus exhaustive de ces déficits est présentée dans les sous-sections 1.2.1 à 1.2.4.

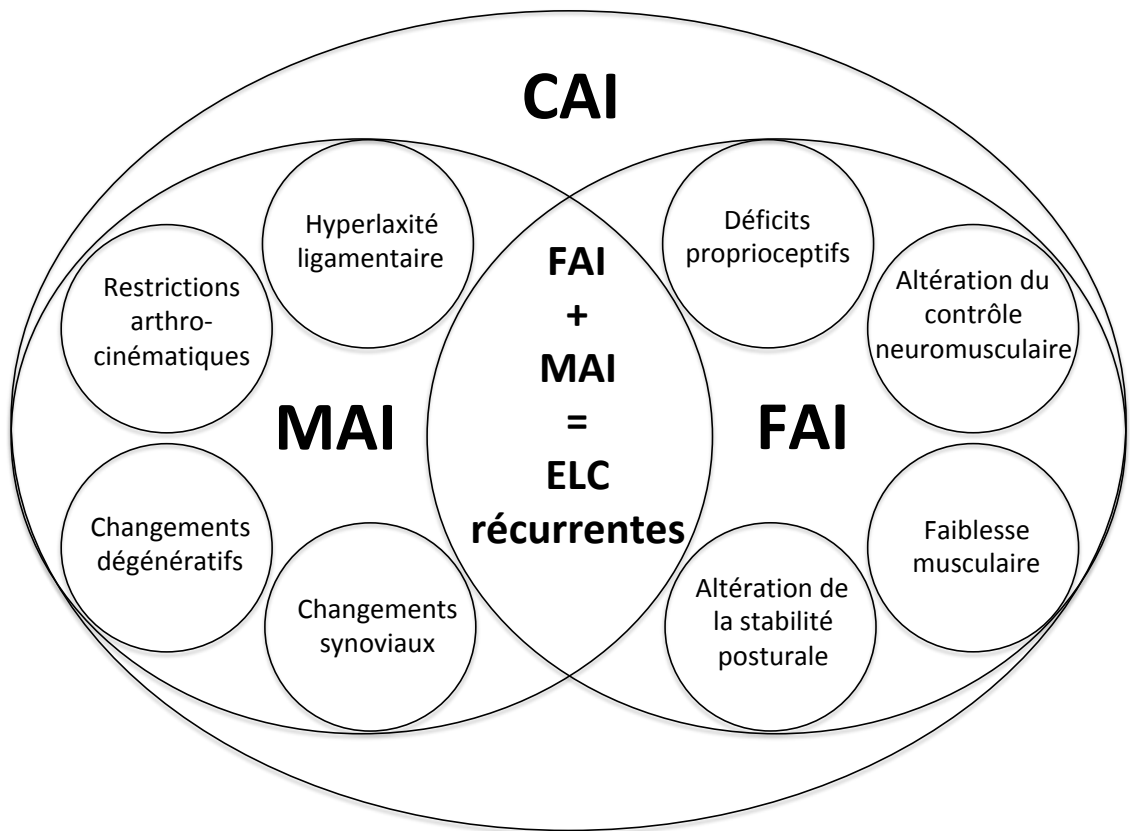


Figure 1.3. Continuum de déficits associés à la CAI. Adapté de Hertel (2002).

Hiller et al. (2011) ont publié une évolution du modèle d’Hertel (2002) qui propose que trois groupes de CAI existent : la MAI, la FAI et ELC récurrentes (RS). Dans ce modèle, tous les sous-groupes peuvent être présents indépendamment ou combinés, pour un total de sept sous-groupes. Pour qu’un individu soit considéré comme ayant des ELC

récurrentes, ce dernier doit avoir subi trois ELC ou plus à la même cheville (voir Figure 1.4).

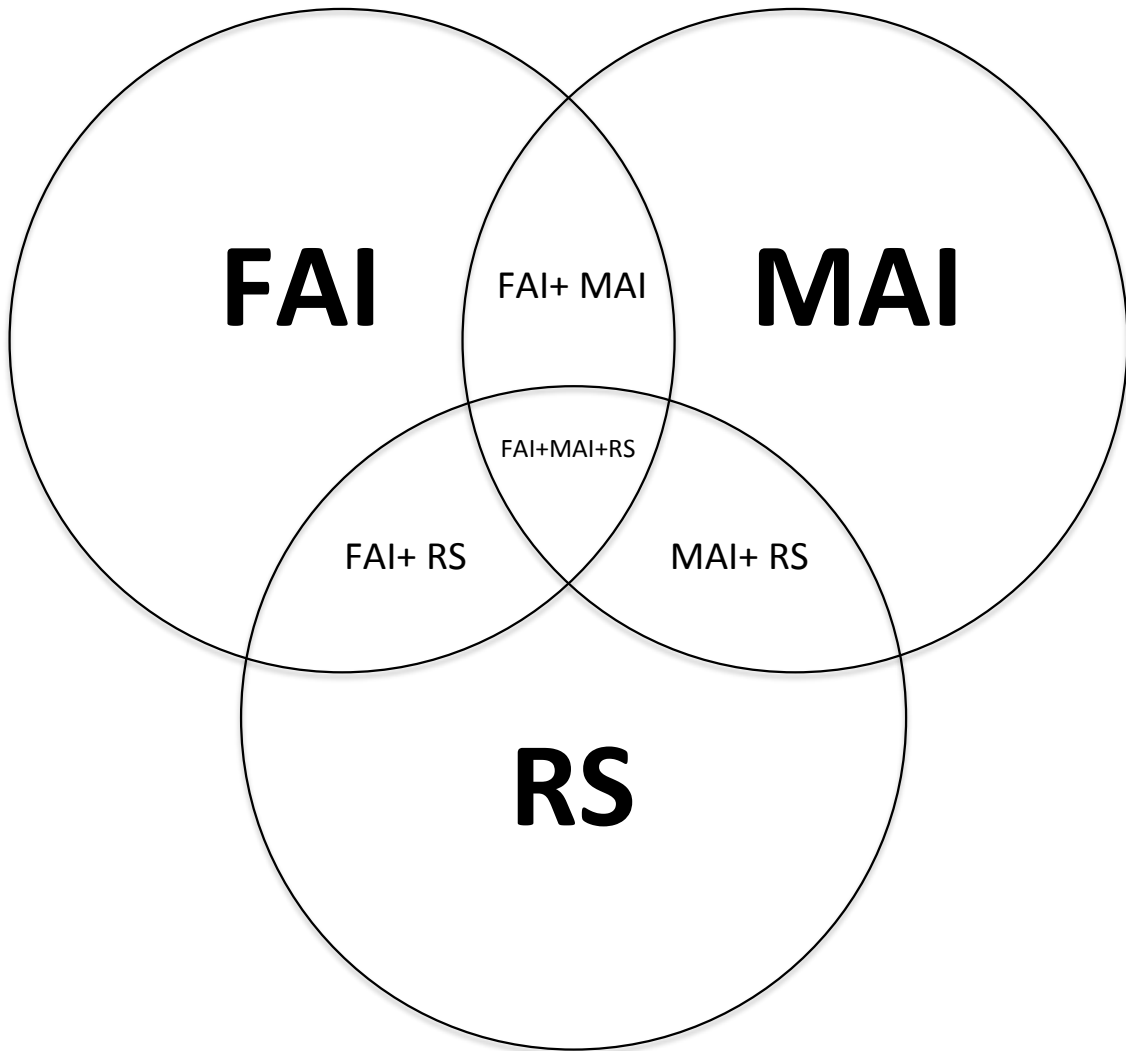


Figure 1.4. Sous-groupes de CAI. Adapté de Hiller et al. (2011).

Hertel et Corbett (2019) ont ensuite publié une évolution de ces deux modèles qui propose huit composantes principales pour définir le risque de développer une CAI : 1. Les tissus lésés lors de l'ELC initiale, 2. Les déficits pathomécaniques, 3. Les déficits

sensoriel-perceptuels, 4. Les déficits du comportement moteur, 5. Les facteurs personnels, 6. Les facteurs environnementaux, 7. L'interaction des composantes et 8. Le spectre des résultats cliniques (voir Figure 1.5). Selon ce modèle, lorsqu'un individu subit une blessure primaire au ligament latéral de la cheville (ELC), il développera certains déficits pathomécaniques, sensoriel-perceptuels et/ou moteurs. Les déficits pathomécaniques pouvant présenter les individus après avoir subi une ELC sont : une hyperlaxité ligamentaire, des limitations arthrocinématiques ou ostéocinématiques, des blessures à d'autres tissus (par exemple, des lésions ostéochondrales) ou des adaptations tissulaires. Les déficits sensoriel-perceptuels possibles sont : de la douleur, des déficits somatosensoriels, une instabilité perçue de la cheville, de la kinésiophobie, une diminution de la fonctionnalité perçue et de la qualité de vie. Finalement, les déficits du comportement moteur possibles sont : une altération des réflexes, une inhibition neuromusculaire, de la faiblesse musculaire, une diminution de la stabilité posturale, une altération des patrons de mouvement et une diminution du niveau d'activité physique. De plus, divers facteurs personnels comme la démographie, l'historique médical, les attributs physiques et le profil psychologique ainsi que divers facteurs environnementaux comme les demandes spécifiques aux sports ou aux activités physiques pratiqués, les activités à la maison, au travail et lors des transports, le support social ainsi que l'accès à des soins de santé adéquats influencent les réponses individuelles à l'ELC initiale et les perspectives de développer des comorbidités à long terme (comme une CAI). L'ensemble des trois catégories de déficits ainsi que les facteurs environnementaux et personnels sont

interreliés pour déterminer les conséquences cliniques pour le patient, soit le spectre de résultats cliniques (développement d'une CAI ou rétablissement complet).

Finalement, les déficits pathomécaniques, sensoriel-perceptuels et du comportement moteur associés à la CAI incluent divers déficits proprioceptifs, biomécaniques et neuromusculaires lors de tâches statiques ou dynamiques (Thompson et al., 2018). Ces déficits nuisent aux activités quotidiennes et sportives et contribuent à rendre les individus atteints d'une CAI plus à risque de subir de nouvelles ELC, développer des comorbidités telle que l'arthrose post-traumatique de la cheville (Thompson et al., 2018) et diminuer leur qualité de vie (Houston et al., 2014). Les déficits biomécaniques, proprioceptifs et neuromusculaires observés chez ces individus sont approfondis dans les sections 1.2.1 à 1.2.4.

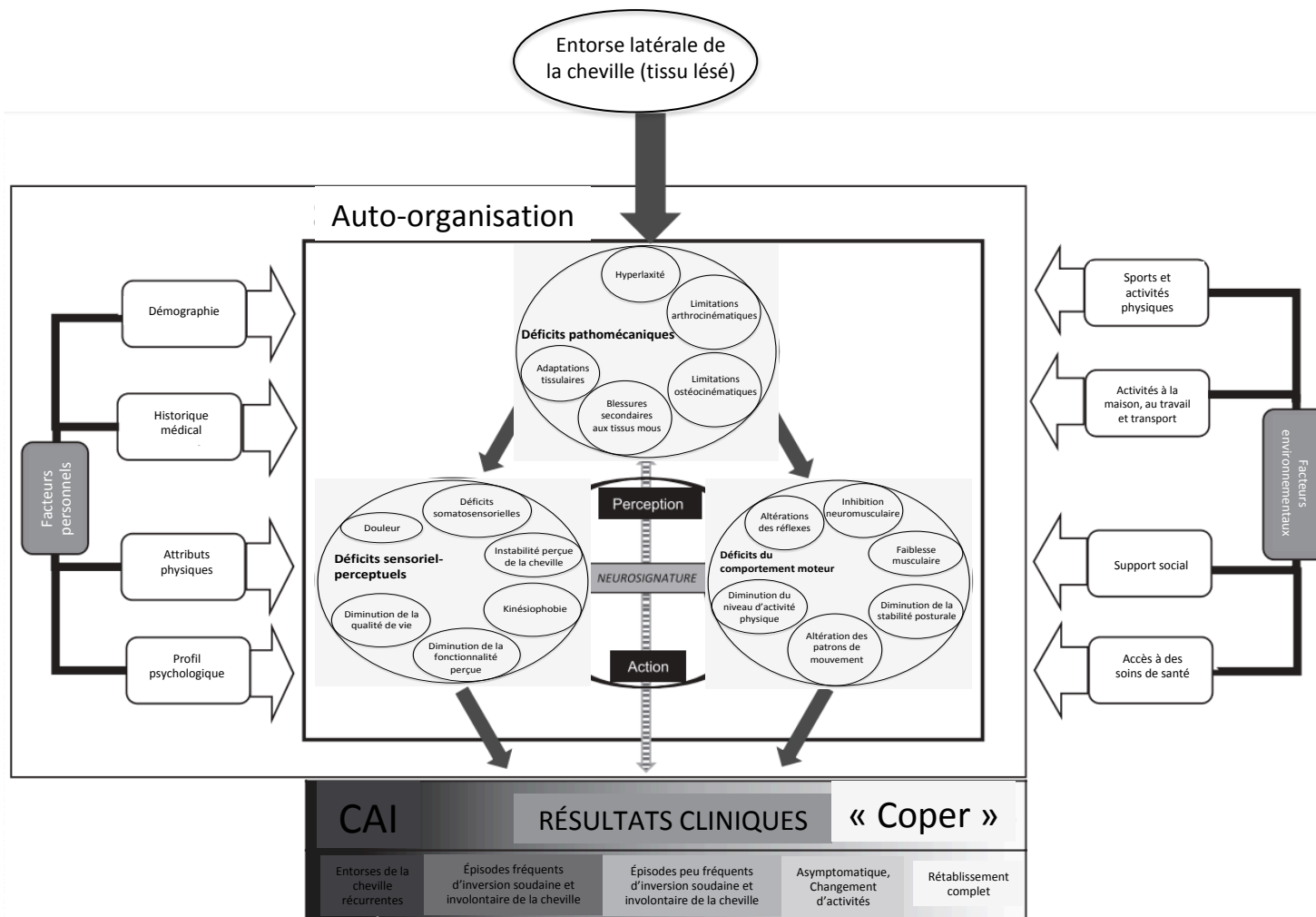


Figure 1.5. Modèle explicatif de la CAI. Modifié de Hertel et Corbett (2019)

1.2.1 Proprioception et contrôle postural

La proprioception peut être définie comme l'habileté d'une personne à intégrer les signaux sensoriels de différents mécanorécepteurs de façon à déterminer la position du corps ou les mouvements des segments dans l'espace (Han et al., 2016). Elle implique la perception consciente ou non, de la position d'une articulation (*joint position sense*), du mouvement (kinesthésie) ainsi que de la force et de l'effort perçu (*force sense*) (Riemann & Lephart, 2002). Les mécanorécepteurs responsables de l'information proprioceptive se retrouvent entre autres dans les muscles, tendons, ligaments et capsules articulaires. Ils convertissent les changements mécaniques des tissus humains en signal neuronal pour interprétation par le système nerveux central (Riemann & Lephart, 2002). Lors de tâches dynamiques, la proprioception joue un rôle crucial pour le contrôle réactif (*feedback*), le contrôle prédictif (*feedforward*) et la modulation de la rigidité musculaire (*muscle stiffness*). Elle permet ainsi de produire des mouvements précis et coordonnés, d'avoir des articulations stables et un contrôle postural adéquat (Riemann & Lephart, 2002). Des informations proprioceptives de toutes les parties du corps contribuent au contrôle postural, notamment la vision (Lee & Aronson, 1974). Par contre, dans le cas d'une ELC, les déficits proprioceptifs surviennent majoritairement de façon localisée au ligament latéral de la cheville et aux structures musculotendineuses adjacentes (Hertel, 2002). Quatre types de récepteurs sont retrouvés dans les tissus ligamentaires et capsulaires : les récepteurs de Ruffini, les corpuscules de Pacini, les organes tendineux de Golgi et les terminaisons nerveuses libres (Riemann & Lephart, 2002; Wu et al., 2015). Les récepteurs de Ruffini agissent comme récepteurs dynamiques et statiques tandis que les corpuscules

de Pacini agissent seulement comme récepteurs dynamiques. Au niveau de la cheville, les quatre types de mécanorécepteurs ligamentaires sont retrouvés, mais les corpuscules de Pacini sont fortement prédominants (Wu et al., 2015). Ainsi, le rôle principal des mécanorécepteurs du ligament latéral est de percevoir la vitesse de mouvement de l'articulation de la cheville (Wu et al., 2015). Pour ce qui est des récepteurs dans les tissus musculo-tendineux, on retrouve les organes tendineux de Golgi et les faisceaux neuromusculaires (*muscle spindles*). Les organes tendineux de Golgi se situent à la jonction musculo-tendineuse. À travers chacun d'eux passe un paquet de fibres tendineuses s'attachant aux fibres musculaires. Ces récepteurs ont comme rôle de fournir l'information sur l'état d'étirement musculaire au système nerveux central (Riemann & Lephart, 2002). Les faisceaux neuromusculaires, quant à eux, sont localisés dans le tissu musculaire. Ils sont responsables d'envoyer au système nerveux central, l'information sur la longueur des fibres musculaires et la vitesse de changement de longueur (Riemann & Lephart, 2002). Dans le cas d'une instabilité causée par une ELC, les déficits sont majoritairement situés au niveau des structures ligamentaires, capsulaires et musculo-tendineuses (Hertel, 2002; Hiller, Nightingale, et al., 2011; Holme et al., 1999). Après avoir subi une blessure comme une ELC, les mécanorécepteurs sont endommagés, ce qui affecte négativement la fonctionnalité du système somatosensoriel (Riemann & Lephart, 2002). Quand les informations proprioceptives afférentes des mécanorécepteurs du ligament latéral de la cheville et des structures musculo-tendineuses adjacentes sont altérées, le système nerveux des individus blessés se fiera plus fortement à d'autres sources d'informations afférentes, telle que la vision (d.Riemann & Lephart, 2002). Cette

réorganisation du système sensorimoteur influence les mouvements, les contraintes articulaires et l'activation musculaire du membre inférieur lors d'activités fonctionnelles comme des tâches de stabilité posturale, de marche ou d'atterrissage d'un saut. Ces changements seront décrits dans cette section ainsi que dans les sections 1.2.2 à 1.2.4.

Deux catégories de tests ont été répertoriées pour évaluer la proprioception de la cheville, soit les tests spécifiques et les tests de stabilité posturale (Röijezon et al., 2015). Les tests spécifiques visent à évaluer le sens de la position des articulations, la kinesthésie et la sensation de force. Les tests de sens de la position des articulations visent à évaluer la précision et l'exactitude lors du repositionnement, actif ou passif, de l'articulation de la cheville à un angle cible prédéterminé (Röijezon et al., 2015). Les tests de kinesthésie évaluent la capacité à percevoir un mouvement de la cheville (Röijezon et al., 2015). Les tests de sensation de force évaluent la capacité à percevoir et produire une force de quantité prédéterminée ou déjà expérimentée (Röijezon et al., 2015). Les tests de stabilité posturale, bien qu'ils n'évaluent pas directement la proprioception, évaluent les conséquences des déficits proprioceptifs sur l'équilibre ou la stabilité posturale (Röijezon et al., 2015). Ils sont donc régulièrement utilisés pour évaluer les déficits proprioceptifs chez des individus ayant subi une blessure musculosquelettique. Pour les tests de stabilité posturale, la position du centre de pression (COP) en fonction du temps est enregistrée et plusieurs variables peuvent être étudiées telles que le déplacement (Mitchell et al., 2008), l'aire de déplacement (Santos & Liu, 2008) et la vitesse de déplacement (Wikstrom, Fournier, et al., 2010) dont l'augmentation représente une diminution de la stabilité posturale. On peut observer des variations d'amplitudes de déplacement allant de 7,5% à

42,7% (McKeon Patrick & Hertel, 2008; Mitchell et al., 2008; Nakagawa & Hoffman, 2004; Wikstrom, Fournier, et al., 2010) et des variations de vitesse de déplacement du COP de 29,4% à 38,6% (Wikstrom, Fournier, et al., 2010) supérieures pour les individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains. Par ailleurs, ces altérations de la stabilité posturale s'amplifient lorsque d'autres perturbations sont combinées, telle que celles engendrées par les plateformes instables (Rozzi et al., 1999) et le retrait de la vision (McKeon Patrick & Hertel, 2008; Michell et al., 2006; Pope et al., 2011).

Pour ce qui est des tests spécifiques de proprioception, une augmentation des erreurs de repositionnement actif (Boyle & Negus, 1998; Konradsen & Magnusson, 2000; Santos & Liu, 2008; Willems et al., 2002) et passif (Boyle & Negus, 1998; Brown et al., 2004; Fu & Hui-Chan, 2005; Kim et al., 2014; Steib et al., 2013; Willems et al., 2002) a été observée pour les individus atteints d'une CAI. Pour ce qui est de la détection du mouvement de la cheville, ils peuvent avoir un retard spatial de détection jusqu'à 50% supérieur à celui d'individus sains (Refshauge et al., 2000; Refshauge et al., 2003). Finalement, les individus atteints d'une CAI présentent une erreur de reproduction d'une force d'éversion jusqu'à 35% supérieure à celle d'individus sains (Docherty & Arnold, 2008; Wright & Arnold, 2012).

Les individus atteints d'une CAI présentent aussi une augmentation de la latence des muscles fibulaires et tibial antérieur lors d'une supination soudaine (Fereydounnia et al., 2016; Hoch & McKeon, 2014; Mendez-Rebolledo et al., 2015; Mitchell et al., 2008; Thompson et al., 2018). Cette augmentation de latence serait entre autres causée par des dommages aux mécanorécepteurs dans les tendons de ces muscles (Hoch & McKeon,

2014; Thompson et al., 2018). Il est d'autant plus problématique, car les individus atteints d'une CAI présentent une diminution importante de la force concentrique et excentrique des muscles éverseurs de la cheville, dont le long fibulaire (Thompson et al., 2018). De plus, l'activité du muscle tibial antérieur est essentielle pour limiter la composante sagittale du mouvement entraînant une ELC (Hertel, 2002). La réponse musculaire suite à une supination soudaine provient d'un arc réflexe initié par un étirement du complexe ligamentaire de la cheville, riche en mécanorécepteurs, qui envoie un signal afférent à la moelle épinière (Gutierrez et al., 2009). Ensuite, un signal efférent est envoyé par les motoneurones γ des faisceaux neuromusculaires des muscles long fibulaire et tibial antérieur. Ces derniers effectuent donc une contraction pour s'opposer à cet étirement. Ce réflexe est très important pour créer un mécanisme de défense dynamique contre les ELC. L'altération des signaux proprioceptifs afférents ou l'incapacité du système nerveux central de générer une réponse motrice adéquate seraient les causes principales de cette augmentation de latence (Hoch & McKeon, 2014). Les muscles gastrocnémiens et soléaire ne présentent pas de changement de latence chez ces individus (Fereydonnia et al., 2016).

Finalement, les individus atteints d'une CAI présentent des déficits proprioceptifs qui altèrent notamment la stabilité posturale, mais également la biomécanique de marche et d'atterrissage d'un saut (Moisan et al., 2017; Simpson et al., 2018). Les déficits biomécaniques associés à la CAI seront approfondis dans les sous-sections 1.2.2 et 1.2.3.

1.2.2. Altérations biomécaniques d'individus avec une CAI lors de la marche

La marche est l'activité physique la plus fréquente chez l'être humain avec une moyenne d'environ 9448 pas par jour chez des individus sains (Bohannon, 2007). Un cycle de marche consiste en un déplacement à appui alterné sur les jambes qui débute avec le contact d'un talon au sol et se termine au contact successif du même talon (Kirtley, 2006; Michaud, 2011). Pour chaque jambe, le cycle de marche est constitué de deux phases : la phase de support (0 à 62%) qui se déroule lorsque le membre inférieur est en contact avec le sol et la phase d'envol (62 à 100%) qui survient lorsque le membre inférieur ne touche pas au sol et se prépare pour le prochain contact (voir Figure 1.6) (Kirtley, 2006; Michaud, 2011). La phase de support est subdivisée en trois: la phase de contact, la phase de mi-support et la phase de propulsion. La phase de contact débute avec le contact du talon au sol et se termine lorsque la totalité de l'avant-pied est en appui avec le sol (0 à 18% du cycle de marche) (Michaud, 2011). La phase de mi-support commence à la fin de la phase de contact jusqu'à ce que le talon quitte le sol (18 à 42% du cycle de marche) (Michaud, 2011). Finalement, la phase de propulsion débute à la fin de la phase de mi-support et se termine lorsque les orteils quittent le sol (42 à 62% du cycle de marche) (Michaud, 2011).

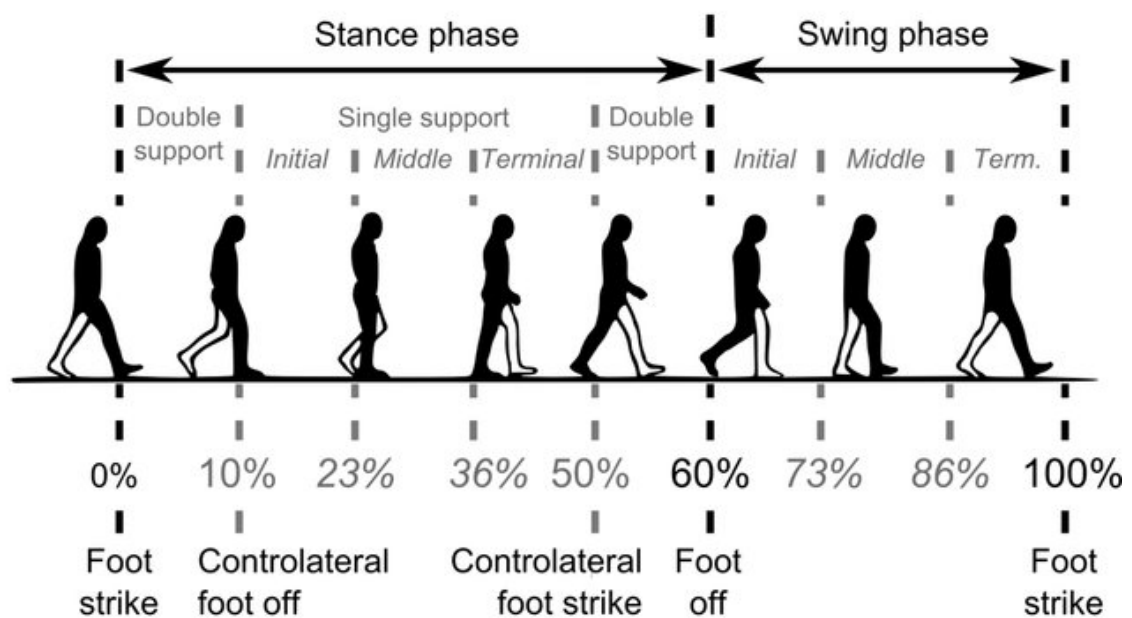


Figure 1.6. Cycle de marche, tirée de Canavese et Deslandes (2015).

Afin de permettre la transition antérieure optimale du centre de masse lors de la marche, il est essentiel d'avoir une organisation spatiotemporelle efficace et coordonnée du système locomoteur (Perry & Burnfield, 2010). La coordination de l'activation musculaire et des mouvements des membres inférieurs permet le déplacement efficace et énergétiquement économique (Perry & Burnfield, 2010). Par contre, dans les cas de pathologies musculosquelettiques, telle que la CAI, il est fréquent que les individus développent des déficits biomécaniques tels qu'une altération de l'activation musculaire, de la cinématique ou cinétique du membre inférieur. Ces déficits rendent la locomotion moins efficace et prédisposent les individus avec une pathologie musculosquelettique à subir de nouvelles blessures ou empêchent la guérison (Mills et al., 2010; Moisan et al., 2017; Murley et al., 2009).

Des déficits biomécaniques importants ont été observés en comparant des individus avec et sans CAI lors de la marche (Moisan et al., 2017). Tout d'abord, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de mouvement à la chaîne supinatoire, soit une augmentation de la rotation externe du tibia (Drewes et al., 2009), de l'inversion de l'arrière-pied (Dingenen et al., 2017; Drewes et al., 2009) et de la cheville (Delahunt et al., 2006; Kim et al., 2017; Monaghan et al., 2006), ainsi qu'une diminution de la dorsiflexion de la cheville (Chinn et al., 2013; Dingenen et al., 2017). Ces changements cinématiques augmentent la pression sous la partie latérale du pied (Koldenhoven et al., 2016; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003), déplacent latéralement le COP durant la phase de support (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016) et augmentent le moment d'éversion de la cheville (Monaghan et al., 2006). Pour limiter ces déficits cinématiques et cinétiques, l'augmentation d'activation du muscle long fibulaire avant (Koldenhoven et al., 2016) et après (Delahunt et al., 2006; Hopkins et al., 2012) le contact initial du talon et une activation plus hâtive (Feger et al., 2015) peuvent agir comme mécanisme protecteur de la cheville (Moisan et al., 2017). En effet, le muscle long fibulaire est un des principaux stabilisateurs dynamiques de la cheville dans le plan frontal (Ashton-Miller et al., 1996). Finalement, les déficits biomécaniques associés à la CAI semblent être ciblés sous l'articulation du genou lors d'une tâche de marche. Toutefois, ces déficits diffèrent lors de tâches nécessitant une contribution plus grande des membres inférieurs, comme l'atterrissage d'un saut unipodal (Simpson et al., 2018).

1.2.3. Altérations biomécaniques d'individus avec une CAI lors d'un atterrissage d'un saut unipodal

Comme mentionné précédemment, une grande proportion des individus qui subissent une ELC se blesse lors d'activités sportives (Doherty et al., 2014; Roos et al., 2017). La CAI altère la biomécanique du membre inférieur lors de ces activités durant lesquelles les individus sont plus à risque de subir une nouvelle ELC (Simpson et al., 2018). Les chercheurs étudient fréquemment les déficits biomécaniques associés à la CAI lors de tâches d'atterrissage d'un saut unipodal, car elles imposent des charges importantes et rapides à l'articulation de la cheville. Or, ces charges sont un des facteurs initiateurs du mécanisme de blessure d'ELC (Doherty et al., 2016; Terada & Gribble, 2015). Ces dernières sont d'ailleurs très communes dans les sports impliquant un atterrissage unipodal suite à un saut tels que le basketball, le volleyball et le soccer (Yeung et al., 1994). Différentes tâches d'atterrissage d'un saut unipodal ont été étudiées, soit le saut antérieur unilatéral d'une hauteur prédéterminée (*drop jump*), le saut latéral maximal, le saut antérieur maximal et le saut avec propulsion bipodale avec un atterrissage unipodal. Les déficits biomécaniques observés pour les individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains sont similaires d'une tâche à l'autre. Tout d'abord, lors de l'atterrissage unipodal, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de la dorsiflexion et une diminution de l'amplitude de mouvement de la cheville dans le plan sagittal (Caulfield & Garrett, 2002; De Ridder et al., 2015; Wright et al., 2016). Certains auteurs ont émis l'hypothèse que cette stratégie motrice d'atterrissage provient d'une altération du système neuromusculaire qui vise à placer

l'articulation talo-crurale dans une position plus stable pour la protéger contre les mouvements excessifs dans le plan frontal (Simpson et al., 2018). De plus, les individus atteints d'une CAI présentent une diminution d'activité et une augmentation de la latence du muscle long fibulaire lors de la phase pré-impact (Caulfield et al., 2004; Delahunt et al., 2006; Kunugi et al., 2017). Or, comme ce muscle est un éverseur et un stabilisateur important de la cheville, ces éléments peuvent expliquer l'augmentation d'inversion de la cheville (Delahunt et al., 2006) observée chez ces individus lors de la phase de préparation à l'atterrissage d'un saut. D'ailleurs, la position anormale de l'articulation talo-crurale lors de l'impact fait en sorte de diminuer l'absorption des forces d'impact comme illustré par l'augmentation de l'amplitude maximale des forces de réaction du sol en vertical (Caulfield & Garrett, 2002; De Ridder et al., 2015), médial (Delahunt et al., 2006) et postérieur (Delahunt et al., 2006) ainsi que le temps d'amplitude maximale des forces de réaction du sol plus hâtif en latéral (Caulfield & Garrett, 2002), antérieur (Caulfield & Garrett, 2002), postérieur (Delahunt et al., 2006) et vertical (Delahunt et al., 2006) comparativement à des individus sains. Pour atténuer ces forces d'impact, les individus atteints d'une CAI présenteront une augmentation de la flexion du genou (Caulfield & Garrett, 2002) et une diminution de la rotation externe de la hanche (Delahunt et al., 2006) comparativement à des individus sains. L'ensemble de ces différences biomécaniques pour des individus atteints d'une CAI semble provenir d'une altération du contrôle prédictif (Simpson et al., 2018).

1.2.4 Synthèse

En résumé, les déficits proprioceptifs des individus atteints d'une CAI initient la cascade de déficits biomécaniques. La diminution de la stabilité posturale et l'altération du contrôle prédictif du membre inférieur contribuent à placer la cheville de ces individus en position vulnérable (en inversion) à l'impact initial du pied lors de la locomotion. De plus, lors d'une inversion soudaine de la cheville, la latence de détection de mouvement et d'activation des muscles long fibulaire et tibial antérieur ainsi que la diminution de leur capacité de génération de force prédisposent ces individus de subir une inversion soudaine et involontaire et une nouvelle ELC. Différents mécanismes de compensations biomécaniques peuvent être observés lors de la marche et l'atterrissage d'un saut unipodal, notamment pour tenter de diminuer la fréquence de ces épisodes (Moisan et al., 2017). À la marche, l'augmentation d'activité du muscle long fibulaire vise à limiter l'inversion excessive de la cheville. Lors d'atterrissage d'un saut unipodal, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de la dorsiflexion de la cheville pour augmenter sa stabilité ostéoarticulaire. De ce fait, ils amortissent les forces de réaction du sol en utilisant davantage les articulations proximales comme le genou et la hanche. Une synthèse des principaux déficits biomécaniques et proprioceptifs associés à la CAI est présentée à la Figure 1.7.

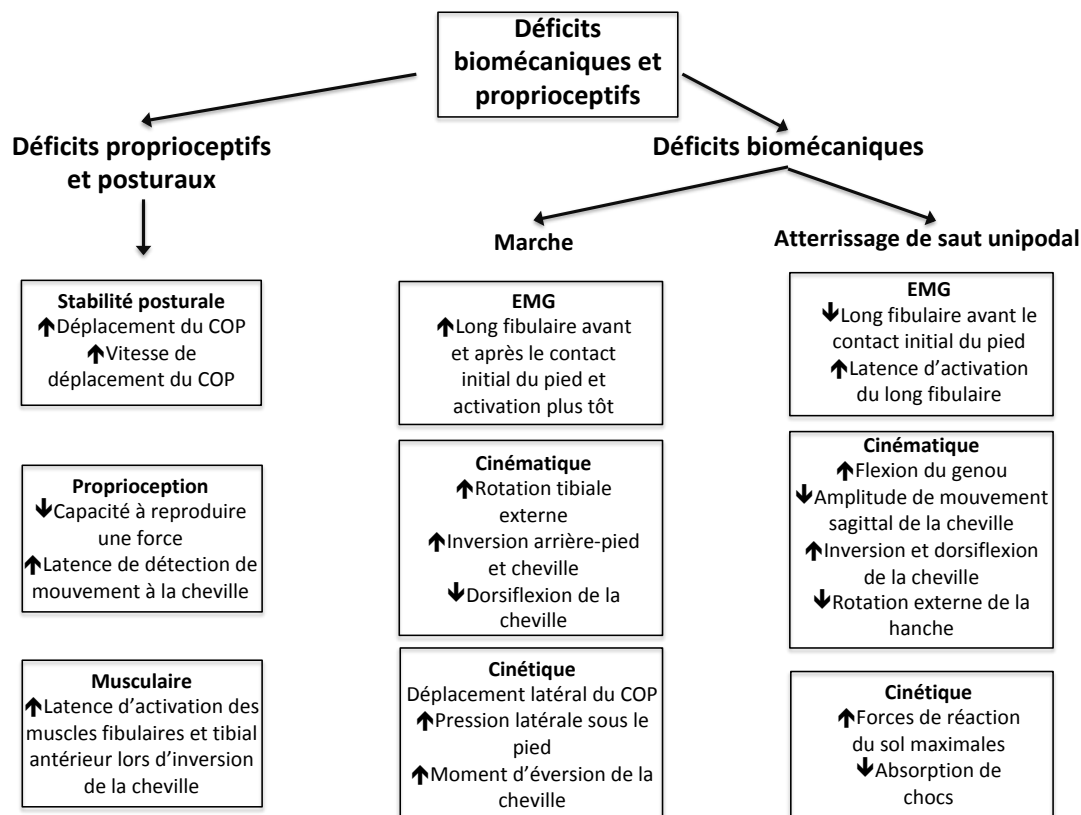


Figure 1.7. Synthèse des déficits proprioceptifs et biomécaniques chez les individus avec CAI.

1.3. Traitements de la CAI

De nombreux traitements conservateurs peuvent être répertoriés pour les individus atteints d'une CAI. Ces traitements visent à pallier aux déficits mécaniques et/ou fonctionnels de ces individus. Ils peuvent contribuer à améliorer la stabilité et la proprioception de la cheville, le contrôle neuromusculaire et la stabilité posturale ainsi que limiter les changements dégénératifs de la cheville à long terme. Les traitements conservateurs de la CAI peuvent être séparés en trois catégories : la réadaptation neuromusculaire, la thérapie manuelle et le support externe (Doherty et al., 2017).

Chacune de ces catégories de traitement sera approfondie dans les sous-sections 1.3.1 à 1.3.4.

1.3.1 Réadaptation neuromusculaire

La réadaptation neuromusculaire consiste à effectuer certains exercices spécifiques qui visent à rétablir l'amplitude de mouvement de la cheville ainsi qu'à améliorer la proprioception et la force musculaire de la cheville de sorte que l'amélioration de ces qualités physiques permet d'atténuer les déficits posturaux. Pour ce faire, des exercices d'étirement et de renforcement musculaire (par exemple avec des bandes élastiques), de stabilité posturale sur des surfaces stables ou instables ainsi que des exercices de coordination sont proposés aux individus atteints de CAI (O'Driscoll & Delahunt, 2011). Pour rétablir l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal de la cheville, les étirements statiques effectués à la maison sont les exercices les plus efficaces pour les individus atteints d'une CAI (Terada, Pietrosimone, et al., 2013). La réadaptation neuromusculaire est efficace pour améliorer la stabilité posturale statique et dynamique, la proprioception passive et active, la force isométrique de la cheville et la latence d'activation musculaire (O'Driscoll & Delahunt, 2011). De plus, une méta-analyse récente a montré qu'elle diminue le risque de subir une nouvelle ELC (rapport de cote de 0,59) (Doherty et al., 2017). Par contre, comme les effets bénéfiques d'une réadaptation neuromusculaire sont d'une amplitude faible à modérée (O'Driscoll & Delahunt, 2011), une combinaison avec d'autres modalités thérapeutiques comme la thérapie manuelle et un support externe doit être envisagée pour optimiser l'efficacité thérapeutique (Doherty et al., 2017).

1.3.2 Thérapie manuelle

Comme mentionné précédemment, les individus atteints d'une CAI présentent une diminution de la dorsiflexion maximale de la cheville (Leanderson et al., 1993; Wiesler et al., 1996), causée par une subluxation antérieure du talus (Wikstrom & Hubbard, 2010). Cette diminution du mouvement sagittal empêche la partie antérieure de la trochlée du talus d'être en contact avec les surfaces articulaires des malléoles et diminue la stabilité articulaire lors des mouvements dynamiques (Hertel, 2002). D'ailleurs, cette limitation de dorsiflexion affecte négativement la chaîne cinétique du membre inférieur durant des tâches fonctionnelles comme l'atterrissage d'un saut et durant des tâches de stabilité posturale (Basnett et al., 2013; Hoch et al., 2011). La thérapie manuelle est donc régulièrement intégrée dans les plans de traitement pour pallier à ces déficits. La mobilisation antéro-postérieure du talus est la technique la plus régulièrement étudiée dans le traitement d'individus atteints d'une CAI (Powden et al., 2019). Cette mobilisation augmente l'amplitude de dorsiflexion de la cheville et certains auteurs ont émis l'hypothèse que la translation postérieure du talus est responsable de cette augmentation de mouvement (Harkey et al., 2014; Hoch et al., 2012; Hoch & McKeon, 2011; McKeon & Wikstrom, 2016) et qu'elle contribue à stimuler les récepteurs sensoriels de l'articulation de la cheville amenant une amélioration de la stabilité posturale (McKeon & Wikstrom, 2016). D'ailleurs les effets bénéfiques de la thérapie manuelle peuvent persister jusqu'à six mois après l'intervention (Powden et al., 2019). Par contre, une méta-analyse récente a montré que ces effets sont d'amplitudes faibles à modérées (Doherty et al., 2017) et par conséquent, certains auteurs suggèrent de combiner la thérapie manuelle

avec d'autres modalités de traitement comme une réadaptation neuromusculaire ou un support externe de la cheville (Powden et al., 2019). D'ailleurs, la combinaison de la thérapie manuelle avec un programme de réadaptation neuromusculaire potentialise les effets positifs sur la sensation de stabilité de la cheville, la mobilité de la cheville et sur la stabilité posturale (Shih et al., 2018).

1.3.3 Support externe

Le port d'un support externe, tels qu'une attelle de la cheville ou un *taping* diminue le risque de subir une récurrence d'ELC selon une récente méta-analyse (rapport de cote de 0,38), notamment en limitant les déficits biomécaniques associés à la CAI (Doherty et al., 2017). Ce type de traitement vise à limiter les mouvements excessifs de la cheville en inversion et en flexion plantaire ainsi qu'à augmenter la stabilité de la cheville (Mason-Mackay et al., 2015; Williams et al., 2018). Le port d'un *taping* diminue la flexion plantaire et l'inversion de la cheville (Chinn et al., 2014) à la marche et la flexion plantaire (Deschamps et al., 2018; Kuni et al., 2016) et l'inversion de la cheville à la course (Chinn et al., 2014). De plus, lors d'une tâche de saut antérieur unilatéral d'une hauteur prédéterminée, le port d'un *taping* diminue l'amplitude d'inversion et d'éversion ainsi que la flexion plantaire maximale de la cheville (Kuni et al., 2016). Finalement, jusqu'à 88% des individus atteints d'une CAI se sentent plus en confiance lors de l'exécution de tâches de stabilité posturale quand ils portent un *taping* de la cheville (Delahunt, McGrath, et al., 2010). Pour ce qui est de l'attelle, elle diminue l'amplitude d'inversion et d'éversion ainsi que la flexion plantaire maximale de la cheville lors d'une tâche de saut antérieur unilatéral d'une hauteur prédéterminée (Kuni et al., 2016). Lors de la marche avec une

attelle de la cheville pour des individus atteints d'une CAI, l'activité musculaire du long fibulaire et droit fémoral est diminuée et le début d'activation des muscles tibial antérieur, long fibulaire, droit fémoral et moyen fessier est retardé (Barlow et al., 2015). Finalement, une diminution de l'activité musculaire du long fibulaire, du gastrocnémien latéral, du droit fémoral et du moyen fessier a été observée lors d'une tâche dynamique de stabilité posturale avec le port d'une attelle (Feger et al., 2014).

Pour diminuer les risques de subir de nouvelles ELC, le port d'un support externe en prophylaxie est recommandé lors d'activités sportives avec des impacts élevés ou des changements de direction rapides pour les individus atteints d'une CAI (Evans & Clough, 2012; Handoll et al., 2001). Certains auteurs suggèrent de le porter en prophylaxie pour minimalement les 6 à 12 mois suivant une ELC (Thacker et al., 2003; Thacker et al., 1999; Verhagen et al., 2000). Il est d'ailleurs recommandé de combiner le port d'un support externe avec des traitements de réadaptation neuromusculaire comme cette combinaison de modalités thérapeutiques prévient plus efficacement la récurrence d'ELC (Verhagen & Bay, 2010). Par contre, certains désavantages sont associés au port de ces supports externes. Pour le port du *taping*, les désavantages principaux sont le coût élevé à long terme, lorsqu'utilisé régulièrement, le temps d'application par le clinicien, l'impossibilité d'être appliqué par l'individu blessé, la faible durabilité et l'impact environnemental négatif. Pour le port d'attelle de la cheville, elle peut être encombrante et ainsi ne pas pouvoir être insérée dans les chaussures. De plus, dans une faible mesure, elle peut affecter négativement la performance lors d'activités sportives (Cordova et al., 2005).

Finalement, ces supports externes ne réussissent que partiellement à limiter ces déficits biomécaniques et récidives d'ELC (Doherty et al., 2017). Bien que peu d'attention ait été portée sur le port d'orthèses plantaires pour les individus atteints d'une CAI, elles pourraient potentiellement avoir une efficacité thérapeutique similaire ou supérieure à celle du *taping* ou de l'attelle de la cheville tout en limitant les désavantages liés au port des supports externes mentionnés précédemment.

1.3.4 Orthèses plantaires

Les orthèses plantaires sont régulièrement prescrites pour le traitement de pathologies musculosquelettiques. Elles sont d'ailleurs efficaces pour un vaste éventail de pathologies telles que la dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur (Kulig et al., 2009), le syndrome fémoro-patellaire (Munuera & Mazoteras-Pardo, 2011), le syndrome de stress médial tibial (Loudon & Dolphino, 2010) et les ELC (Guskiewicz & Perrin, 1996; Orteza et al., 1992). Pour procurer leur efficacité thérapeutique, les orthèses plantaires agissent entre autres sur la stabilité posturale et la biomécanique du membre inférieur (cinématique, cinétique et EMG) (Banwell et al., 2014; Murley et al., 2009). Dans les sous-sections 1.3.4.1 à 1.3.4.5, leurs principaux effets sur la stabilité posturale et la biomécanique du membre inférieur sont présentés.

1.3.4.1 Effets des orthèses plantaires sur la stabilité posturale

Les effets des orthèses plantaires dans le traitement des déficits proprioceptifs ont surtout été étudiés par l'entremise de tests non spécifiques, plus spécifiquement les tests de stabilité posturale. Une synthèse des articles scientifiques traitant des effets des

orthèses plantaires sur l'oscillation posturale est présentée dans le Tableau 1.1 (Chen et al., 2014; Gross et al., 2012; Guskiewicz & Perrin, 1996; Hamlyn et al., 2012; Hertel et al., 2001; Hertel et al., 2001; Mattacola et al., 2007; Mulford et al., 2008; Orteza et al., 1992; Payehdar et al., 2016; Percy & Menz, 2001; Qiu et al., 2013; Rome & Brown, 2004).

Auteurs	Participants	Test utilisé	Méthode de mesure	Résultats
Chen et al. 2014	Âgés	Équilibre, deux jambes	Déplacement du COP	↓de 5.55% après 8 semaines
Gross et al. 2012	Âgés	Équilibre, une jambe	Temps avant chute	↑de 13.6%
Percy et Menz, 2001	Joueurs de soccer	Équilibre, une et deux jambes	Déplacement bassin	Aucun changement significatif
Payehdar et al. 2016	Jeunes adultes	Équilibre, une et deux jambes	Déplacement du COP	Aucun changement significatif
Hamlyn et al. 2012	CAI	Équilibre, une jambe	Aire sous COP	Après 2 semaines: ↓de 22.1% Vs contrôle= ↓de 17.9%
Guskiewicz et Perrin 1996	Entorse de la cheville	Équilibre, une jambe	Variation du COP	↓de 19.6 à 22.7%
Mattacola et al. 2007	Pieds plats	Équilibre, une jambe	Variation de la vitesse du COP	↓de 6.5 à 6.8%
Hertel et al. 2001	Entorse de la cheville	Équilibre, une jambe	Variation du COP et vitesse du COP	Aucun changement significatif
Hertel et al. 2001	Asymptomatiques	Équilibre, une jambe	Variation du COP et vitesse du COP	Diminution déplacement médial
Rome et al. 2004	Pieds plats	Équilibre, deux jambes	Variation du COP	↓de 32% en médio-latéral après 4 semaines
Orteza et al. 1992	Entorse de la cheville	Équilibre, une jambe sur plaque d'instabilité	Temps plaque est $\geq 4^\circ$ Inv/Éver	↓de 37.3%

Tableau 1.1. Synthèse des effets des orthèses plantaires sur l'oscillation posturale.

Sommairement, on constate une grande hétérogénéité dans les études scientifiques répertoriées. Les participants, le type d'orthèses plantaires et les méthodes de mesure varient grandement d'une étude à l'autre. Par contre, les orthèses plantaires améliorent la stabilité posturale dans la majorité des études. On peut notamment observer une diminution de 5,6% (Chen et al., 2014) à 32% (Rome & Brown, 2004) de la distance parcourue par le COP lors d'une tâche d'équilibre bipodal et d'environ 20% lors d'une tâche d'équilibre unipodal (Guskiewicz & Perrin, 1996). De plus, le port d'orthèses plantaires diminue d'environ 7% la vitesse moyenne de déplacement du COP (Mattacola et al., 2007) lors d'une tâche d'équilibre unipodal et augmente de 13,6% la durée d'équilibre unipodal avant de devoir mettre l'autre pied au sol chez les personnes âgées (Gross et al., 2012). Pour des individus atteints d'une CAI, le port d'orthèses plantaires préfabriquées diminue de 22% l'aire de déplacement du COP lors d'une tâche d'équilibre unipodal (Hamlyn et al., 2012). Une diminution de la vitesse de déplacement, de la distance parcourue et de l'aire de déplacement du COP représente une augmentation de la stabilité posturale. De plus, les effets des orthèses plantaires ont aussi été quantifiés lors de tâches de stabilité dynamique comme le *Star Excursion Balance Test*. Ce test a pour but d'évaluer la distance maximale que le participant peut atteindre dans huit directions (sur 360 degrés) avec son pied, lorsqu'en position unipodale. Le port d'orthèses plantaires peut notamment améliorer le score à ce test et certains auteurs ont émis l'hypothèse que la stimulation des récepteurs cutanés plantaires par ces orthèses pourrait expliquer cette amélioration de la stabilité posturale (Sesma et al., 2008). Le port d'orthèses plantaires diminue également l'excursion et la vitesse de déplacement antéro-postérieure du COP et

diminue la base de support lors de l'exécution d'un lancer au basketball (Lam et al., 2019). De plus, les enfants atteints du syndrome d'hypermobilité articulaire présentent une diminution de la longueur et de la variabilité de la largeur des pas ainsi qu'une meilleure synchronisation du cycle de marche lorsqu'ils portent des orthèses plantaires dans leurs chaussures (McDermott et al., 2018). Finalement, le port d'orthèses plantaires couplé avec d'autres interventions podiatriques semble prometteur dans la réduction du risque de chute pour les personnes présentant une diminution de la stabilité posturale (Cockayne et al., 2017).

Le mécanisme d'action des orthèses plantaires pour améliorer la proprioception du membre inférieur est encore mal compris. Certains auteurs proposent que de réaligner légèrement les articulations du pied permet aux mécanorécepteurs des articulations talocrurale et subtalaire de mieux détecter les informations sensorielles essentielles pour leur contrôle proprioceptif (Aboutorabi et al., 2016; Richie, 2007). De plus, en augmentant la surface de contact sous les différentes régions plantaires, le « *feedback* » somatosensoriel nécessaire au contrôle postural serait ainsi amélioré (Richie, 2007). Les variations de la pression sous les pieds et le déplacement du COP sont détectés, entre autres, par les mécanorécepteurs cutanés plantaires (Palluel et al., 2008). Ces informations cutanées sont transmises aux centres d'intégration posturale du système nerveux central (SNC) qui initient les contractions musculaires qui empêchent le déséquilibre postural ou dynamique (Lugade et al., 2011). La modification de la quantité de « *feedback* » reçue par les récepteurs cutanés plantaires change la réponse posturale et la stabilité dynamique. Par exemple, quand les afférences cutanées plantaires sont enlevées, la stabilité posturale

diminue (Nurse et al., 2005; Qiu et al., 2012). À l'inverse, l'augmentation des afférences cutanées plantaires peut diminuer l'oscillation posturale (Qiu et al., 2012), le déplacement et la vitesse de déplacement du COP lors d'une tâche de stabilité posturale (Corbin et al., 2007). De plus, la stimulation des récepteurs cutanés plantaires via différents types de semelles permet de modifier différentes variables biomécaniques comme la variabilité de déplacement du COP (Collings et al., 2015), l'EMG (Nurse et al., 2005) et la cinématique du membre inférieur (Nurse et al., 2005; Ritchie et al., 2011) ainsi que les forces de réaction du sol à la marche (Nurse et al., 2005).

D'autres études quantifiant les effets des orthèses plantaires sur la proprioception de la cheville sont toutefois nécessaires pour mieux comprendre leur mécanisme d'action proprioceptif.

1.3.4.2 Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur lors de la marche

Cinématique

Un grand nombre d'articles scientifiques ont été publiés sur les effets des orthèses plantaires sur la cinématique du membre inférieur à la marche comme démontré par une revue systématique de la littérature récente (Desmyttere et al., 2018). Toutefois, seules les études dont les effets des orthèses plantaires sur mesure (avec une prise d'empreintes personnalisées des pieds) ont été quantifiés seront intégrées à cette thèse par souci de concision, mais surtout parce que ce type d'orthèses a été utilisé dans les protocoles expérimentaux (voir Chapitre 6). Une synthèse des résultats des études scientifiques

traitant des effets cinématiques des orthèses plantaires sur mesure est présentée dans le Tableau 1.2.

Il a longtemps été pensé que les orthèses plantaires procurent leurs effets thérapeutiques en effectuant un réalignement ostéoarticulaire du membre inférieur. Par contre, les études scientifiques récentes ont montré qu'elles effectuent un réalignement ostéoarticulaire de faible amplitude qui n'explique que partiellement leur efficacité thérapeutique (Mills et al., 2010). À l'arrière-pied, les orthèses plantaires ont des effets bien définis. Elles diminuent l'éversion (Barn et al., 2014; Dedieu et al., 2013; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013; Zifchock & Davis, 2008) et la flexion dorsale (Dedieu et al., 2013) et augmentent la flexion plantaire maximale (Barn et al., 2014). Une méta-analyse a déterminé que les orthèses plantaires diminuent en moyenne l'éversion maximale de l'arrière-pied de 2,1° (Mills et al., 2010). À l'avant-pied, la majorité des études ne rapportent aucun effet significatif (Cobb et al., 2011; Garbalosa et al., 2015; Prachgosin et al., 2017; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). Seuls Barn et al. (2014) ont observé une diminution de l'abduction et de la flexion dorsale maximale de l'avant-pied lors du port d'orthèses plantaires. Pour ce qui est du genou, seulement une étude scientifique a montré un effet significatif, soit une augmentation de la rotation externe lors de la phase de mi-support en portant des orthèses plantaires (Prachgosin et al., 2017). Toutes les autres études n'ont rapporté aucune différence significative entre la cinématique du genou avec et sans orthèse plantaire (Chen et al., 2010; Dessery et al., 2017; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). Finalement, aucun effet significatif

n'a été observé pour ce qui est de la cinématique de la hanche (Chen et al., 2010; Dessery et al., 2017).

Moments de force articulaires

Comme mentionné précédemment, les effets des orthèses plantaires sur la cinématique du membre inférieur sont bien définis, surtout à l'arrière-pied (Mills et al., 2010). Par contre, il est probable qu'ils ne soient pas les seuls responsables de l'amélioration de la condition observée chez les patients atteints de pathologies musculosquelettiques. Kirby (2001) a exposé un principe théorique (*Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory* (SALRE)) stipulant que les moments de force et non les mouvements de l'arrière-pied devraient être pris en compte lors de l'évaluation de pathologies musculosquelettiques aux pieds et dans la prescription d'orthèses plantaires. En fait, ce principe se base sur les effets des moments de force sur les articulations, principalement l'arrière-pied, et sur les façons de les modifier. Le moment de force autour d'une articulation est calculé en multipliant la somme des forces appliquées (par exemple : la force appliquée par les tissus mous, le centre de masse des segments et les supports externes) par la distance perpendiculaire entre le centre d'une articulation et le vecteur d'application de la force (bras de levier). En prenant cette notion en considération, les orthèses plantaires ont pour but d'augmenter la longueur du bras de levier ainsi que la force appliquée sur l'articulation de façon à accroître le moment de force généré. De ce fait, les orthèses plantaires (par exemple, avec une arche longitudinale médiale élevée ou avec un biseau médial) devraient diminuer les moments de force interne de la chaîne supinatoire (par exemple, les moments de force en inversion de la cheville)

en augmentant la force appliquée médialement à l'articulation. À l'inverse, les orthèses plantaires pronatrices (par exemple, avec un biseau latéral) devraient augmenter les moments de force internes de la chaîne supinatoire en augmentant la force appliquée latéralement à l'articulation. De nombreuses études scientifiques ont évalué les effets des orthèses plantaires sur les moments de force articulaires du membre inférieur (Barn et al., 2014; Burston et al., 2018; Chen et al., 2010; Dessery et al., 2017; Hsu et al., 2014; Hurd et al., 2010; Kosonen et al., 2017; Maharaj et al., 2018; Nester et al., 2003; Prachgosin et al., 2017; Stacoff et al., 2007; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013).

Au niveau de la cheville, il semble que les orthèses plantaires diminuent les moments de force de la chaîne supinatoire, soit : une diminution des moments de force en inversion (Hsu et al., 2014; Stacoff et al., 2007) et en dorsiflexion (Chen et al., 2010) ainsi que les moments de force externe en éversion de la cheville (Hurd et al., 2010; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). Par contre, il semble que ces effets puissent varier en fonction du type d'orthèses plantaires et des participants recrutés, car certaines études n'ont observé aucun effet significatif (Barn et al., 2014; Burston et al., 2018; Dessery et al., 2017; Kosonen et al., 2017; Maharaj et al., 2018; Nester et al., 2003; Prachgosin et al., 2017). Au niveau de l'arche longitudinale médiale, les orthèses plantaires augmentent le moment de force externe ascendant (Prachgosin et al., 2017). Pour ce qui est du genou, la majorité des études rapportent une diminution des moments de force de la chaîne supinatoire, soit une diminution des moments de force en extension (Prachgosin et al., 2017) et en adduction (Chen et al., 2010; Hsu et al., 2014) ainsi qu'une augmentation des moments de force externe en adduction (Dessery et al., 2017; Telfer,

Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). Cependant, certaines études n'ont rapporté aucun effet significatif au niveau du genou (Burston et al., 2018; Kosonen et al., 2017; Nester et al., 2003). Finalement, pour ce qui est de la hanche, les effets des orthèses plantaires semblent très limités alors qu'une seule étude a montré des effets significatifs, soit une diminution de l'amplitude maximale des moments de force en adduction, en abduction et en rotation externe (Hsu et al., 2014). Les autres auteurs ayant étudié les effets des orthèses plantaires sur les moments de force de la hanche ne rapportent aucune différence significative (Chen et al., 2010; Dessery et al., 2017; Kosonen et al., 2017; Nester et al., 2003).

Pour ce qui est des orthèses plantaires pronatrices, seulement quelques études ont quantifié leurs effets sur les moments de force articulaires lors d'une tâche de marche (Allan et al., 2017; Dessery et al., 2017; Nester et al., 2003). Leurs effets semblent opposés à ceux des orthèses plantaires supinatrices. En effet, ces orthèses diminuent l'amplitude maximale du moment de force externe en rotation externe de la cheville (Nester et al., 2003), augmentent le moment de force externe en éversion de la cheville et diminuent le moment de force externe en adduction du genou (Allan et al., 2017; Dessery et al., 2017).

Dans l'ensemble, les résultats des études scientifiques publiées appuient le principe SALRE. En effet, les orthèses plantaires supinatoires diminuent les moments de force de la chaîne supinoire au genou, à la cheville et au pied, tandis que les orthèses plantaires pronatrices diminuent les moments de force de la chaîne pronatoire au genou et à la cheville. Une synthèse des effets des orthèses plantaires sur les moments de force

articulaires à la cheville, au genou et à la hanche lors de la marche est présentée dans le Tableau 1.3.

Électromyographie

Dans les études répertoriées traitant des effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire à la marche, il est possible de constater une grande hétérogénéité dans le profil des participants recrutés, les matériaux et spécificités des orthèses plantaires ainsi que dans les méthodes d'analyse des signaux EMG utilisées (Murley et al., 2009). Des effets contradictoires pour les muscles long fibulaire et tibial antérieur parmi les résultats de ces études peuvent notamment être répertoriés. Tout d'abord, les orthèses plantaires peuvent augmenter (Murley & Bird, 2006; Murley, Landorf, et al., 2010), diminuer (Dedieu et al., 2013; Moisan & Cantin, 2016) ou n'avoir aucun effet significatif (Garbalosa et al., 2015; Moisan et al., 2018; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013; Tomaro & Burdett, 1993) sur l'activité musculaire du long fibulaire. Pour ce qui est du muscle tibial antérieur, elles peuvent augmenter la durée d'activation (Tomaro & Burdett, 1993) et l'amplitude maximale (Barn et al., 2014; Murley & Bird, 2006), n'avoir aucun effet significatif (Garbalosa et al., 2015; Murley, Menz, et al., 2010) ainsi que diminuer l'amplitude (Moisan & Cantin, 2016; Moisan et al., 2018) et la durée d'activation (Dedieu et al., 2013). Pour ce qui est des muscles du triceps sural, quelques études scientifiques n'ont montré aucun effet significatif des orthèses plantaires pour ces muscles (Moisan & Cantin, 2016; Moisan et al., 2018; Murley & Bird, 2006; Murley, Landorf, et al., 2010; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013; Tomaro & Burdett, 1993). Par contre, il est possible d'observer une diminution de l'activité du gastrocnémien latéral (Dedieu et al.,

2013; Moisan & Cantin, 2016) et médial (Barn et al., 2014; Dedieu et al., 2013) et du soléaire (Barn et al., 2014) ainsi qu'une augmentation de la latence du gastrocnémien médial et soléaire (Dedieu et al., 2013) dans les études. Les orthèses plantaires ne modifient pas l'activité des muscles proximaux au genou, soit le vaste médial (Moisan et al., 2018; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013) et latéral (Moisan & Cantin, 2016; Moisan et al., 2018; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013), le biceps fémoral (Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013) et le moyen fessier (Moisan & Cantin, 2016; Moisan et al., 2018). Finalement, pour ce qui est du muscle tibial postérieur, les effets des orthèses plantaires sont bien définis, soit une diminution de son amplitude maximale (Garbalosa et al., 2015; Maharaj et al., 2018; Murley, Landorf, et al., 2010). La synthèse des articles scientifiques traitant des effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire à la marche est présentée dans le Tableau 1.4.

Pour expliquer cette variabilité des effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire, le paradigme du « *preferred movement pathway* » a été émis par Benno Nigg et ses collègues (Nigg et al., 1999; Nigg et al., 2017). Selon ce paradigme, le système musculosquelettique possède un mouvement préférentiel et optimal, et ce, peu importe le type de mouvement. Si une intervention, telle que l'ajout d'orthèses plantaires dans les chaussures, supporte le mouvement préférentiel, les besoins en activation musculaire diminuent. Tel que mentionné précédemment, il existe une très grande hétérogénéité des participants recrutés ainsi que des types d'orthèses plantaires utilisées dans les études scientifiques publiées. D'ailleurs, tout dépendant des participants ou des orthèses plantaires utilisées, les patrons d'activation musculaire varient grandement (Murley &

Bird, 2006). Les effets sur l'activation musculaire peuvent même être complètement opposés entre les participants et les conditions (Murley & Bird, 2006), ce qui concorde avec le paradigme du « *preferred movement pathway* ». Par contre, ce paradigme est encore théorique et devra être validé ou invalidé dans les futures études scientifiques.

Il existe une différence importante entre la pratique clinique, où les orthèses plantaires sont fabriquées de façon à être les plus spécifiques possible en fonction des déficits biomécaniques de chaque patient et les protocoles de recherche dans lesquels les orthèses plantaires décrites sont généralement génériques dans un but d'uniformisation de l'intervention. Il y a donc un besoin, dans les études scientifiques, de mieux identifier les participants de recherche qui répondront de façon similaire à l'utilisation d'orthèses plantaires et ainsi diminuer l'hétérogénéité des résultats de recherche.

Auteurs	Types de participants	Types d'empreintes	Types d'orthèses plantaires	Articulations étudiées	Résultats principaux
Dedieu et al. (2013)	Pieds plats asymptomatiques n=12	Inconnu	Orthèses avec matériau inconnu	Arrière-pied	Diminution de l'éversion et de la dorsiflexion
Garbalosa et al. (2015)	Doumeurs aux membres inférieurs n= 52	Plâtre et mousse en semi-charge en position neutre de l'AST	A: Orthèses en thermoplastique avec recouvrement en EVA et Ultrasuède (MASS) B: Orthèses en polypropylène de 4mm	Arrière-pied Avant-pied	Aucun effet significatif
Cobb et al. (2011)	Pieds plats asymptomatiques n=16	Mousse en charge Mousse en semi-charge en supination maximale	A: Orthèses avec stabilisateurs avant et arrière B: Orthèses en thermoplastique avec recouvrement en EVA et Ultrasuède (MASS)	Arrière-pied Avant-pied	Aucun effet significatif
Zifchock et Davis (2008)	Pieds plats asymptomatiques n=19 Pieds creux asymptomatiques n=18	Plâtre en position neutre de l'AST	Graphite semi-flexible avec recouvrement en vinyle	Arrière-pied	Diminution de la vitesse d'éversion Diminution de l'éversion (<i>eversio excursion</i>)
Barn et al. (2014)	Dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur causée par l'arthrite rhumatoïde n=10	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en polypropylène de 3mm avec un recouvrement de 3mm en Poron	Arrière-pied Avant-pied	Diminution de l'éversion maximale et augmentation de la flexion plantaire maximale de l'arrière-pied Diminution de l'abduction et la dorsiflexion maximale de l'avant-pied
Dessery et al. (2017)	Gonarthrose médiale n=18	Empreintes numériques avec le participant en position assise	A: Orthèses sur mesure en EVA B: Orthèses sur mesure en EVA avec un biseau latéral de 6 degrés C: Orthèses sur mesure en EVA avec un biseau latéral de 10 degrés	Hanche Genou	Pas d'effet significatif sur les angles d'adduction de la hanche et du genou
Chen et al. (2010)	Pieds plats asymptomatiques n=11	Inconnu	Orthèses sur mesure en EVA	Hanche Genou Cheville	Aucun effet significatif comparativement à la condition avec chaussures Augmentation de l'amplitude maximale en flexion du genou et dorsiflexion de la cheville Diminution de l'amplitude maximale de la flexion plantaire de la cheville
Telfer et al. (2013)	Pieds plats symptomatiques n=12 Asymptomatiques n=12	Digitales en position neutre de l'AST	Orthèses sur mesure en polylactide avec biseau de 6 degrés latéral à 10 degrés médial par tranche de 2 degrés (total de 9 paires)	Genou Arrière-pied Avant-pied	Diminution de l'éversion maximale et moyenne de l'arrière-pied pour les deux groupes
Prachgosin et al. (2017)	Pieds plats asymptomatiques n=7	Boite de mousse en position neutre de l'AST	Orthèses sur mesure en EVA	Genou Arche médiale	Augmentation de la rotation externe du genou lors de la phase de mi-support
Bishop et al. (2016)	Pieds plats asymptomatiques n=18	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en polypropylène de 4mm avec un stabilisateur arrière et un recouvrement de 1.5mm en vinyle	Arrière-pied (plan frontal seulement) 1ère articulation métatarsophalangienne	Augmentation et délai de l'éversion maximale de l'arrière-pied Augmentation de l'amplitude maximale de la flexion dorsale de la 1ère articulation métatarsophalangienne
Davis et al. (2008)	Coueurs asymptomatiques n=18	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en graphite semi-rigide avec un recouvrement en vinyle	Arrière-pied (plan frontal seulement)	Aucun effet significatif
Maharaj et al. (2018)	Asymptomatiques n=18	Plâtres en position neutre de l'AST	Orthèses sulcus avec un biseau calcanéen médial de 4mm et un biseau médial de 5 degrés	Subtalaire	Aucun effet significatif

Tableau 1.2. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur la cinématique.

Auteurs	Types de participants	Types d'empreintes	Types d'orthèses plantaires	Articulations étudiées	Résultats principaux
Nester et al. (2003)	Asymptomatiques n=15	Aucune	Orthèses préfabriquées de 3mm en EVA avec biseau médial ou latéral de 10 degrés	Hanche Genou Cheville	Diminution de l'amplitude maximale du moment externe en rotation externe de la cheville avec les orthèses avec biseau latéral
Stacoff et al. (2007)	Pieds plats symptomatiques n=8	Inconnu	A: Orthèses préfabriquées B: Orthèses sur mesure de matériau inconnu	Cheville	A et B: Diminue de l'excursion du moment d'inversion après la phase de contact
Prachgosin et al. (2017)	Pieds plats asymptomatiques n=7	Boîte de mousse en position neutre de l'AST	Orthèses sur mesure en EVA	Genou Cheville Arche médiale	Arche: Augmentation du moment ascendant externe durant la phase de propulsion Genou: Diminution du moment en extension durant la phase de propulsion
Kosonen et al. (2017)	Pieds plats asymptomatiques n=11	Aucune	Orthèses préfabriquées et moulée de type FootBalance	Hanche Genou Cheville	Aucun effet significatif
Telfer et al. (2013)	Pieds plats symptomatiques n=12 Asymptomatiques n=12	Digitales en position neutre de l'AST	Orthèses sur mesure en polylactide avec biseau de 6 degrés latéral à 10 degrés médial par tranche de 2 degrés (total de 9 paires)	Genou Cheville	Genou: Augmentation de l'amplitude maximale du moment d'adduction externe et du moment d'adduction externe moyen pour les deux groupes Cheville: Diminution de l'amplitude maximale du moment externe d'éversion et du moment externe d'éversion moyen pour les deux groupes
Hsu et al. (2014)	Asymptomatiques n=15	Aucune	Orthèses préfabriquées et moulées de type Stabilizer	Hanche Genou Cheville	Cheville: Diminution de l'amplitude maximale du moment d'inversion Genou: Augmentation de l'amplitude maximale du moment d'adduction durant la fin de la période de support Hanche: Diminution de l'amplitude maximale des moments d'adduction, d'abduction et rotation externe
Chen et al. (2010)	Pieds plats asymptomatiques n=11	Inconnu	Orthèses sur mesure en EVA	Hanche Genou Cheville	Aucun effet significatif comparativement à la condition avec chaussures Diminution de l'amplitude maximale du moment en varus du genou et du moment en dorsiflexion de la cheville comparativement à pieds nus
Barn et al. (2014)	Dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur n=10	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en polypropylène de 3mm avec un recouvrement de 3mm en Poron	Cheville	Aucun effet significatif
Dessery et al. (2017)	Gonarthrose médiale n=18	Empreintes numériques avec le participant en position assise	A: Orthèses sur mesure en EVA B: Orthèses sur mesure en EVA avec un biseau latéral de 6 degrés C: Orthèses sur mesure en EVA avec un biseau latéral de 10 degrés	Hanche Genou Cheville	A: Augmentation de l'amplitude maximale du moment externe en adduction du genou B et C: Diminution de l'amplitude maximale du moment externe en adduction du genou Augmentation de l'amplitude maximale du moment externe en éversion de la cheville
Burston et al. (2018)	Pieds plats asymptomatiques n=15 Syndrome fémoro-patellaire n=15	Aucune	A: Préfabriquées et moulées de type SlimFlex d'une longueur 3/4 avec biseau médial de 5° B: Préfabriquées et moulées de type SlimFlex pleine longueur 3/4 avec biseau médial de 5°	Genou	Aucun effet significatif
Hurd et al. (2010)	Pieds plats asymptomatiques n=15	Aucune	Préfabriquées de type SofSole	Cheville	Diminution du moment externe d'éversion moyen
Bishop et al. (2016)	Pieds plats asymptomatiques n=18	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en polypropylène de 4mm avec un stabilisateur arrière et un recouvrement de 1.5mm en vinyle	Arrière-pied (plan frontal seulement)	Aucun effet significatif
Allan et al. (2017)	Gonarthrose médiale n=10 Asymptomatiques n=10	Digitales en position debout statique	Quatre paires d'orthèses sulcus et quatre pleine longueur en polylactide avec un biseau latéral de 0, 5, 10 et 10 (5 degrés à l'avant-pied) degrés	Genou	Diminution de l'amplitude maximale du moment d'adduction de 0 à 50% de la phase de support et augmentation de 50 à 100% pour les deux longueurs d'orthèses
Maharaj et al. (2018)	Asymptomatiques n=18	Plâtres en position neutre de l'AST	Orthèses sulcus avec un biseau calcanéen médial de 4mm et un biseau médial de 5 degrés	Subtalaire	Aucun effet significatif comparativement à la condition avec chaussures mais diminution du moment de force en inversion lors de la phase de contact comparativement à la marche pieds nus

Tableau 1.3. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur les moments de force articulaires.

Auteurs	Types de participants	Types d'empreintes	Types d'orthèses plantaires	Muscles testés	Type d'analyse	Résultats principaux
Tomaro et Burdett (1993)	Blessures musculosquelettiques n=10	Inconnu	Sporthotics (Langer)	Gastrocnémien latéral Tibial antérieur Long fibulaire	Durée d'activation Activité moyenne	Augmentation de la durée d'activation du tibial antérieur
Murley et Bird (2006)	Pieds plats asymptomatiques n=15	Plâtre en position neutre de l'AST	A: Orthèses rigides B: Orthèses rigides à 15 degrés d'inversion C: Orthèses rigides à 30 degrés d'inversion	Long fibulaire Tibial antérieur Soléaire Gastrocnémien médial	Amplitude maximale du RMS	Augmentation de l'amplitude maximale du tibial antérieur avec toutes les orthèses comparativement à pieds nus Augmentation de l'amplitude maximale du long fibulaire avec les orthèses à 15 degrés d'inversion Pas de différence entre les orthèses et seulement souliers
Murley et al. (2010)	Pieds plats asymptomatiques n=30	Plâtre en position neutre de l'AST	A: Préfabriquées moulées B: Sur mesure à 20 degrés d'inversion	Tibial postérieur* Tibial antérieur Long fibulaire* Gastrocnémien médial *EMG intramusculaire	Temps d'amplitude maximale Amplitude maximale du RMS	Diminution de l'amplitude maximale du tibial postérieur durant la phase de contact pour les deux types d'orthèses Augmentation de l'amplitude maximale du long fibulaire durant la phase mi-support/propulsion avec les orthèses préfabriquées moulées
Telfer et al. (2013)	Pieds plats symptomatiques n=12 Pieds normaux n=12	CAD/CAM en position neutre de l'AST	Orthèses semi-rigides avec biseau de 6 degrés valgus à 10 degrés varus par tranche de 2 degrés (9 conditions)	Biceps fémoral Gastrocnémien latéral Gastrocnémien médial Long fibulaire Tibial antérieur Vaste latéral Vaste médial	Amplitude maximale Activité moyenne (0-50% phase de support) Activité moyenne (50-100% phase de support)	Diminution plus importante de l'activité des muscles vaste latéral, vaste médial, biceps fémoral chez les participants avec les pieds pronateurs
Garbalosa et al. (2015)	Douleurs aux membres inférieurs n= 52	Plâtre et mousse en semi-charge en position neutre de l'AST	A: Orthèses en thermoplastique avec recouvrement en EVA et Ultrasuède (MASS) B: Orthèses en polypropylène de 4mm	Tibial postérieur* Long fibulaire* Tibial antérieur *EMG intramusculaire	Amplitude maximale du RMS	Diminution de l'amplitude maximale du tibial postérieur durant la fin de la phase de propulsion avec les orthèses MASS et augmentation avec les orthèses en polypropylène
Moisan et Cantin (2016)	Asymptomatiques n=19	Plâtre en position neutre de l'AST	A: Orthèses en polypropylène de 3.2mm B: Orthèses en polypropylène de 3.2mm avec une barre latérale	Moyen fessier Vaste latéral Gastrocnémien latéral Gastrocnémien médial Long fibulaire Tibial antérieur	Temps d'amplitude maximale du RMS Amplitude maximale du RMS Activité moyenne (Phase de contact) Activité moyenne (Mi-support/début propulsion) Activité moyenne (fin de la phase de propulsion)	A: Diminution de l'amplitude maximale et l'activité moyenne du tibial antérieur durant la phase de contact avec les B: Diminution de l'amplitude maximale du gastrocnémien latérale et du long fibulaire et diminution de l'activité moyenne du long fibulaire durant la phase de mi-support/début propulsion
Moisan et Cantin (2018)	Pieds creux asymptomatiques n=15	Plâtre en position neutre de l'AST	A: Orthèses en polypropylène de 3.2mm B: Orthèses en polypropylène de 3.2mm avec une barre latérale	Moyen fessier Vaste latéral Vaste médial Biceps fémoral Gastrocnémien latéral Gastrocnémien médial Long fibulaire Tibial antérieur	Analyse de courbe RMS de 0 à 100% du cycle de marche	A: Augmentation de l'activité du gastrocnémien latéral de 44 à 46% du cycle de marche B: Diminution de l'activité du tibial antérieur de 77 à 78% du cycle de marche avec les orthèses avec barre latérale
Dedieu et al. (2013)	Pieds plats asymptomatiques n=12	Inconnu	Orthèses sur mesure avec matériau inconnu	Tibial antérieur Soléaire Gastrocnémien latéral Gastrocnémien médial Long fibulaire	Début et durée d'activation	Diminution de la durée d'activation du tibial antérieur, gastrocnémien latéral, gastrocnémien médial, soléaire et long fibulaire Délai d'activation du gastrocnémien médial et soléaire
Barn et al. (2014)	Dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur causée par l'arthrite rhumatoïde n=10	Plâtre en position neutre de l'AST	Orthèses en polypropylène de 3mm avec un recouvrement de 3mm en Poron	Tibial postérieur* Tibial antérieur Soléaire Long fibulaire Gastrocnémien médial *EMG intramusculaire	Amplitude maximale du RMS dans les phases de contact et mi-support/propulsion Temps d'amplitude maximale du RMS dans les phases de contact et mi-support/propulsion	Délai de l'amplitude maximale du RMS du gastrocnémien médial et du soléaire Augmentation de l'amplitude maximale du RMS du tibial antérieur
Maharaj et al. (2018)	Asymptomatiques n=18	Plâtres en position neutre de l'AST	Orthèses sulcus avec un biseau calcanéen médial de 4mm et un biseau médial de 5 degrés	Tibial postérieur* *EMG intramusculaire	Analyse de courbe RMS de 0 à 100% du cycle de marche	Aucun effet significatif comparativement à seulement en chaussures Diminution de l'activation lors de la phase de contact comparativement à la marche pieds nus

Tableau 1.4. Synthèse des articles scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire.

1.3.4.3. Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissage d'un saut unipodal

Peu d'articles scientifiques ont été publiés sur les effets des orthèses plantaires lors d'atterrissage d'un saut unipodal (Christopher et al., 2006; Jenkins et al., 2011; Jenkins et al., 2009; Tillman et al., 2003; Yu et al., 2007). Bien que les tâches, le type d'orthèses plantaires, les variables étudiées et le profil des participants recrutés soient hétérogènes au sein des différentes études scientifiques sur le sujet, les résultats de ces études vont majoritairement dans le même sens. Lors de l'atterrissage d'un saut unipodal, les orthèses plantaires diminuent la rotation interne de la hanche (Jenkins et al., 2011; Jenkins et al., 2009), du genou (Tillman et al., 2003) et du tibia (Jenkins et al., 2009) ainsi que l'éversion de la cheville (Yu et al., 2007). De plus, elles augmentent la pression sous la base du cinquième métatarsien (Yu et al., 2007). Christopher et al. (2006), quant à eux, n'ont observé aucune différence significative sur la rotation tibiale et fémorale lors du port d'orthèses plantaires. Pour ce qui est des orthèses plantaires pronatrices (avec un biseau latéral de huit degrés), elles augmentent la rotation tibiale interne lors d'un atterrissage d'un saut unipodal (Tillman et al., 2003).

Les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire et les moments de force articulaires lors d'une tâche d'atterrissage d'un saut unipodal sont encore inconnus à ce jour. Par contre, lors d'une tâche de saut vertical maximal à deux jambes avec atterrissage unipodal, les orthèses plantaires diminuent l'activité du muscle vaste latéral mais n'ont pas d'effet significatif sur les muscles vaste médial et moyen fessier (Hertel et al., 2005).

1.3.4.4. Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI

Certains auteurs ont émis l'hypothèse que les orthèses plantaires modifient la biomécanique d'individus atteints d'une CAI en augmentant les stimulations sensorielles cutanées (*sensory input*) (Dingenen et al., 2015; Richie, 2007; Sesma et al., 2008), réduisant la tension excessive dans les tissus mous supportant l'articulation de la cheville en diminuant les compensations biomécaniques anormales (Richie, 2007), améliorant l'amplitude de mouvement articulaire et fournissant une base de support stable pour limiter les oscillations posturales (Richie, 2007). Lors d'une tâche de transition bipodale à unipodale, les orthèses plantaires augmentent la stabilité posturale (Abbasi et al., 2019; Hamlyn et al., 2012; Sesma et al., 2008) et devancent le début de l'activation musculaire (*muscle onset time*) du vaste latéral, du vaste médial, du tibial antérieur et du long fibulaire (Dingenen et al., 2015). Par contre, aucune étude scientifique traitant des effets des orthèses plantaires chez des individus avec CAI lors d'une tâche de marche et d'atterrissage d'un saut n'a encore été publiée.

1.3.4.5. Synthèse

En résumé, une grande hétérogénéité est présente dans le profil de participants recrutés, les matériaux et spécificités des orthèses plantaires ainsi que dans les méthodes d'analyse utilisés dans les études scientifiques publiées sur les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur et l'oscillation posturale. Ces éléments diminuent la validité externe des résultats de recherche. Par contre, il semble que les orthèses plantaires diminuent l'amplitude de mouvement, les moments de force articulaires et l'activité musculaire (par exemple, le muscle tibial postérieur) de la chaîne supinatoire et que les orthèses plantaires pronatrices ont l'effet opposé aux membres inférieurs. De plus, les orthèses plantaires

augmentent la stabilité posturale chez une population avec et sans CAI. Par contre, les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors de la marche et de l'atterrissage d'un saut unipodal sont encore inconnus.

1.4 Objectifs et hypothèses de recherche

Le premier objectif de cette thèse est de déterminer les déficits biomécaniques (cinématiques, cinétiques et électromyographiques) associés à la CAI lors de tâches d'atterrissage d'un saut unipodal et de marche ainsi que déterminer si ces déficits augmentent lorsque la difficulté de la tâche est accrue (marche rapide ou atterrissage sur surface instable ou inclinée). Identifier ces déficits biomécaniques permettra de mieux identifier les déficits à atténuer lors de l'élaboration de protocoles de réadaptation de la CAI. Le deuxième objectif vise à identifier lesquels de ces déficits peuvent être atténués lorsque les individus atteints d'une CAI portent des orthèses plantaires et de déterminer si leurs effets diffèrent tout dépendant de la tâche effectuée. Mesurer les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors de ces tâches permettra de mieux comprendre leur mécanisme d'action et déterminera s'il est utile et pertinent d'étudier leur efficacité thérapeutique dans le cadre d'essais cliniques. Les études 1 à 3 visent à répondre au premier objectif tandis que l'étude 4 vise à répondre au deuxième objectif.

La première hypothèse de cette thèse est que la CAI entraînera des déficits cinématiques, cinétiques et électromyographiques lors des tâches de marche et d'atterrissage d'un saut unipodal qui seront exacerbés lors des tâches plus difficiles (marche rapide et atterrissage d'un saut sur surface instable et inclinée). La deuxième hypothèse est que les orthèses plantaires atténueront ces changements biomécaniques et que leurs effets seront plus importants lors des

tâches plus difficiles de façon à pallier à une demande accrue au système neuromusculosquelettique des participants atteints d'une CAI.

CHAPITRE 2 Méthodologie

Dans ce chapitre, une description sommaire et une justification de la méthodologie utilisée dans les études 2, 3 et 4 seront présentées. Le protocole de recherche de la première étude de cette thèse n'est pas inclus, car le troisième chapitre de cette thèse est entièrement dédié à cette étude. La méthodologie détaillée de chacune des études de ce projet de thèse sera incluse dans les chapitres 3 à 6.

2.1 Participants

Les études 2, 3 et 4 de cette thèse ont été approuvées par le comité d'éthique de la recherche avec les êtres humains de l'UQTR. Les études 2, 3 et 4 ont nécessité le recrutement de participants avec une CAI tandis que les études 2 et 3 ont également nécessité le recrutement de participants sains. Les critères d'inclusion et d'exclusion pour l'ensemble des études ont été basés sur les recommandations de l'*International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2014). Ces critères établis en 2013 visent à diminuer l'hétérogénéité des populations étudiées dans les articles scientifiques et ainsi augmenter la validité externe des résultats de recherche sur la CAI. L'ensemble des critères d'inclusion et d'exclusion est présenté dans le Tableau 2.1.

Critères	Participants avec CAI	Participants sains
Critères d'inclusion	-Être âgé entre 18 et 45 ans	-Être âgé entre 18 et 45 ans
	-Avoir subi au moins une entorse de la cheville un an ou plus avant le début de l'étude	-Ne jamais avoir subi d'entorse de la cheville
	-Score de <90% et <80% au FAAM-ADL et FAAM-S	
	-Avoir la sensation que la cheville est instable ou se verser la cheville facilement (<i>giving way</i>)	
Critères d'exclusion	-Historique de chirurgie aux membres inférieurs ou de fractures nécessitant un réalignement	
	-Blessure musculosquelettique dans les trois mois précédant les expérimentations	
	-Port régulier d'orthèses plantaires dans les trois mois précédant les expérimentations	
	-Conditions médicales systémiques pouvant affecter négativement la locomotion	

Tableau 2.1. Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants des études 2, 3 et 4.

Les participants ont été recrutés à la Clinique Podiatrique de l'UQTR, parmi les étudiants et le personnel de l'UQTR, sur les médias sociaux et via échantillonnage par réseau. Pour l'ensemble des études, 79 participants avec CAI et 52 participants sains ont été recrutés (étude 2 : 21 CAI, 21 sains, étude 3 : 32 CAI, 31 sains, étude 4 : 26 CAI).

2.2 Instrumentation

2.2.1 Analyse cinématique

La cinématique du membre inférieur des participants a été enregistrée par stéréophotogrammétrie optoélectronique à l'aide d'un système d'analyse tridimensionnelle à marqueurs actifs avec trois tours de trois caméras (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, Ontario, Canada). Cette méthode consiste à appliquer des marqueurs cinématiques cutanés sur des régions anatomiques stratégiques des segments étudiés (osseux ou autres) et à mesurer leur position instantanée (Kirtley, 2006). Ensuite, à l'aide des positions de ces marqueurs, le mouvement d'un segment osseux dans l'espace pour chaque instant échantillonné de la tâche étudiée est mesuré (Cappozzo et al., 2005). Pour que cette analyse cinématique des segments osseux du membre inférieur puisse être valide, elle doit être précise. La plus grande source d'erreurs répertoriée pour ce type de mesure est le mouvement résiduel entre la peau et les os (*Soft tissue artifact* ((STA)) (Della Croce et al., 2005). Lorsqu'on utilise la stéréophotogrammétrie avec marqueurs cutanés pour analyser les mouvements segmentaires, l'évaluateur prend pour acquis que le mouvement de ces marqueurs est intimement lié à celui des os sous-jacents (*rigid body assumption*). Par contre, il existe un mouvement non négligeable entre la peau et les os sous-jacents qui doit impérativement être pris en compte et limité (Leardini, Chiari, Croce, et al., 2005). Le STA est influencé par la morphologie du patient (par exemple, la quantité de graisse sous-cutanée), la tâche effectuée, les contractions musculaires et

la position des marqueurs cinématiques cutanés. La problématique majeure avec le STA est qu'il est difficile de contrôler ou d'enlever les mouvements entre les marqueurs cutanés et les os sous-jacents à l'aide d'un filtre numérique (Leardini, Chiari, Croce, et al., 2005). Pour limiter au maximum le niveau d'erreurs et ainsi optimiser la précision des mesures cinématiques, plusieurs approches méthodologiques ont été intégrées aux projets de cette thèse. Pour éviter les erreurs de positionnement des marqueurs cinématiques et la variabilité interévaluateurs, le même évaluateur a été responsable d'instrumenter les participants de recherche. De plus, des plaquettes de trois marqueurs cinématiques attachées au niveau du bassin (études 3 et 4 seulement), du tibia, du fémur et du calcanéum (études 3 et 4 seulement) ont été utilisées, car cette méthode augmente significativement la précision des mesures (Manal et al., 2000). Les plaquettes de marqueurs ont été positionnées sur la partie distale-latérale du fémur et du tibia, car il s'agit de la région des segments où le mouvement entre la peau et l'os sous-jacent est à son minimum (Manal et al., 2000) (Figure 2.1). De plus, un essai de calibration avec le participant debout en position statique a été enregistré au début de chaque séance expérimentale. Lors de cet essai, des marqueurs cinématiques virtuels ont été créés au bassin (études 3 et 4 seulement), au genou, à la cheville et au pied (études 3 et 4 seulement) à l'aide d'un pointeur de numérisation, de façon à calculer le centre articulaire de la hanche, du genou et de la cheville. Lors des tâches de locomotion, ces centres articulaires ont été calculés à partir des marqueurs de mouvement, soit les plaquettes de marqueurs cinématiques, ce qui augmente significativement la précision des mesures (Leardini, Chiari, Croce, et al., 2005). Cette méthode pour définir un modèle anatomique du membre inférieur est dérivée du "*Calibrated Anatomical System Technique*" (CAST) (Cappozzo et al., 1995). L'utilisation de cette méthode de calibration permet d'être plus précis dans l'analyse de mouvement lors de la locomotion,

notamment parce que les angles segmentaires ne sont pas influencés par les mouvements des marqueurs cinématiques positionnés sur les repères anatomiques (Chiari et al., 2005; Leardini, Chiari, Della Croce, et al., 2005). De plus, les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement à marqueurs actifs comme celui utilisé dans les études 2 à 4 de cette thèse sont plus précis que les systèmes à marqueurs passifs régulièrement utilisés dans les études sur la locomotion (Council, 1995). Lors des expérimentations, l'erreur RMS sur la localisation des marqueurs cinématiques et sur la précision du pointeur de numérisation était inférieure à 0,2mm. Les données cinématiques ont été échantillonnées à 100 Hz et filtrées avec un filtre passe-bas de type Butterworth de 4^e ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz.

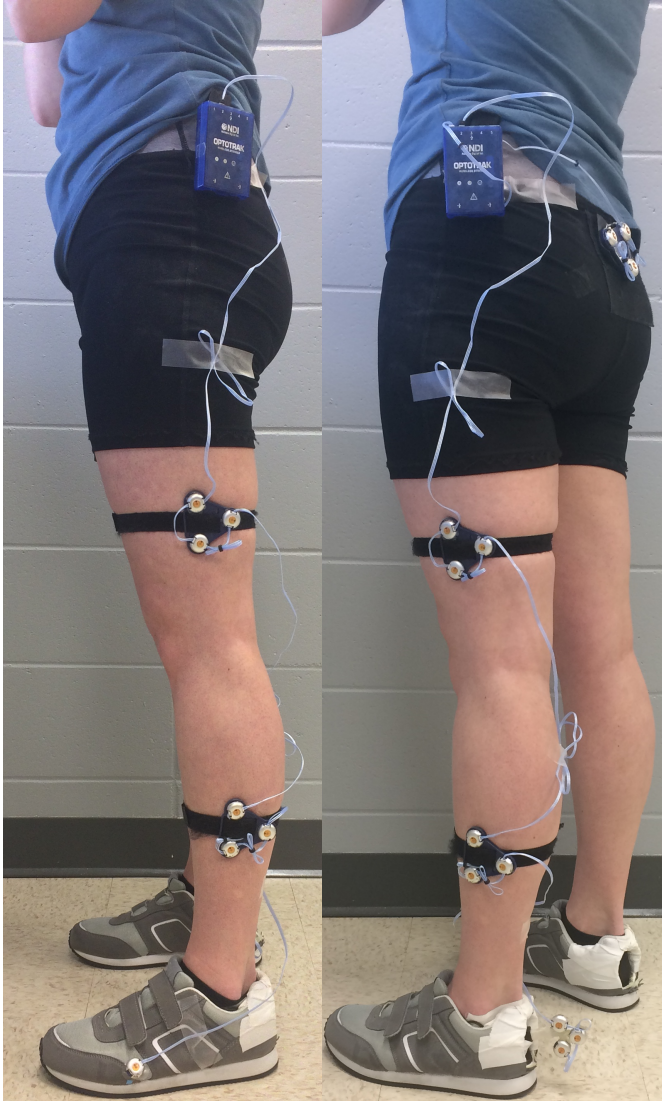


Figure 2.1. Modèles cinématiques utilisés dans l'étude 2 (gauche) et les études 3-4 (droite).

2.2.2 Analyse électromyographique

L'activité musculaire du membre inférieur des participants a été enregistrée par électromyographie de surface (étude 2 : Modèle DE2.1, Delsys Inc., Boston, MA, USA, études 3 et 4 : Trigno Wireless, Delsys Inc., Natick, Massachusetts, États-Unis). Pour l'étude 2, les données ont été recueillies à l'aide d'un logiciel maison développé à partir du logiciel Labview® (National Instruments, Austin, Tx, USA) et avec le logiciel EMGworks® 4.2 (Delsys Inc., Natick, Massachusetts, États-Unis) pour les études 3 et 4. L'EMG est une technique

expérimentale qui représente l'activité électrique générée par le flux ionique à travers la membrane des fibres musculaires (Basmajian & De Luca, 1985). Elle est utilisée régulièrement dans l'analyse biomécanique de la locomotion (Moisan et al., 2017; Shanbehzadeh et al., 2017; Simpson et al., 2018). Par contre, plusieurs facteurs peuvent influencer négativement la qualité du signal EMG, tels que la diaphonie (*crosstalk*), les caractéristiques de la peau (telles que l'impédance et l'épaisseur de graisse sous-cutanée) ainsi que la longueur et la profondeur du muscle analysé (Robertson et al., 2013). Pour limiter ces facteurs détériorant le signal EMG, le positionnement des électrodes et la préparation de la peau des participants ont été effectués selon les recommandations du *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles project* (SENIAM project) (Hermens et al., 2000). De plus, une normalisation sous-maximale des signaux a été utilisée, car cette méthode est plus fiable et reproductible qu'une normalisation avec une force maximale lors d'une tâche de locomotion (Murley, Menz, et al., 2010). L'activité des muscles tibial antérieur, long fibulaire, gastrocnémiens médial et latéral, vastes latéral et médial (études 3 et 4 seulement), biceps fémoral (études 3 et 4 seulement), et moyen fessier a été enregistrée dans le cadre des études 2, 3 et 4 de cette thèse. L'analyse EMG de ces muscles lors de la même séance expérimentale est fiable et reproductible lors de tâches dynamiques comme l'atterrissage d'un saut, la course avec changement de direction (Fauth et al., 2010) et la marche (Kadaba et al., 1989).

L'acquisition des données EMG a été effectuée à une fréquence de 1000Hz pour l'étude 2 et 2000Hz pour l'étude 3 et 4. Elles ont ensuite été filtrées avec un filtre passe-bande de type Butterworth, bidirectionnel de 4^e ordre, avec des fréquences de coupure de 10-450 Hz (étude 2) et 20-450 Hz (études 3 et 4). L'erreur quadratique moyenne (*Root Mean Square* (RMS)) de chaque essai a été calculée avec une fenêtre coulissante de 100 ms. Finalement, pour les études

2 et 3, les données EMG ont été normalisées avec la moyenne des amplitudes RMS maximales de chaque tâche. Pour l'étude 4, les données EMG ont été normalisées avec la moyenne des amplitudes RMS maximales de chaque tâche pour la condition sans orthèse plantaire.

2.2.3 Analyse cinétique

Dans le cadre des études 2-3-4, une plateforme de force (Bertec Corp, OH, USA) encastrée dans le sol a été utilisée pour calculer les moments de force articulaires à la cheville et au genou par dynamique inverse (Winter, 2005) en utilisant les données anthropométriques de Dempster (1955). Les données de la plateforme de force ont été enregistrées à une fréquence de 1000Hz pour l'étude 2 et 2000Hz pour l'étude 3 et 4. Par la suite, elles ont été filtrées avec un filtre passe-bas, bidirectionnel, de type Butterworth de 4^e ordre avec une fréquence de coupure de 50 Hz. Les moments de force articulaires ont été exprimés dans le système référentiel du segment proximal et ont été normalisés en pourcentage de la masse de chaque participant.

2.2.4 Questionnaires cliniques

Dans le cadre des études 2, 3 et 4, les participants ont complété deux questionnaires validés en français pour évaluer leur niveau autorapporté d'incapacité de la cheville et du pied lors de tâches de la vie quotidienne et lors d'activités sportives (*Foot and Ankle Ability Measure* (FAAM)) (Borloz et al., 2011) et évaluer leur niveau d'activité physique (version courte de l'*International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ)) (Criniere et al., 2011). Le choix de ces questionnaires est conforme aux recommandations de l'*International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2014) ayant pour but d'optimiser l'homogénéité des participants des études sur la CAI et de permettre de mieux décrire les populations étudiées. La version intégrale de ces questionnaires est disponible à l'Annexe A de cette thèse.

2.3 Protocoles expérimentaux

2.3.1 Marche

Dans cette thèse, les participants ont complété un protocole de marche à vitesse confortable (études 2 et 4) et à vitesse rapide (étude 2). Le protocole de type *midgait* (McPoil et al., 1999) a consisté à marcher sur une allée de marche dans laquelle une plateforme de force était encastrée dans le sol à mi-chemin du trajet du participant. La position initiale des participants était déterminée de façon à ce que leur pied tombe directement sur la plateforme de force sans devoir changer leur démarche. Lors des essais à vitesse confortable, chaque participant a marché à une vitesse qu'il jugeait confortable. Pour les essais à vitesse rapide, les participants ont marché le plus rapidement possible sans courir. Tous les essais dont la vitesse a varié de plus ou moins 5% de la vitesse moyenne déterminée lors d'essais de familiarisation ou durant lesquelles le pied du participant n'a pas tombé sur la plateforme de force étaient rejetés et immédiatement repris.

2.3.2 Saut latéral maximal unipodal

Dans les études 3 et 4, les participants ont exécuté une tâche de saut latéral maximal unipodal. En équilibre sur la jambe étudiée, les participants se sont propulsés latéralement le plus loin possible, ont atterri sur la plateforme de force avec la même jambe et se sont stabilisés pour deux secondes. Les participants devaient toujours faire face à l'avant. La position de départ des participants était déterminée de façon à ce que la plateforme de force se retrouve à la distance maximale pouvant être atteinte par ces derniers (Figure 2.2).

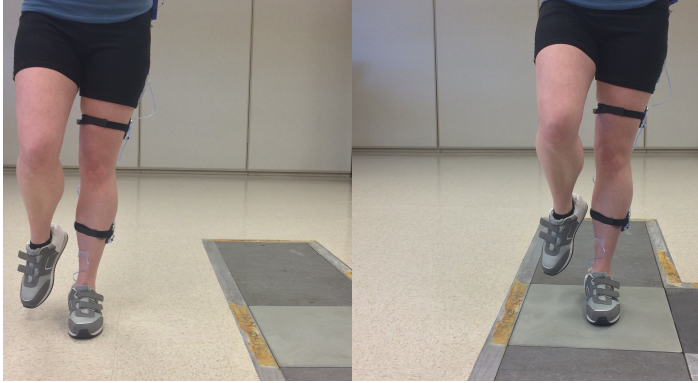


Figure 2.2. Saut latéral maximal unipodal.

2.3.3 Sauts antérieurs unilatéraux d'une hauteur prédéterminée sur différentes surfaces

Pour les études 3 et 4, les participants ont aussi effectué trois tâches de sauts antérieurs unilatéraux d'une hauteur de 46 centimètres en atterrissant sur des surfaces différentes (Figure. 2.3). Les participants ont débuté sur la plateforme et se sont laissé tomber vers l'avant avec la jambe controlatérale. Ils ont ensuite atterri sur la plateforme de force avec la jambe évaluée et se sont stabilisés pendant deux secondes. Les participants ne devaient pas se propulser vers le haut et devaient toujours faire face à l'avant. Trois types de surfaces d'atterrissage ont été évalués : une surface plane (DROP), une surface instable (FOAM) et une surface inclinée (WEDGE). Les participants ont atterri directement sur la plateforme de force pour les essais sur surface plane, sur un bloc de mousse de 10 centimètres d'épaisseur positionné sur la plateforme de force pour les essais sur surface instable et sur une plateforme de bois inclinée latéralement à 25 degrés positionnée sur la plateforme de force pour les essais sur surface inclinée.

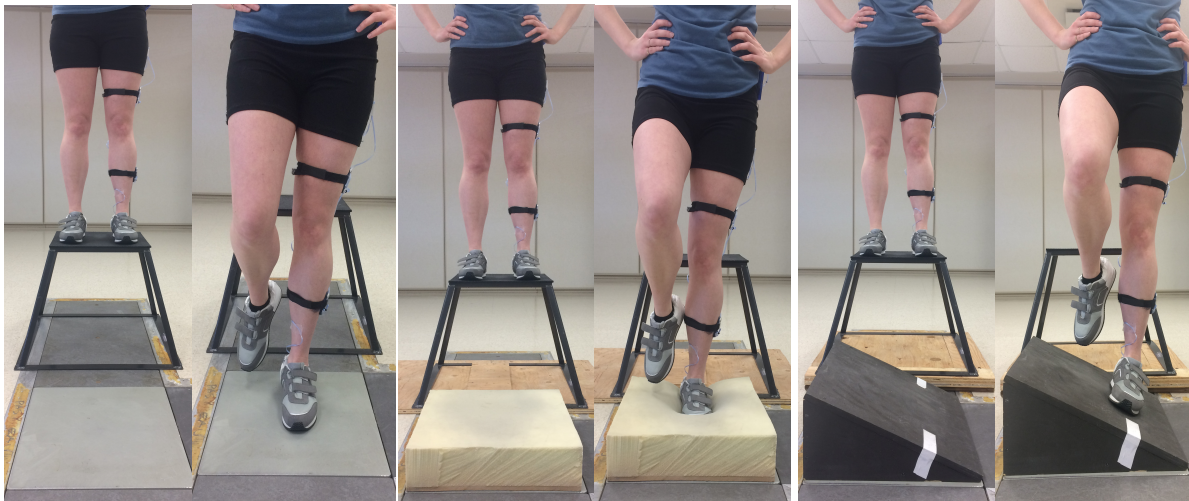


Figure 2.3. Positions de départ et d'atterrissage des tâches DROP (gauche), FOAM (centre) et WEDGE (droite).

2.3.4 Orthèses plantaires

Pour l'étude 4, les participants ont effectué le protocole expérimental avec et sans le port d'orthèses plantaires sur mesure. Elles ont été fabriquées à partir d'empreintes des pieds en trois dimensions en utilisant la technique de Root (1971). Cette technique s'effectue avec le patient en position assise avec le membre inférieur en extension complète. Le clinicien, à l'aide de plâtre de Paris, moule le pied du participant avec l'articulation subtalaire positionnée au neutre (ni en pronation, ni en supination) et l'articulation médio-tarsienne positionnée en pronation maximale. Cette technique de prise d'empreintes a été choisie dans le cadre de cette thèse, car elle est la plus fiable et reproductible parmi les techniques répertoriées (Laughton, 2002; McPoil et al., 1989) et qu'elle est utilisée dans la majorité des études traitant des effets des orthèses plantaires (Mills et al., 2010; Murley et al., 2009).

Les orthèses plantaires ont été fabriquées avec une coquille de polypropylène de 3.2mm d'épaisseur et un recouvrement de pleine longueur en EVA de faible densité (durométrie de 35).

Sous les orthèses plantaires, un stabilisateur arrière et une barre latérale en EVA de haute densité (durométrie de 55) ont été ajoutés (voir Figure 2.4).



Figure 2.4. Orthèses plantaires utilisées dans le cadre de la quatrième étude (vues inférieure et supérieure).

2.3.5 Justification des analyses statistiques

Les variables biomécaniques (cinématiques, cinétiques et EMG) ont été comparées entre les groupes (étude 2 et 3) et les conditions expérimentales (étude 4) avec des analyses de type “*one-dimensional statistical non-parametric mapping*” (Nichols & Holmes, 2002; Pataky et al., 2015). Comme les données biomécaniques analysées dans les études de cette thèse ont une composante temporelle, elles sont considérées unidimensionnelles (Pataky et al., 2015). Pataky et al. (2016) ont montré que de calculer des variables dépendantes sans dimension temporelle comme des moyennes, des amplitudes maximales ou le timing pour analyser de données unidimensionnelles augmente drastiquement les chances d’obtenir des résultats significatifs qui

sont en fait des faux positifs. La convention dans les études biomécaniques est de fixer un taux de faux positif à 5% ($\alpha=0.05$). Par contre, en utilisant des variables sans dimension temporelle, le taux de faux positifs véritable peut être aussi haut que 76,4% pour des données biomécaniques comme les angles articulaires lors de la locomotion (Pataky et al., 2016). Pour éviter ce problème, des analyses de type “*one-dimensional statistical non-parametric mapping*” ont été utilisées dans les études 2 à 4 de cette thèse. La méthode non paramétrique a été choisie, car les données biomécaniques des études 2 à 4 n’étaient pas distribuées normalement selon le test de D’Agostino-Pearson.

CHAPITRE 3 Article 1: Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review

Ce chapitre inclut le premier article de cette thèse qui a été publié dans le journal « *Gait and Posture* » en 2017.

Moisan G.¹⁻², Descarreaux M.¹⁻³, Cantin V.¹⁻³ Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*, 2017, 52 : p. 381-399. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.037>

Affiliations des auteurs:

¹Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN).

² Département d'Anatomie, Université de Montréal en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

³Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

Contributions des auteurs :

Gabriel Moisan	Recension des écrits
	Recherche et collecte de données
	Analyses statistiques
	Rédaction et soumission de l'article scientifique
Martin Descarreaux	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique
Vincent Cantin	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique

Résumé en français

L'objectif de cette étude est de réviser et évaluer de façon critique les articles scientifiques ayant étudié les effets d'une CAI sur la cinétique, la cinématique et l'activité musculaire durant la marche et la course. La recherche documentaire initiale a été effectuée dans les bases de données PubMed, Embase, CINAHL, AMED and SPORTDiscus. Seules les articles ayant comparé des participants avec CAI avec des participants sains et qui ont quantifié la cinétique, la cinématique et l'activité musculaire durant la marche et la course ont été incluses. L'évaluation du risque de biais a été effectuée en utilisant une version modifiée du questionnaire *Quality Index*. Un total de 509 articles a été trouvé. Suite à l'évaluation des titres et des abrégés, 34 articles ont été sélectionnés pour subir l'évaluation complète du texte et l'évaluation du risque de biais. Suite à une recherche complémentaire et à l'évaluation complète des articles, 24 articles ont rempli tous les critères d'inclusion et les exigences méthodologiques. De ces articles, 8 ont étudié l'activité musculaire, 14 ont étudié la cinématique et 7 ont étudié la cinétique. À la marche, les participants avec CAI présentent une augmentation de l'inversion de la cheville et de l'arrière-pied, de la flexion plantaire de la cheville, des forces verticales latérales du pied et de l'activité musculaire du long fibulaire. À la course, les différences cinématiques sont similaires à celles lors de la marche. Par contre, un nombre insuffisant d'études ont quantifié la cinétique et l'activité musculaire pour tirer des conclusions précises. Cette revue systématique de la littérature révèle de nouvelles informations sur les effets de la CAI sur les paramètres biomécaniques de la locomotion depuis la dernière revue de littérature publiée, surtout en ce qui a trait à l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique de la course. Il a été observé que la qualité méthodologique des études sur la cinétique à la marche est faible. Les prochaines études

devraient inclure des critères d'inclusion standardisés pour évaluer des participants avec CAI, de façon à améliorer la validité externe des résultats de recherche.

Abstract

The aim of this study is to systematically review and appraise studies assessing the effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running. The primary search was conducted in PubMed, Embase, CINAHL, AMED and SPORTDiscus. Only studies that compared participants with CAI with healthy participants and assessed kinetics, kinematics or muscle activity during walking or running were included. The risk of bias assessment was conducted using a modified version of the Quality Index checklist. A total of 509 articles were retrieved. After the title and abstract review, 34 articles underwent full-text review and risk of bias assessment. Following a complementary search and assessment of full manuscripts, 24 articles fulfilled all inclusion criteria and methodological requirements, of which 8 articles investigated muscle activity, 14 kinematics and 7 kinetics. During walking, participants with CAI presented increased ankle and rearfoot inversion, ankle plantarflexion, lateral foot vertical forces and peroneus longus muscle activity. During running, kinematic differences were similar to those during walking, but few studies quantified kinetics and muscle activity to draw sound conclusions. This systematic review reports new information on the effects of CAI on gait parameters since the last published review, especially with regard to muscle activity, kinematic and kinetic parameters during running. Methodological quality of the studies assessing kinetics during walking was found to be poor. Future studies should use standardized selection criteria when assessing participants with CAI to increase the external validity of the results.

Keywords: Chronic ankle instability; kinematics; kinetics; muscle activity; walking; running.

INTRODUCTION

Ankle sprain is one of the most common sport-related injuries (Fong et al., 2007). In fact, in the USA, nearly 2 million people sustain an ankle sprain each year (Waterman et al., 2010). As much as 73% of individuals who suffered from an ankle sprain will sustain recurrent episodes, of which 59% will report long-term disability (Yeung et al., 1994) such as chronic ankle instability (van Rijn et al., 2008). In 2002, Hertel (2002) published a model suggesting that patients with CAI have a continuum of deficits associated with mechanical (MAI) and functional (FAI) ankle instability. According to this model, when both conditions are present, the patients will sustain recurrent ankle sprains. MAI refers to “excessive rearfoot inversion laxity or excessive anterior laxity of the talocrural joint with joint range of motion beyond the normal expected physiological or accessory range of motion expected for that joint” and FAI refers to “a situation whereby a subject reports experiencing frequent episodes of “giving way” of the ankle joint and feelings of ankle joint instability” (Delahunt, Coughlan, et al., 2010). In 2011, Hiller et al. (2011) published an evolution of this model and proposed that three subgroups of CAI exist: MAI, FAI and recurrent sprain. In their model, all independent subgroups of conditions can either be present independently or as comorbid entities for a total of seven subgroups. It has been reported in previous studies that CAI can alter postural control (Wikstrom, Tillman, et al., 2010), neuromuscular recruitment (Feger et al., 2015) and joint position sense (Yokoyama et al., 2008) during different tasks, including commonly practiced activities such as walking and running.

In the last two decades, several studies investigating the effects of CAI on gait parameters during walking and running have been published. Results suggest that participants with CAI could show differences in muscle activity, kinematic and kinetic parameters compared

to control participants (Chinn et al., 2013; De Ridder et al., 2013; Delahunt et al., 2006; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Feger et al., 2015; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Hopkins et al., 2012; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016; Lin et al., 2011; Louwerens et al., 1996; Louwerens et al., 1995; Monaghan et al., 2006; Morrison et al., 2010; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003; Santilli et al., 2005; Schmidt et al., 2011; Spaulding et al., 2003; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013). However, several discrepancies in the experimental protocols and selection criteria between original studies are restraining the generalizability of the published results. A systematic review assessing the effects of CAI on kinematic and kinetic parameters during walking and running was published in 2012 (Liu, Uygur, et al., 2012). This study concluded that participants with CAI have increased foot inversion and limited ankle joint sagittal displacement during walking and running. No clear consensus was found for the kinetic parameters. However, the authors did not discriminate the results for walking and running. Moreover, the review did not integrate muscle activity parameters and included studies that did not assess walking or running in a steady state. Over the last four years, substantial new studies related to the effects of CAI on muscle activity, kinetic or kinematic parameters were published. Nine new studies were added for the kinematic parameters, four for the kinetic parameters and eight for muscle activity. In order to better understand the biomechanical effects of CAI during walking and running and unravel the biomechanical causes of CAI, there was a need for a study to systematically review all these parameters.

The objective of this systematic review was to critically appraise the studies in order to determine if participants with CAI have an altered biomechanical gait pattern compared to healthy participants. To address this research question, studies that assessed muscle activity,

kinetic and kinematic parameters of participants with and without CAI were systematically appraised. Moreover, this systematic review will inform researchers and clinicians on strengths and weaknesses of the current scientific evidence related to the biomechanical effects of CAI and provide evidence-based knowledge on which clinical management of CAI can be built upon.

METHODS

The protocol of this systematic review was developed using the framework outlined in the guidelines provided by the PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) statement (Moher et al., 2009), and is registered in the international database of prospectively registered systematic reviews (PROSPERO registration number: CRD42016035271).

Search strategy

To identify research studies pertaining to gait parameters of participants with ankle instability, an electronic database search was performed between January 15th and February 22nd 2016 without publication status or publication date restrictions. The studies had to be either in English or French. The databases searched included PubMed, Embase, CINAHL, AMED and SPORTDiscus. The search strategy was identical for all databases and was as follows:

- Ankle instability AND (gait OR walk* OR run* OR locomotion) AND (electromyography OR EMG OR muscle OR kinematic* OR kinetic* OR gait analysis OR biomechanic*).

All references were stored in an Endnote library document.

Selection criteria

After all duplicates were removed from the library, and based on the inclusion criteria, titles and abstracts were screened by two independent reviewers to identify the relevant studies that would undergo full text review. Studies were included for full text review if the following criteria were met:

1. Compared a group of participants with CAI with a control group, or compared a healthy leg with its contralateral leg with CAI;
2. Main outcome measures were either muscle activity, kinematics or kinetics during walking or running;
3. If a study involved a treatment, it was included only if there was a preintervention comparison between the control and the CAI groups.

Risk of bias assessment

Publications that met the inclusion criteria were assessed for risk of bias using a modified version of the Quality Index checklist (Downs & Black, 1998). As this tool has been validated to assess methodological quality of randomized and non-randomized studies of health care interventions, few items were not relevant for this systematic review. Fourteen items out of 27 were deemed relevant by the authors (1, 2, 3, 5, 6, 7, 10, 11, 12, 16, 18, 20, 21, 22) to assess overall reporting bias, external validity, internal validity bias and internal validity confounding of all studies included in the final stages of the review. The maximum possible score for each individual study was 15. Two independent ratings were completed (GM, VC) and Cohen's kappas were calculated to determine the inter-rater agreement. All disagreements were discussed at a meeting between the two reviewers to achieve consensus. If no consensus was achieved for a specific item, a third reviewer (MD) was involved in achieving consensus

between the two raters. All scores were expressed as a percentage of the maximum score. Publications that scored fewer than 50% on the modified Quality Index were excluded from further analysis.

Data analysis

As the included studies lacked homogeneity in relation to the study protocols and task requirements (treadmill, overground walking or running), the foot condition (barefoot or shod) and to the definition of CAI, no data pooling and meta-analysis were performed.

RESULTS

Search results

The initial search yielded 509 potential articles after the duplicates were removed. Following the title and abstract review, the number of articles was reduced to 34. These articles underwent full-text review. After taking the selection criteria into account, 25 articles remained. Two articles were rejected because they were in Portuguese (Lustosa et al., 2011) and in German (Becker et al., 1997). A random search of databases allowed to find two extra articles. These 25 articles were assessed for risk of bias with the modified Quality Index checklist. Only one article (Spaulding et al., 2003) was excluded, because its score was below 50%. The 24 remaining articles were included in this systematic review, as their global scores were higher than 50%. A total of 8 articles for muscle activity, 14 articles for kinematics and 7 articles for kinetics were included. As recommended by PRISMA, Figure 3.1 shows a flow diagram of the study selection process.

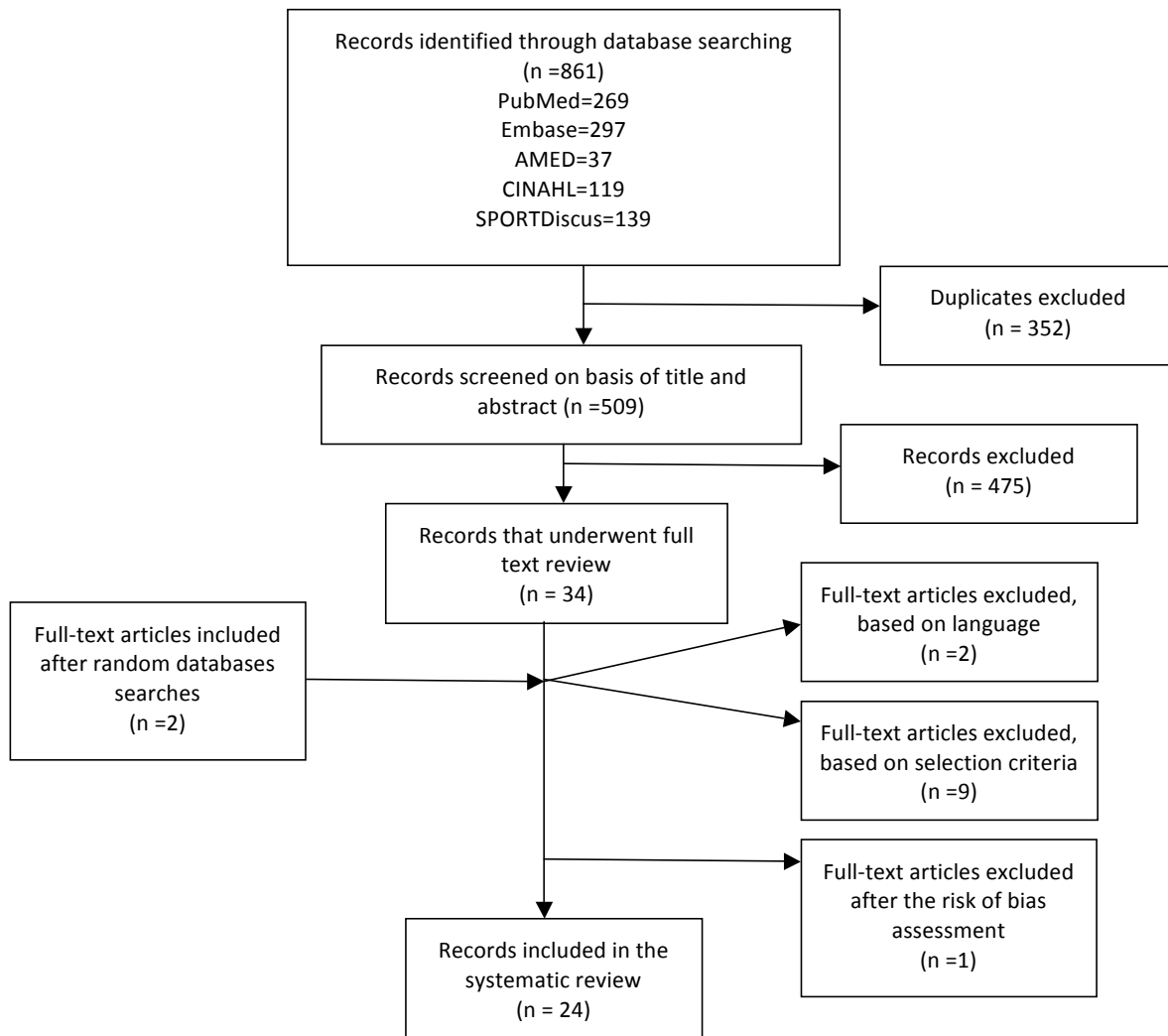


Figure 3.1. Flow chart for included papers.

Quality assessment

The Cohen's kappas used to evaluate inter-rater reliability during risk of bias assessment ranged from 0.138 to 1.000. Only one item of the checklist demonstrated a low agreement between the two reviewers (0.138). This specific item was related to the report of principal confounders in each group (item 5). One reviewer removed a point for this item when there was no quantification of the ankle instability with a validated questionnaire in the studies, whereas

the other reviewer did not. After the consensus meeting between the two reviewers, it was decided that the presence of a quantitative assessment of ankle instability was needed in order, for a specific study, to get all the points for this item. All the other items reported moderate to perfect agreement (Cohen's kappa ranging between 0.468 and 1,000). The overall agreement between the two reviewers was 93%. The mean score of the modified Quality Index for the included studies was 72% (from 60 to 87%). A total of 16/24 studies scored greater than 70%. External validity (items 11 and 12) and internal validity (items 21 and 22 (selection bias)) were the greatest methodological limitations.

See Appendix A for the risk of bias score of each individual study.

Spatial-temporal parameters

Out of the 24 studies included, 7 studies assessed the biomechanical parameters of the participants at a self-selected speed (D. et al., 2016; Hamacher et al., 2016; Lin et al., 2011; Monaghan et al., 2006; Nawata et al., 2005; Santilli et al., 2005; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013) and 16 studies at a predetermined speed (Chinn et al., 2013; De Ridder et al., 2013; Delahunt et al., 2006; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Feger et al., 2015; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Hopkins et al., 2012; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016; Louwerens et al., 1996; Louwerens et al., 1995; Morrison et al., 2010; Schmidt et al., 2011). The remaining study did not mention such information and the authors did not respond to a request sent by email (Nyska et al., 2003). Only 5 studies quantified the spatial-temporal parameters (Deschamps et al., 2015; Lin et al., 2011; Monaghan et al., 2006; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013). For walking and running speeds, 4 out of 5 studies observed no significant difference between the CAI and the control groups (Lin et al., 2011; Monaghan et al., 2006; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013). However, Deschamps et al.

(2015) observed a slower running speed ($3.2 \pm 0.3\text{m/s}$ vs $3.6 \pm 0.3\text{m/s}$), a shorter swing time ($65.8 \pm 2.1\%$ running cycle (%RC) vs $69.1 \pm 1.8\%$ RC) and a longer stance phase ($34.2 \pm 2.1\%$ RC vs $30.9 \pm 1.8\%$ RC) for the CAI group.

Muscle activity parameters

Summaries of studies related to muscle activity are displayed in Table 3.1. Standardized measures of effect sizes can be found in the table. Some studies did not provide specific means and mean differences within the text and consequently no data could be reported in this review.

In the studies that quantified muscle activity, the sample size and mean age for the CAI groups ranged from 12 to 24 participants, and from 20 to 35 years. A total of 7 studies out of 8 assessed the muscle activity during walking (Delahunt et al., 2006; Feger et al., 2015; Hopkins et al., 2012; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016; Louwerens et al., 1995; Santilli et al., 2005), whereas the other study (Lin et al., 2011) assessed muscle activity during running. Foot conditions included in the studies were shod (Feger et al., 2015; Hopkins et al., 2012; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016; Lin et al., 2011) and barefoot (Delahunt et al., 2006; Louwerens et al., 1995; Santilli et al., 2005). Moreover, 6/8 studies used a treadmill (Delahunt et al., 2006; Feger et al., 2015; Hopkins et al., 2012; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016; Louwerens et al., 1995) instead of level walking or running for their experiments (Lin et al., 2011; Santilli et al., 2005).

During walking, muscle activity differed for the CAI groups when compared to the control groups. For the peroneus longus muscle, a greater activation pre-heel strike (+145%) (Koldenhoven et al., 2016), at heel strike (Hopkins et al., 2012), post-heel strike (+67%) (Delahunt et al., 2006) and at toe off (Hopkins et al., 2012) as well as an earlier (-44%) and longer duration of activation (+55%) (Feger et al., 2015) were reported. However, in other

studies, no significant difference in mean activation (Louwerens et al., 1995) and in timing of muscle activation, in duration of activation during the stride cycle and in variation of activation amplitude before and after heel strike (Kautzky et al., 2015) was observed. Santilli et al. (2005) reported a decreased mean peroneus longus time of activation (-39%) and Louwerens et al. (1995) observed no significant difference in mean activation during the stance phase. For the tibialis anterior muscle, some studies found no significant difference in muscle activation (Delahunt et al., 2006; Feger et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016), time of activation (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015) and duration of activation (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015) during the gait cycle. However, before heel strike, Koldenhoven et al. (2016) reported lower tibialis anterior muscle activation (-53%). During the stance phase, an increased activation (Hopkins et al., 2012) (+28%) (Louwerens et al., 1995) was also reported. Another muscle that seemed to be affected by CAI was the rectus femoris. An earlier time of activation (-250%) (Feger et al., 2015) and an increased muscle activation before heel strike (+51%) (Delahunt et al., 2006) were found. However, Kautzky et al. (2015) observed no difference in activation, timing and duration of activation. During the stance phase, no difference was observed for soleus (Delahunt et al., 2006), biceps femoris (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015), lateral gastrocnemius (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015) and medial gastrocnemius (Koldenhoven et al., 2016) muscles. For the gluteus medius muscle, one study found a higher activation before heel strike (+583%), during the second half of the stance (+59%) and the first 25% of the swing phase (+133%) (Koldenhoven et al., 2016).

During running, one study quantified the activation of the lateral gastrocnemius, tibialis anterior and peroneus longus muscles before and after heel strike as well as the co-contraction index for tibialis anterior/peroneus longus and tibialis anterior/lateral gastrocnemius (Lin et al.,

2011). No significant difference was observed for any muscles between the CAI and the control groups.

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Groups characteristics	Recruitment settings	Inclusion/ Exclusion criteria	Method	Variables related to muscle activity and muscles tested	Main findings						
Walking	Shod	Treadmill	Hopkins et al. [31]	n = 12, FAI (5 M, 7F)	Not mentioned	FAAM-ADL score of 90% or less	sEMG	TA and PL RMS amplitude	Greater TA activation from 15% to 30% and 45% to 70% of stance Greater PL activation at initial heel contact and toe off						
				(23 years (± 4), 71.6 kg (± 17.6), 174 cm (± 14))		FAAM-S score of 80% or less									
				n = 12, Controls (5 M, 7F)		2 "yes" answers on question 4–8 of the MALL									
				(23 years (± 4), 71.4 kg (± 16.3), 176 cm (± 17))		Negative results on the talar tilt and anterior drawer tests									
			Feger et al. [9]	n = 15, CAI (5 M, 10 F)	Not mentioned	History of at least one ankle sprain	sEMG	Time of activation relative to HS	Earlier time of activation for PL and RF						
				(23 years (± 4), 72 kg (± 14), 173 cm (± 11))		First sprain occurred more than a year before the study				Percentage of activation time	PL = $(-0.07 \pm 0.10$ s vs 0.16 ± 0.17 s, $g = -1.6$, MD = -44%)				
						FAAM-S score of less than 85%						Area under the RMS curve	RF = $(-0.14 \pm 0.15$ s vs -0.04 ± 0.11 s, $g = -0.7$, MD = -250%)		
				n = 15, Controls (5 M, 10F)		Physically active (At least 20 min of exercise, 3 days per week)								Muscles tested = TA, PL, LG, RF, BF, GM	(36.0 \pm 10.3% vs 23.3 \pm 22.2%, $g = 0.7$, MD = +55%)
				(22.9 years (± 3.4), 71 kg (± 18), 173 cm (± 9))		No musculoskeletal injuries 6 weeks before the study									
						No prior lower limb surgery									
	No systemic condition that affect balance														
Kautzky et al. [20]	n = 15, CAI (5 M, 10 F)	Not mentioned	History of at least one ankle sprain	sEMG	Time of activation relative to HS	No significant differences between the CAI and the control groups									
	(23 years (± 4), 72 kg (± 14), 173 cm (± 11))		First sprain occurred more than a year before the study												
			No musculoskeletal injuries 6 weeks before the study												
	n = 15, Controls (5 M, 10F)		No prior lower limb surgery												
	(22.9 years (± 3.4), 71 kg (± 18), 173 cm (± 9))		No systemic condition that affect balance												
Koldenhoven et al. [33]	n = 17, CAI (6 M, 11F)	University	History of at least one ankle sprain	sEMG	RMS amplitude across the entire gait cycle for 10% intervals during stance and 25% intervals during swing	Lower TA and higher PL, MG and GM RMS areas 100 ms pre-HS									
	(20.0 years (± 2.6), 77.4 kg (± 5.1), 170.2 cm (± 11.4))		First sprain occurred more than a year before the study												
			Physically active (At least 20 min of exercise, 3 days per week)				Area under the RMS curve for the epoch 100 ms pre-HS and 200 ms	TA = $(7.3 \pm 2.2$ vs 15.5 ± 9.7 , $g = -1.1$, MD = -53%), PL = $(7.1 \pm 3.6$ vs 2.9 ± 2.5 , $g = 1.3$, MD = +145%), MG = $(10.3 \pm 6.7$ vs 2.3 ± 1.8 , $g = 1.6$, MD = +348%), GM = $(8.9 \pm 9.0$ vs 1.3							

Table 3.1. Summary of articles related to muscle activity.

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Groups characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to muscle activity and muscles tested	Main findings
				n = 17, Controls (6 M, 11F) (21.8 years (± 4.3), 75.9 kg (± 4.4), 167.0 cm (± 9.7))		FAAM-S score of less than 85% idFAI score of 10 or more No musculoskeletal injuries 12 weeks before the study No lower limb fracture/surgery or sprain 6 weeks before the study No systemic condition that affect balance		post-HS Muscles tested = TA, PL, MG and GM	± 0.3 , $g = 1.2$, MD = +583%) Higher GM RMS amplitude during the final 50% of stance (mean = 2.96 vs 2.34%, mean $g = 0.9$, mean MD = +59%) and first 25% of swing phase (5.6 \pm 4.7 vs 2.4 \pm 2.8%, $g = 0.8$, MD = +133%) No significant differences in RMS areas during the 200 ms epoch post-HS No significant differences in RMS amplitude for all the other muscles Decreased PL mean activation time (22.8 \pm 4.25% vs 37.6 \pm 3.5%, $g = -3.7$, MD = -39%)
	Barefoot	Overground	Santilli et al. [27]	n = 14, FAI unilateral Controls = Controlateral legs (10 M, 4F) (26.4 years (± 4.0), 73.4 kg (± 5.0), 177.6 cm (± 4.7))	Not mentioned	History of 1 ankle sprain needing immobilization followed by repetitive ankle sprains and/or sensation of ankle "giving way" First sprain occurred 13 to 24 months before the study History of 2 or more ankle sprains in the last year with last sprain 17 to 44 days before the study No treatment was undergone by the patient No musculoskeletal or systemic pathologies at the time of evaluation	sEMG	PL mean activation time (% of the stance phase)	
		Treadmill	Delahunt et al. [14]	n = 24, FAI (14 M, 10F) (26 years (± 6), 71.5 kg (± 10.9), 170 cm (± 8))	CAI group Physical therapy clinic	History of at least 2 inversion injuries that required immobilization No history of fracture to the lower extremity The involved ankle was subjectively reported to be weaker/painful/less functional than the other ankle Tendency of the ankle to "give way"	sEMG	iEMG (200 ms before and after HS) (0 to 80 ms post HS) Muscles tested = RF, TA, PL and Sol	Increased PL iEMG post-HS (107.91 \pm 38.65%ms vs 64.53 \pm 25.32%ms, $g = 1.3$, MD = +67%) Increased RF iEMG before HS
			Louwerens et al. [21]	n = 22, Controls (14 M, 8 F) (22.8 years (± 4.2), 70.5 kg (± 8.1), 180 cm (± 8)) n = 18, CAI bilateral (6 M, 12 F)	Control group University Orthopedic out-patient	Frequent inversion injuries	sEMG	Normalized mean activity of TA and	(90.00 \pm 25.61%ms vs 59.78 \pm 17.24%ms, $g = 1.4$, MD = +51%) No differences for TA and Sol At lower speed: Increased TA activity

Table 3.1. Summary of articles related to muscle activity (continued).

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Groups characteristics	Recruitment settings	Inclusion/ Exclusion criteria	Method	Variables related to muscle activity and muscles tested	Main findings
				(35 years (± 14), 69 kg (± 11), 172 cm (± 10))	departement	and "giving way" sensations Pain, swelling and reduced activity level often present No osteochondral lesion		PL during the stance phase (divided in 4 quarters) at two different speeds	during the fourth quarter (4.6 vs 3.6%, MD = +28%) At higher speed: Increased TA activity during the 1st, 2nd and 4th quarters 1st: (5.0 vs 4.0%, MD = +25%)
				n = 7, CAI unilateral (1 M, 6 F)		No musculoskeletal or neurological dysfunction Be able to walk without limping			3rd: (8.9 vs 7.0%, MD = +27%) 4th: (7.2 vs 4.9%, MD = +47%) No differences in PL activity between CAI and control groups Increased TA activity in the first and third quarters, regardless of the walking speed (group effect)
				(28 years (± 8), 76 kg (± 11), 174 cm (± 5))					No significant differences for RMS and co-contraction index for all muscles between the CAI and the control groups
				n = 10, Controls (6 M, 4 F)					
				(32 years (± 8), 69 kg (± 10), 177 cm (± 12))					
Running	Shod	Overground	Lin et al. [34]	n = 15, CAI (6 M, 9 F)	University	History of at least one ankle sprain with sufficient pain to immobilize Having episodes of ankle "giving way" History of at least 2 ankle sprains in the last 2 years Having suffered from ankle sprain in the last 6 months CAIT score of 27 or less No musculoskeletal injuries that would affect task performance	sEMG	RMS 200 and 100 ms pre and post-HS for LG, TA and PL Co-contraction index for TA/PL and TA/LG	
				(21.6 years (± 2.4), 62.6 kg (± 7.9), 166.8 cm (± 7.1))					
				n = 15, Controls (7 M, 8 F)					
				(21.5 years (± 2.6), 59.2 kg (± 9.6), 164.5 cm (± 7.4))					

Table 3.1. Summary of articles related to muscle activity (continued).

Kinematic parameters

Summaries of studies related to kinematic parameters during walking and running is displayed in Table 3.2a and 3.2b. Standardized measures of effect sizes can be found in the related tables.

In the studies that quantified kinematics, the sample size and mean age for the CAI groups ranged from 7 to 25 participants, and from 21.6 to 32 years. Out of 14, a total of 10 studies assessed kinematics during walking (Chinn et al., 2013; De Ridder et al., 2013; Delahunt et al., 2006; Drewes et al., 2009; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Louwerens et al., 1996;

Monaghan et al., 2006; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013) and 8 studies assessed kinematics during running (D. et al., 2016; De Ridder et al., 2013; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Hamacher et al., 2016; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Lin et al., 2011). A total of 9 studies only quantified foot and ankle kinematics (Chinn et al., 2013; D. et al., 2016; De Ridder et al., 2013; Delahunt, Coughlan, et al., 2010; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Hamacher et al., 2016; Lin et al., 2011; Louwerens et al., 1996; Wright et al., 2013) and 5 studies also quantified kinematics of the lower limb (Drewes et al., 2009; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Monaghan et al., 2006; Terada et al., 2015).

Foot conditions included in the studies were shod (Chinn et al., 2013; D. et al., 2016; Hamacher et al., 2016; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Lin et al., 2011) and barefoot (De Ridder et al., 2013; Delahunt et al., 2006; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Louwerens et al., 1996; Monaghan et al., 2006; Terada et al., 2015; Wright et al., 2013). Moreover, 9/14 studies used a treadmill (Chinn et al., 2013; D. et al., 2016; Delahunt et al., 2006; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Hamacher et al., 2016; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Louwerens et al., 1996; Terada et al., 2015) instead of level walking or running (De Ridder et al., 2013; Deschamps et al., 2015; Lin et al., 2011; Monaghan et al., 2006; Spaulding et al., 2003; Wright et al., 2013) for their experiments. One study quantified kinematics using two-dimensional video analysis (Louwerens et al., 1996). Out of the 13 remaining studies, 11 assessed the kinematic parameters with a three-dimensional passive retroreflective marker motion capture system (Chinn et al., 2013; D. et al., 2016; De Ridder et al., 2013; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b; Drewes et al., 2009; Hamacher et al., 2016; Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Lin et al., 2011; Louwerens et al., 1996; Terada

et al., 2015; Wright et al., 2013) and two studies used a three-dimensional active motion analysis system (Delahunt et al., 2006; Monaghan et al., 2006).

During walking, an increased rearfoot inversion ($+2.07^\circ$) (Drewes et al., 2009), a more externally rotated shank ($+6.07^\circ$ to $+7.00^\circ$) (Drewes et al., 2009), an increased ankle joint inversion ($+97\%$ to $+247\%$) (Delahunt et al., 2006) ($+6$ to $+7^\circ$) (Monaghan et al., 2006), a decreased ankle joint dorsiflexion (-2.09°) (Chinn et al., 2013) and a greater forefoot inversion ($+2.86^\circ$) (Wright et al., 2013) ($+9.42^\circ$) (De Ridder et al., 2013) were observed during the walking cycle for the CAI groups compared to the control groups. No difference was reported for the hip and knee kinematics (Delahunt et al., 2006; Monaghan et al., 2006). Terada et al. (2015) observed less frontal plane ankle kinematics stride-to-stride variability (-25%) and Herb et al. (2014) found less shank-rearfoot coupling stride-to-stride variability (-140%). Walking variability analyses are designed to assess how a movement pattern varies from stride to stride and determines whether a chaotic structure and complexity is present in the movement (Buzzi et al., 2003; Stergiou & Decker, 2011). It has been hypothesized that reduced variability may indicate a less adaptable and flexible sensorimotor system and could result in fewer strategies to accomplish the task (Herb et al., 2014). Herb et al. (Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015) reported a lower shank-rearfoot coupling relationship (coordination of movement between the shank and the rearfoot) (-15% to -30%) (Herb et al., 2014) for participants with CAI compared to controls. The coupling relationship analyzed were internal tibial rotation with rearfoot eversion and external tibial rotation with rearfoot inversion. Conflicting results were found across studies, such as greater rearfoot eversion angle ($+2.17^\circ$) (De Ridder et al., 2013) and no changes in frontal rearfoot (Louwerens et al., 1996; Wright et al., 2013) and sagittal forefoot motion (Wright et al., 2013).

During running, a more inverted rearfoot (Deschamps et al., 2015; Lin et al., 2011) (+1.35° to 1.90°) (Drewes et al., 2009), a more externally rotated shank (Drewes et al., 2009), a more plantarflexed ankle (Deschamps et al., 2015) (+129%) (Chinn et al., 2013) (+4.8°) (Drewes et al., 2009b), a more inverted ankle (+3.9° to +5.7°) (Chinn et al., 2013), a more adducted calcaneus (Deschamps et al., 2015) and a more inverted medial midfoot and forefoot (+9.81°) (De Ridder et al., 2013) during the running cycle were observed for the CAI groups compared to the control groups. Some studies also quantified the shank-rearfoot coupling relationship and observed greater cross-correlation coefficient (Herb & Hertel, 2015), lower shank-rearfoot coupling angle (-15% to -22%) (Herb et al., 2014) and an out of phase shank-rearfoot coupling (+47.0° to +48.3°) (Drewes et al., 2009) for the CAI groups. A greater intra-individual ankle inversion-eversion variability (+50% to +88%) was also reported (D. et al., 2016; Hamacher et al., 2016). Conflicting results were also observed, as no differences in frontal (D. et al., 2016; Hamacher et al., 2016; Lin et al., 2011) and sagittal (D. et al., 2016; Hamacher et al., 2016) ankle motion, and greater rearfoot eversion (+2.72°) (De Ridder et al., 2013) were all observed during the stance and the swing phases of the running cycle.

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings	
Shod	Treadmill	Chinn et al. [12]	n = 15, CAI (8 M, 7 F)	University	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months before the study	3D passive motion	Sagittal and frontal planes ankle motion	Less ankle dorsiflexion from 42 to 51% of the gait cycle	
			(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))	Surrounding community	Multiple episodes of ankle "giving way"	analysis system			(10.95 \pm 0.43° vs 13.87 \pm 0.61°, g = -5.4, MD = -21%)
			n = 13, Controls (6 M, 7 F)		FAAM score below 95% and FAAM-S score below 80%				
		Herb and Hertel, [19]	n = 15, CAI (8 M, 7 F)	Not mentioned	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months or more before the study	3D passive motion	Shank-rearfoot coupling relationship	Greater cross-correlation coefficient value from lag +10 to +15:	
			(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))		FAAM-S score of less than 80%	analysis system		(CAI median = 0.56 (Interquartile range: 0.36, 0.76) vs Control median = 0.34 (Interquartile range: 0.03, 0.65))	
			n = 13, Controls (6 M, 7 F)		Participate in moderate to vigorous physical activity at least 3 times per week				
Herb et al. [18]	n = 15, CAI (8 M, 7 F)	University	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months or more before the study	3D passive motion	Shank-rearfoot coupling angle	Lower shank-rearfoot coupling angle during early swing (30.03 \pm 9.21° vs 42.62 \pm 6.72°, g = -1.5, MD = -30%) and late-swing (56.40 \pm 8.54° vs 66.22 \pm 6.61°, g = -1.24, MD = -15%)			
	(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))	Surrounding community	FAAM-S score of less than 80%	analysis system	Shank-rearfoot stride-to-stride variability	Greater magnitude during early swing (0.99 \pm 0.13° vs 0.77 \pm 0.09°, g = 1.9, MD = +25%)			
	n = 13, Controls (6 M, 7 F)		Participate in moderate to vigorous physical activity at least 3 times per week		Magnitude of the shank-rearfoot angle-angle relationship	Lower magnitude during late swing (2.50 \pm 0.17° vs 2.68 \pm 0.14°, g = -1.1, MD = -7%)			
Barefoot	Overground	Monaghan et al. [23]	n = 25, CAI (14 M, 11 F)	Physiotherapy clinic	Be older than 16 years old	3D active motion	Frontal, sagittal and transverse planes kinematics of the ankle,	No differences in joint kinematics of the knee and hip	
			(26.3 years (± 7.5), 176 cm (± 8))	Sport rehabilitation center	History of at least 2 ankle sprains that required non-weightbearing or immobilization	analysis system	the knee and the hip 100 ms before to 200 ms after HS	Increased ankle inversion (approximately 6 to 7°) from 100 ms pre-HS to 200 ms post-HS	
			n = 25, Controls (15 M, 10 F)				(joint angular displacements and angular velocities)	Angular velocity 5 ms prior to and post-HS:	

Table 3.2a. Summary of articles related to kinematic parameters during walking.

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings
			(23.5 years (±5.3), 173 cm (±8))	Orthopaedic consultants	No health condition that can affect gait Perception of ankle weaker/more painful/less functional Tendency of ankle to "give way" or "turn over"			CAI = Inversion at a 0.5 rad/s rate Control = Everting at a 0.1 rad/s rate
		Wright et al. [32]	n = 23, FAI (12 M, 11F)	Metropolitan area	History of at least 1 ankle sprain that required protected weightbearing/immobilization/limited activity for at least 24 h	3D passive motion analysis system	Forefoot and rearfoot motion at heel contact	*No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures No specific values could be exported in this table Greater forefoot inversion (mean difference: 2.86°, Standard error: 0.93, Confidence intervals = 0.64-5.09) No changes in forefoot sagittal motion and in frontal and sagittal planes rearfoot motion
			(23.30 years (±3.84), 68.66 kg (±14.60), 171 cm (±11))		History of multiple episodes of ankle "giving way" CAIT score of 27 or less			*No means, effect sizes or standard deviations were reported except in figures. No specific values could be exported in this table
			n = 23, Controls (12 M, 11F)					
			(23.17 years (±4.01), 68.78 kg (±13.26), 172 cm (±0.08))		Engage 90 min or more of moderate to vigorous physical activity weekly No ankle fracture/surgery, no injuries/systemic disease at the time of evaluation			
		De Ridder et al. [13]	n = 29, CAI (15 M, 14F)	Not mentioned	History of at least 1 ankle sprain that resulted in pain/swelling/stiffness Repeated ankle sprains and presence of ankle "giving way"	3D passive motion analysis system	Foot in relation to the shank Rearfoot in relation to the shank	Greater eversion angle from 11 to 73% of the stance phase (mean difference = 2.17°) More inversion of the medial forefoot/midfoot from 87 to 98% of the stance phase (mean difference = 9.42°)
			(21.9 years (±3.3), 71.0 kg (±13.4), 175.8 cm (±9.8))		Feeling of weakness around the ankle Decreased functional participation as a result of the ankle sprains		Midfoot in relation to the midfoot Lateral forefoot in relation to the midfoot	*No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures
			n = 24, Controls (10 M, 14F)					No specific values could be exported in this table
			(25.8 years (±1.9), 65.9 kg (±9.2), 173.0 cm (±8.9))		No previous fracture/surgery, no lower limb pain/ankle sprain 3 months before the study and be physically active (at least 1.5 h of activities weekly)		Medial forefoot in relation to the midfoot Hallux in relation to the medial forefoot	
Treadmill		Drewes et al. [16, a)	n = 7, CAI (3 M, 4F)	University	History of more than 1 ankle sprain	3D passive motion analysis system	Rearfoot frontal plane movement Shank rotation	Rearfoot more inverted: (2.07° ± 0.29) Shank more externally rotated: First 2% of stance (7.00° ± 0.90), from 7% to 62% (6.07° ± 0.49), from 65% to 76% (6.86° ± 1.40) and from 80% to 100% (6.86° ± 1.40)
			(24.6 years (4.2), 70.9 kg (±8.1), 172.6 cm (±9.4))		FADI and FADI-S score below 90%		Shank-rearfoot coupling relationship	Shank-rearfoot coupling more out of phase from 94 to 97% of the walking cycle (42.99 ± 8.68°)
			n = 7, Controls (3 M, 4F)		No peripheral neuropathies or illnesses known to affect gait			*No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures
			(24.7 years (±4.5), 66.5 kg (±9.8),					

Table 3.2a. Summary of articles related to kinematic parameters during walking (continued).

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings
		Delahunt et al. [14]	168.2 cm (± 5.9) n = 24, FAI (14 M, 10 F)	CAI group	History of at least 2 inversion injuries that required immobilization	3D active motion	Ankle joint inversion-eversion (50 ms pre and post-HS, and at HS)	No specific values could be exported in this table Increased ankle joint inversion:
			(26 years (± 6), 71.5 kg (± 10.9), 170 cm (± 8))	Physical therapy clinic	No history of fracture to the lower extremity	analysis system	Vertical foot-floor clearance	50 ms before HS: ($1.69 \pm 4.71^\circ$ vs $-1.43 \pm 4.75^\circ$, $g = 0.7$, MD = +218%) At HS: ($2.10 \pm 4.28^\circ$ vs $-1.43 \pm 4.60^\circ$, $g = 0.8$, MD = +247%) 50 ms after HS: ($-0.09 \pm 3.68^\circ$ vs $-2.78 \pm 4.93^\circ$, $g = 0.6$, MD = +97%)
			n = 22, Controls (14 M, 8 F) (22.8 years (± 4.2), 70.5 kg (± 8.1), 180 cm (± 8))	Control group University	Tendency of the ankle to "give way"			No differences for knee and hip kinematics No significant differences between the CAI and the control groups
		Louwerens et al. [22]	n = 21, CAI (7 M, 14 F)	Orthopaedic outpatients	History of frequent inversion injuries	2D passive motion analysis system	Angle between the vertical and the calcaneus Angle between the calcaneus and the lower leg	
			(32 years (± 13), 71 kg (± 13), 173 cm (± 8)) n = 14, Controls (7 M, 7 F) (29 years (± 7), 68 kg (± 8), 178 cm (± 11))	departement	Having episodes of ankle "giving way" for more than 2 years			
		Terada et al. [30]	n = 25, CAI (14 M, 11 F)	University	No history of systemic or musculoskeletal pathologies affecting their ability to walk	3D passive motion analysis system	Sagittal and frontal plane kinematics stride-to-stride variability at the hip, knee, ankle and trunk	Lower frontal plane ankle kinematics stride-to-stride variability (0.15 ± 0.09 vs 0.20 ± 0.09 , $g = -0.6$, MD = -25%)
			(22.5 years (± 4.0), 76.2 kg (± 14.8), 171.4 cm (± 8.7))		History of at least 2 ankle sprains that caused pain, swelling or loss of function			
			n = 27 Controls (10 M, 17 F) (21.6 years (± 3.2), 66.6 kg (± 13.0), 166.4 cm (± 8.1))		At least 2 episodes of ankle "giving way" 6 months before the study All score of 4 or more and IdFAI score of 10 or more No ankle sprain 3 months before the study			No differences in any other stride-to-stride variability values

Table 3.2a. Summary of articles related to kinematic parameters during walking (continued).

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings		
Shod	Treadmill	Chinn et al. [12]	n = 15, CAI (8 M, 7F)	University	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months before the study	3D passive motion	Sagittal and frontal planes ankle motion	More plantarflexed from 54% to 68% of the gait cycle ($-12.85 \pm 4.7^\circ$ vs $-5.62 \pm 4.58^\circ$, $g = -1.5$, MD = -129%)		
			(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))	Surrounding community	Multiple episodes of ankle "giving way"	analysis system		More inverted from 11 to 18% ($5.76 \pm 0.14^\circ$ vs $9.66 \pm 0.12^\circ$, $g = -28.9$, MD = -40%), 33 to 39% ($-2.08 \pm 0.8^\circ$ vs $2.75 \pm 0.83^\circ$, $g = -5.8$, MD = -176%) and 79 to 84% of the gait cycle ($-6.77 \pm 1.71^\circ$ vs $-1.03 \pm 1.37^\circ$, $g = -3.6$, MD = -557%)		
			n = 13, Controls (6 M, 7F)		Be physically active (moderate to vigorous exercise, at least 3 days per week)					
				Herb and Hertel, [19]	n = 15, CAI (8 M, 7F)	Not mentioned	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months or more before the study	3D passive motion	Shank-rearfoot coupling relationship	Greater cross-correlation coefficient value from lag +6 to +15:
		(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))			FAAM-S score of less than 80%	analysis system	(CAI median = 0.48 (Interquartile range: 0.30, 0.66) vs Control median = 0.52 (Interquartile range: 0.15, 0.88))			
		n = 13, Controls (6 M, 7F)			Participate in moderate to vigorous physical activity at least 3 times per week		*No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures			
				Herb et al. [18]	n = 15, CAI (8 M, 7F)	University	History of at least 1 ankle sprain with first sprain 12 months or more before the study	3D passive motion	Shank-rearfoot coupling angle	Lower shank-rearfoot coupling angle during the early-stance phase ($47.22 \pm 3.47^\circ$ vs $60.27 \pm 4.09^\circ$, $g = -3.4$, MD = -22%), the midswing phase ($39.35 \pm 2.26^\circ$ vs $51.31 \pm 2.24^\circ$, $g = -5.2$, MD = -23%) and the late-swing phase ($52.82 \pm 3.57^\circ$ vs $61.83 \pm 2.26^\circ$, $g = -3.0$, MD = -15%)
		(26.9 years (± 6.8), 73.5 kg (± 10.7), 171.7 cm (± 6.3))	Surrounding community		FAAM-S score of less than 80%	analysis system	Magnitude of the shank-rearfoot angle-angle relationship			
		n = 13, Controls (6 M, 7F)			Participate in moderate to vigorous physical activity at least 3 times per week					
		Hamacher et al. [40]	n = 12, CAI (2 M, 10F)	Not mentioned	Regular participation in recreational sports activities	3D passive motion	Inversion-eversion and plantarflexion-dorsiflexion ankle angles	Higher intra-individual inversion-eversion variability from 11 to 24% (mean = 0.60 vs 0.32°, mean $g = 0.5$,		
(24 years (± 3), 69.5 kg (± 12))			History of at least one moderate to severe ankle sprain in the last 5 years that	analysis system	Intra-individual stride-to-stride standard deviation	mean MD = +88%), 77 to 83% (mean = 0.54 vs 0.36°, mean $g = 0.4$, mean MD = +50%) and 92 to 97% (mean = 0.67 vs 0.42°, mean $g = 0.5$, mean MD = +63%)				

Table 3.2b. Summary of articles related to kinematic parameters during running.

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings
			n = 12, Controls (2 M, 10F) (27 years (± 6), 65.8 kg (± 10))		resulted in absence to sports activities for at least 8 days History of at least 2 ankle sprains or feeling of ankle "giving way" in the last year No other musculoskeletal pathology to the lower limb in the last year No motor-functional impairments or medication that influence gait			No differences in the inversion-eversion and plantarflexion-dorsiflexion angles during the gait cycle No differences in intra-individual plantarflexion-dorsiflexion variability
	Overground	Lin et al. [34]	n = 15, CAI (6 M, 9F) (21.6 years (± 2.4), 62.6 kg (± 7.9), 166.8 cm (± 7.1))	University	History of at least 1 ankle sprain that resulted in pain/swelling/immobilization History of episodes of ankle "giving way" History of at least 2 ankle sprains in the last 2 years	3D passive motion analysis system	Sagittal, frontal and transverse planes ankle motion 200 and 100 ms pre and post-HS	Increased ankle inversion angle in the latter 70% of the pre-HS phase Lower ankle joint stiffness: (0.109 \pm 0.039 Nm/deg vs 0.150 \pm 0.068 Nm/deg, g = -0.7, MD = -27%) No significant differences for peak ankle inversion and eversion angles in the post-HS phase
			n = 15, Controls (7 M, 8F) (21.5 years (± 2.6), 59.2 kg (± 9.6), 164.5 cm (± 7.4))		History of an ankle sprain in the last 6 months CAIT score of 27 or less No history of lower extremity fracture/injury that would affect performance			*No means, effect sizes or standard deviations were reported except in figures for the ankle inversion angle No specific values could be exported in this table
Barefoot	Treadmill	Drewes et al. [16] a)	n = 7, CAI (3 M, 4F) (24.6 years (4.2), 70.9 kg (± 8.1), 172.6 cm (± 9.4))	University	History of more than 1 ankle sprain No history of ankle sprain 2 months before the study FADI and FADI-S score below 90%	3D passive motion analysis system	Rearfoot frontal plane movement Shank rotation Shank-rearfoot coupling relationship	Rearfoot more inverted: From 0 to 2% (1.35 \pm 0.35°), from 23 to 33% (1.78 \pm 0.23°), from 42 to 58% (1.57 \pm 0.34°) and from 78 to 100% (1.90 \pm 0.30°) Shank more externally rotated: From 48 to 55% (6.20 \pm 0.99°) and from 81 to 96% (7.26 \pm 0.97°) Shank-rearfoot coupling more out of phase from 47 to 55% (47.00 \pm 4.15°) and from 84 to 93% (48.30 \pm 6.03°) *No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures No specific values could be exported in this table
			n = 7, Controls (3 M, 4F) (24.7 years (± 4.5), 66.5 kg (± 9.8), 168.2 cm (± 5.9))		No peripheral neuropathies or illnesses known to affect gait			
		Drewes et al. [17] b)	n = 7, CAI (3 M, 4F) (25 years (± 4), 71 kg (± 8), 173 cm (± 9))	University	History of more than 1 ankle sprain No history of ankle sprain 2 months before the study Diminished ankle function when completing the FADI and All questionnaires	3D passive motion analysis system	Sagittal plane ankle motion	Decreased ankle dorsiflexion from 9 to 25% of the gait cycle (4.8 \pm 0.6°)
			n = 7, Controls (3 M, 4F) (25 years (± 5), 67 kg (± 10), 168 cm (± 6))					*No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures No specific values could be exported in this table
	Overground	Deschamps et al. [15]	n = 15, CAI (6 M, 9F)	University	History of at least 1 ankle sprain	3D passive motion	Foot progression angle	Decreased dorsiflexion angle from 6 to 8%, increased inversion angle from 99 to 100%, diminished foot progression

Table 3.2b. Summary of articles related to kinematic parameters during running (continued).

Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinematic parameters	Main findings
			(22 years (± 3), BMI: 23.6 (± 3.0)) n = 12, Controls (4 M, 7F) (23.6 years (± 4.1), BMI: 22.2 (± 2.0))		History of ankle "giving way" CAIT score of 24 or less Be aged between 18 and 30 years old No history of surgery/fracture of the lower extremity and systemic disease No recent participation in a rehabilitation program No musculoskeletal lesions affecting lower extremity function	analysis system	Dorsiflexion-plantarflexion angle Inversion-eversion angle Adduction-abduction angle	angle from 34 to 36% and a more adducted calcaneus from 38 to 41% of the running cycle *No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures No specific values could be exported in this table
		De Ridder et al. [13]	n = 29, CAI (15 M, 14 F) (21.9 years (± 3.3), 71.0 kg (± 13.4), 175.8 cm (± 9.8)) n = 24, Controls (10 M, 14F) (25.8 years (± 1.9), 65.9 kg (± 9.2), 173.0 cm (± 8.9))	Not mentioned	History of at least 1 ankle sprain that resulted in pain/swelling/stiffness Repeated ankle sprains and presence of ankle "giving way" Feeling of weakness around the ankle Decreased functional participation as a result of the ankle sprains No previous fracture/surgery, no lower limb pain/ankle sprain 3 months before the study and be physically active (at least 1.5 h of activities weekly)	3D passive motion analysis system	Foot in relation to the shank Rearfoot in relation to the shank Midfoot in relation to the midfoot Lateral forefoot in relation to the midfoot Medial forefoot in relation to the midfoot Hallux in relation to the medial forefoot	Greater eversion to the rearfoot from 56 to 73% of the stance phase (mean difference = 2.72°) More inversion of the medial forefoot/midfoot from 56 to 91% of the stance phase (mean difference = 9.81°) *No means, effect sizes or standard deviations for the CAI and the control groups were reported except in figures No specific values could be exported in this table

Table 3.2b Summary of articles related to kinematic parameters during running (continued).

Kinetic parameters

Summaries of the studies related to kinetic parameters are displayed in Table 3.3. Standardized measures of effect sizes can be found in the tables.

In the studies that quantified kinetics, the sample size and mean age for the CAI groups ranged from 8 to 25 participants, and 20.0 to 26.3 years. The majority of the studies recruited men and women. However, only male participants were recruited in the study conducted by Nyska et al. (2003). Out of 7, a total of 5 studies assessed kinetics during walking (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Monaghan et al., 2006; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003) and 2 studies assessed kinetics during running (Morrison et al., 2010; Schmidt et al.,

2011). Foot conditions included in the studies were shod (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Schmidt et al., 2011) and barefoot (Monaghan et al., 2006; Morrison et al., 2010; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003). Moreover, 3/7 studies used a treadmill (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Schmidt et al., 2011) instead of level walking or running (Monaghan et al., 2006; Morrison et al., 2010; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003) for their experiments. The different methods included assessing the kinetic parameters were an in-shoe plantar pressure system (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Schmidt et al., 2011), a pressure mat (Morrison et al., 2010; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003) and a force plate (Monaghan et al., 2006).

When comparing the CAI groups with the control groups, two studies evaluated the center of pressure (COP) trajectory with an in-shoe pressure system during walking on a treadmill. Both studies observed a laterally deviated COP during the stance phase (Hopkins et al., 2012) (+5.58mm) (Koldenhoven et al., 2016). Koldenhoven et al. (2016) also observed increased peak pressure (+22%) and pressure-time integral of the lateral forefoot (+26%) during the stance phase. Three studies quantified the plantar pressure distribution using a pressure mat during barefoot walking. Nyska et al. (2003) observed a delayed time to peak force under the central forefoot (+5%), lateral forefoot (+9%) and toes (+3%) during the stance phase. They also observed decreased relative forces under the heel (-6%) and toes (-27%) and increased relative forces under the midfoot (+31%) and the lateral forefoot (+20%). In a similar study, Nawata et al. (2005) found a higher pronation-supination index (length between the medial footprint border and the COP divided by the width of the footprint) during the midstance phase (+9% to +16%) for the CAI group. Finally, Monaghan et al. (2006) studied 25 participants with CAI during overground barefoot walking, using kinematic markers and a force plate. No

difference was found in knee and hip joints moments of force in the sagittal, frontal and transverse planes. The authors also reported that after heel strike, the CAI group exhibited an evertor moment at the ankle, whereas the control group exhibited an invertor moment.

Schmidt et al. (2011) evaluated the in-shoe pressure of 24 participants with CAI and 25 healthy controls during running on a treadmill. They found increased force and pressure on the lateral part of the foot and a slower loading response. Morrison et al. (2010) evaluated medial-lateral pressure ratio and centre-of-pressure (COP) trajectory with a pressure mat of 15 participants with CAI and 15 healthy controls during overground barefoot running. They reported a laterally deviated COP trajectory (-227%) and a more lateral medial-lateral pressure ratio (-12%) for the CAI group.

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinetic parameters	Main findings
Walking	Shod	Treadmill	Hopkins et al. [31]	n = 12, FAI (5M, 7F) (23 years (±4), 71.6 kg (±17.6), 174 cm (±14))	Not mentioned	FAAM-ADL score of 90% or less FAAM-S scale of 80% or less 2 "yes" answers on question 4–8 of the MAII Negative results on the talar tilt and anterior drawer tests	In-shoe pressure	Medial-lateral position of the COP during the stance phase	Laterally deviated COP at initial HS and from 25% to 90% of the stance phase *No means, effect sizes or standard deviations were reported except in figures No specific values could be exported in this table
			Koldenhoven et al. [33]	n = 12, Controls (5M, 7F) (23 years (±4), 71.4 kg (±16.3), 176 cm (±17 cm)) n = 17, CAI (6M, 11F) (20.0 years (±2.6), 77.4 kg (±5.1), 170.2 cm (±11.4))	University	History of at least one ankle sprain First sprain occurred more than a year before the study Physically active (At least 20 min of exercise, 3 days per week) FAAM-S score of less than 85%	In-shoe pressure	Peak pressure, pressure-time integral, time to peak pressure, contact area, contact time and medial to lateral COP position at 10% intervals of the gait cycle Regions of the foot tested:	Laterally deviated COP throughout the entire stance phase (mean Cohen's d effect size = 1.5, mean MD = 5.6 mm) *No specific values were available Increased peak pressure (172.7 ± 46.3 kPa vs 142.0 ± 27.9 kPa, g = 0.8, MD = +22%) and pressure-time integral of the lateral forefoot (61.3 ± 22.2 kPa vs 48.6 ± 12.4 kPa, g = 0.7, MD = +26%)
Barefoot	Overground	Overground	Nawata et al. [25]	n = 8, FAI (6M, 2F) (21.6 years (20–25), 62.8 kg (48–73), 171.8 cm (162–180))	University	History of at least 1 ankle sprain enough for the participant to be unable to bear weight, followed by repeated sprains or the feeling of the ankle "giving way"	Pressure mat	Pronation-supination index and foot angle during phases of gait (foot contact, early midstance, late midstance and toe off)	Lower mean foot angle (7.9 ± 4.9° vs 11.8 ± 2.9°, g = -1.0, MD = -33%) Higher pronation-supination index during the midstance phase Early midstance = (56.5 ± 3.4 vs 51.9 ± 2.0, g = 1.6, MD = +9%) Late midstance = (53.9 ± 3.6 vs 46.5 ± 4.6, g = 1.7, MD = +16%)
			Monaghan et al. [23]	n = 10, Controls (7M, 3F) (23.2 years (19–28), 62.6 kg (53–68), 173.2 cm (169–177)) n = 25, CAI (14M, 11F)	Physiotherapy clinic	History of 2 or more ankle sprains 6 months before the study No pain during the experiments No musculoskeletal or systemic pathologies Be older than 16 years old History of at least 2 ankle sprains that	Force plate	Ankle, knee and hip joint moments and power in the sagittal, frontal and	No differences in joint kinetics of the knee and hip CAI exhibited an ankle evtor moment post-HS

Table 3.3. Summary of articles related to kinetic parameters.

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinetic parameters	Main findings
				(26.3 years (± 7.5), 176 cm (± 8)) n = 25, Controls (15 M, 10F) (23.5 years (± 5.3), 173 cm (± 8))	Sport rehabilitation center Orthopaedic consultants	required non-weightbearing or immobilization No health condition that can affect gait Perception of ankle weaker/more painful/less functional Tendency of ankle to "give way" or "turn over" Not receiving any treatment		transverse planes	whereas the controls exhibited an inverter moment Ankle joint power at 10–40 ms and 60–135 ms post-HS: CAI = concentric power generation Controls = Eccentric power generation *No means, effect sizes or standard deviations were reported except in figures No specific values could be exported in this table
			Nyska et al. [26]	n = 12, CAI (12 M, 0F) (20.8 years (± 1.5), 77.4 kg (± 9.0), 181.0 cm (± 6.3)) n = 12, Controls (12 M, 0F) (23.4 years (± 3.8), 72.3 kg (± 9.2), 180.4 cm (± 6.5))	Not mentioned	History of more than 3 ankle sprains 6 months before the study	Pressure mat	Peak force and time	Delay of the time of peak force under the central forefoot ($18.83 \pm 1.22\%$ vs $17.88 \pm 1.68\%$, $g = 0.6$, MD = +5%), lateral forefoot ($16.87 \pm 2.04\%$ vs $15.47 \pm 1.98\%$, $g = 0.7$, MD = +9%) and toes ($17.03 \pm 0.38\%$ vs $16.56 \pm 0.42\%$, $g = 1.1$, MD = +3%) Lower contact time at the heel and midfoot (*No specific value in the manuscript) Decrease in relative forces under the heel (0.700 ± 0.094 vs 0.744 ± 0.066 , $g = -0.5$, MD = -6%) and toes (0.214 ± 0.08 vs 0.292 ± 0.109 , $g = -0.8$, MD = -27%) Increase in relative forces under the midfoot (0.207 ± 0.089 vs 0.158 ± 0.07 , $g = 0.6$, MD = +31%) and lateral forefoot (0.269 ± 0.068 vs 0.224 ± 0.065 , $g = 0.7$, MD = +20%)
Running	Shod	Treadmill	Schmidt et al. [28]	n = 24, CAI (12 M, 12F) (22.7 years (± 6.4), 73.6 kg (± 17.0), 173.0 cm (± 11.5)) n = 25, Controls (10 M, 15F) (23 years (± 7), 77 kg (± 5), 168 cm (± 9))	Not mentioned	History of at least 1 ankle sprain FAAM-ADL score of less than 90% FAAM-S score of less than 80% No history of ankle sprain 6 weeks before the study No musculoskeletal or systemic pathologies known to affect gait	In-shoe pressure	Peak pressure Time to peak pressure Pressure-time integral Maximum force Time to maximum force Force-time integral	Lateral midfoot = Greater peak pressure (211.4 ± 57.7 kPa vs 161.3 vs 54.7 kPa, $g = 0.9$, MD = +31%) maximum force (318.8 ± 174.5 N vs 191.6 ± 74.5 N, $g = 0.9$, MD = +66%), force-time integral (44.1 ± 27.3 Ns vs 23.3 ± 10.9 Ns, $g = 1.0$, MD = +89% and pressure-time integral (35.0 ± 12.0 kPa/s vs 24.5 ± 9.5 kPa/s, $g = 1.0$, MD = +43%) Lateral forefoot = Greater maximum force (239.9 ± 81.2 N vs 170.6 ± 49.3 N, $g = 1.0$, MD = +41%), force-time integral (37.0 ± 14.9 Ns vs

Table 3.3. Summary of articles related to kinetic parameters (continued).

Task	Foot condition	Task specificity	Authors	Participants characteristics	Recruitment settings	Inclusion/Exclusion criteria	Method	Variables related to the kinetic parameters	Main findings	
									<p>24.3 ± 7.2Ns, g = 1.1, MD = +52%), peak pressure (271.0 ± 50.3 kPa vs 238.3 ± 62.2 kPa, g = 0.6, MD = +14%) and time to peak pressure (51.1 ± 10.9% vs 43.8 ± 4.3%, g = 0.9, MD = +17%)</p> <p>Regions evaluated:</p> <p>Medial forefoot, lateral forefoot, medial forefoot, g = 1.3, MD = +192%) and time to peak pressure (15.6 ± 9.0% vs 8.1 ± 6.7%, g = 0.9, MD = +93%)</p> <p>middle forefoot, lateral forefoot, hallux and lesser toes</p> <p>Lateral rearfoot: Greater time to maximum force (16.8 ± 11.3% vs 6.5 ± 3.7%, g = 1.2, MD = +158%) and time to peak pressure (16.5 ± 10.1% vs 6.6 ± 5.5%, g = 1.2, MD = +150%)</p> <p>Medial midfoot: Greater time to maximum force (35.7 ± 6.6% vs 25.8 ± 14.7%, g = 0.9, MD = +38%)</p> <p>Central forefoot: Greater time to maximum pressure (54.4 ± 11.3% vs 46.6 ± 3.8%, g = 0.9, MD = +17%)</p> <p>More lateral medial-lateral pressure ratio</p> <p>Rearfoot medial-lateral pressure ratio at foot strike</p> <p>COP trajectory during the initial loading response</p> <p>(0.97 ± 0.12 vs 1.10 ± 0.13, g = -1.0, MD = -12%)</p> <p>The COP trajectory was lateral for the CAI group and medial for the control group (7.97 ± 11.02° vs -6.27 ± 9.86°, g = 1.3, MD = -227%)</p>	
	Barefoot	Overground	Morrison et al. [24]	<p>n = 15, CAI (8 M, 7F)</p> <p>(23.5 years (±5.7), 85.7 kg (±20.4), 166.1 cm (±7.5))</p> <p>n = 15, Controls (4 M, 11F)</p> <p>(21.0 years (±1.2), 65.4 kg (±13.5), 168.4 cm (±8.4))</p>	University	Physically fit to participate, based on the Par-Q	Pressure mat			

Table 3.3. Summary of articles related to kinetic parameters (continued).

DISCUSSION

The aim of this study was to systematically review and appraise studies that assessed the effects of CAI on muscle activity, kinematics and kinetics during walking and running. During walking, the muscle that seemed the most affected for the participants with CAI is the peroneus longus. It seems that its activity is increased before and at heel strike (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016), during the stance phase (Delahunt et al., 2006) and at toe off

(Hopkins et al., 2012). For the other muscles, some studies observed significant differences between the CAI and the control groups, whereas others found no difference. There is a great discrepancy in the EMG parameters analyses between the studies that could explain the conflicting results. The parameters analyzed were the time (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015) and duration of activation (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015; Santilli et al., 2005), the RMS amplitude (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Lin et al., 2011), the areas under the RMS curve (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016), the integral normalized EMG (Delahunt et al., 2006) and the mean normalized activity using linear envelopes (Louwerens et al., 1995). Moreover, it is not possible to directly compare EMG data from two different parameter analyses. Therefore, no sound conclusion can be drawn for these muscles. With regard to kinematic parameters, an increased rearfoot inversion (Drewes et al., 2009), a more externally rotated shank (Drewes et al., 2009), an increased ankle joint inversion (Delahunt et al., 2006; Monaghan et al., 2006), a decreased ankle joint dorsiflexion (Chinn et al., 2013) and a greater forefoot inversion (De Ridder et al., 2013; Wright et al., 2013) were observed during the walking cycle. For kinetic parameters, even though the experimental tasks, the experimental conditions, and the acquisition methods differed between the studies, it seems that the results follow a clear tendency. Participants with CAI had a laterally deviated COP (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016), an higher pronation-supination index (length between the medial footprint border and the COP divided by the width of the footprint) (Nawata et al., 2005) and increased vertical forces under the lateral part of the foot (Koldenhoven et al., 2016; Nyska et al., 2003) compared to the control groups.

It seems logical to hypothesize that an increased rearfoot and ankle inversion during the walking cycle would place more load on the lateral part of the foot and could explain the

increased peak pressure, pressure-time integral and relative forces under the lateral forefoot, the laterally deviated COP and the higher pronation-supination index. These kinetic changes could predispose the participants to experiment episodes of ankle “giving way” or to suffer from repetitive ankle sprains, especially if the center of mass falls outside the base of support. To compensate these deficits, the increased peroneus longus muscle activity could act as a protective mechanism, as hypothesized by Delahunt et al. (2006). It has also been hypothesized by Feger et al. (2015) that the recruitment of the peroneus longus muscle before heel strike may improve foot position at initial contact, but could decrease the muscle ability to aid in pronation and stabilize the medial column of the foot, especially the first ray, during the weight bearing phase. This could explain the lateral displacement of the COP during the loading and the propulsion phases of gait. Another deficit that could explain the recurrent ankle sprains in the CAI population is the decreased shank-rearfoot and frontal plane ankle kinematics stride-to-stride variability and the altered shank-rearfoot joint coupling angle (Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Terada et al., 2015). It has been hypothesized that the decreased frontal plane variability at the ankle could represent an adaptation of the sensorimotor system to minimize ankle “giving way” by eliminating extra movements while walking (Terada et al., 2015). This could decrease its adaptability to different tasks, perturbations and constraints (Herb et al., 2014; Terada et al., 2015). Moreover, a more pronounced rearfoot-shank coupling could also be due to an impaired sensorimotor system leading to an altered coordination of the segments surrounding the ankle joint (Herb & Hertel, 2015).

During running, only one study quantified the effects of CAI on muscle activity and found no significant differences (Lin et al., 2011). For kinematic parameters, significant differences were reported for participants with CAI compared to healthy participants, such as a

more inverted rearfoot (Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009; Lin et al., 2011), a more externally rotated shank (Drewes et al., 2009), a more plantarflexed ankle (Chinn et al., 2013; Deschamps et al., 2015; Drewes et al., 2009b), a more inverted ankle (Chinn et al., 2013), a more adducted calcaneus (Deschamps et al., 2015) and a more inverted medial midfoot and forefoot during the running cycle (De Ridder et al., 2013). For the kinetic parameters, Schmidt et al. (Schmidt et al., 2011) had the participants run on a treadmill and used an in-shoe pressure system while Morrison et al. (2010) used a pressure mat during barefoot overground running. Despite these differences, there is a similar tendency in their results. The participants with CAI seem to have increased vertical forces on the lateral part of the foot.

The differences in running biomechanical parameters seem to follow the same tendency as those during walking. For the kinematic parameters, the differences are very similar to those during walking. However, as only one study quantified the muscle activity and two studies quantified the kinetic parameters during running, the effects of CAI on these parameters are still unclear. Considering the small number of studies and the great discrepancy between the methods, further studies quantifying the muscle activity and the kinetic parameters are needed in order to draw sound conclusions on the effects of CAI during running.

Several new studies were included in this systematic review compared to the one published in 2012 by Liu et al. (2012). Liu et al.'s systematic review included six studies for kinematic and for kinetic parameters. However, two studies that did not quantify gait parameters during a steady state (Hass et al., 2010; Wikstrom, Bishop, et al., 2010) and one study that had a poor methodological quality (Spaulding et al., 2003) were included. If these articles are not taken into account, the review included five articles that quantified kinematic parameters during walking or running in a steady state and three for the kinetic parameters. From these studies,

four assessed kinematic parameters during walking and one during running. The three articles included for the kinetic parameters used a walking protocol. In the current systematic review, nine additional studies were included for the kinematic parameters. Of these studies, six assessed the kinematic parameters during walking and seven during running. For the kinetic parameters, four additional studies were included. Of these studies, two assessed the kinetic parameters during walking and two during running. The results of the current systematic review for the kinematic and the kinetic parameters during walking strengthen the results of the previous review. The results for the muscle activity and for the kinetic and kinematic parameters during running allow a better understanding of the impacts of CAI on gait parameters, as muscle activity was not included and only one study quantifying gait parameters during a steady state walking was included in the previous review.

Health care clinicians should aim a treatment modality that limit the chances of sustaining of another ankle sprain and improve the walking and running biomechanics. According to this systematic review's results, the treatment should decrease the ankle and rearfoot inversion, decrease the vertical forces on the lateral part of the foot and decrease peroneus longus activity. Foot orthoses could possibly address these deficits as it has been observed that they have a positive neuromuscular effect on CAI (Richie, 2007), that they can alter foot and ankle kinematics and kinetics (Mills et al., 2010) and that foot orthoses modifications could help modulate lower extremity biomechanics (Moisan & Cantin, 2016). Further studies are needed to assess the effects of foot orthoses on muscle activity, kinematics and kinetics of participants with CAI compared to controls during walking and running.

However, it is possible that these biomechanical changes are not a consequence but a cause of CAI. To properly address the question, a prospective cohort study assessing if patterns

of muscle activity, kinematic and kinetic parameters during walking and running are predictors of development of ankle instability is needed.

Finally, it has also been reported that patients with CAI could demonstrate a rigid cavovarus foot structure (Fortin et al., 2002; Larsen & Angermann, 1990). This foot type is generally caused by an underlying neurological pathology. Some of the previous studies (D. et al., 2016; De Ridder et al., 2013; Drewes et al., 2009b; Hamacher et al., 2016; Hopkins et al., 2012; Lin et al., 2011; Louwerens et al., 1996; Morrison et al., 2010; Nawata et al., 2005; Nyska et al., 2003) did not systematically exclude participants with neurological pathologies. Including these participants increases the groups' heterogeneity and decreases the external results validity as it has been observed that these participants have an altered gait cycle compared to controls (Moon et al., 2016). It is, therefore imperative, for all studies assessing gait biomechanics changes related to CAI, to exclude participants with neurological pathologies. As there is no gold standard neurological procedure to screen participants in gait analysis studies, it is suggested that they should be included or excluded based on their past medical history. However, if researchers have any doubt regarding medical status or if participants present CAI with an abnormal foot posture, such as a cavovarus foot, then a physician should perform a neurological assessment prior to their enrollment in the studies.

Overall, 8/24 studies were scored lower than 70% using the modified Quality Index and were considered as having low to moderate methodological quality. The most frequent methodological limitations were poor external validity and selection bias as most studies failed to identify the source population of their participants, describe how they were selected, if they are representative of the population from which they were recruited and if they were recruited over the same period of time. No specific discrepancies or patterns between the results of the

studies with high methodological scores compared to those with low scores were observed for muscle activity, kinematics and kinetics. However, studies assessing kinetic parameters during walking showed low methodological quality scores, as only one study out of five scored over 67% on the risk of bias assessment. The participants' mean age varying from 20 to 35-year decreases the external validity of the results. The biomechanical changes induced by the CAI in this population may not be generalizable to younger and elderly populations. Further studies are needed to assess the effects of CAI during walking and running for these populations. However, it has been determined that being involved in sports and physical activity is a risk factor to sustain ankle sprains (Doherty et al., 2014). This could perhaps explain the relatively young participants recruited in previous studies. It has also been shown that an increased BMI and a greater body height are risk factors to develop CAI in a young population (Hershkovich et al., 2015).

The overall quality of the original studies is also problematic. For instance, only one study (Chinn et al., 2013) mentioned the duration of CAI signs and symptoms prior to participants' enrollment in the study and it was therefore impossible to determine if biomechanical alterations caused by the CAI differ regarding patients with longstanding CAI. This systematic review found significant clinical heterogeneity across studies. Such disparities can be separated into three categories. The first category is related to discrepancies in the experimental tasks. Some researchers used a treadmill to assess gait parameters, whereas some other quantified these parameters during overground walking or running. Even though the overall patterns of gait are quite similar between overground and treadmill running or walking, it has been shown in previous studies that lower limb muscle activity, kinematics and kinetics differ between these tasks (Lee & Hidler, 2008; Riley et al., 2008). Less dorsiflexor moments,

less knee extensor moments and greater hip extensor moments, combined with changes in muscle activity of the tibialis anterior, hamstrings, vastus medialis and adductor longus were reported for treadmill compared to overground walking (Lee & Hidler, 2008). Differences in knee kinematics, in peak ground reaction forces, in joint moment, and joint power trajectories were identified for treadmill compared to overground running (Riley et al., 2008). However, during walking and running, no differences could be observed in the results of the studies asserted with and without shoes. Further studies quantifying these differences are needed. The second category refers to the conditions in which the participants performed the experimental tasks. Some studies assessed gait parameters while the participants were shod, whereas some others assessed these parameters while they were barefoot. Significant differences in muscle activity, kinematics and kinetics during barefoot and shod walking and running were reported in previous studies (Franklin et al., 2015; Thompson et al., 2015). However, the kinematic models used in the studies could probably explain the differences in foot conditions. Having the participants walk or run barefoot allows to better quantify the foot kinematic parameters. The third category is related to the definition of CAI used by the different authors. As reported by Delahunt et al. (2010), studies in the scientific literature used different inclusion criteria, which lead to a non-homogeneous population. It is therefore difficult to compare the results across studies. The International Ankle Consortium established selection criteria guidelines to follow when researchers assess participants with CAI (Gribble et al., 2013). However, it must be acknowledged that the majority of articles (17/24) included in this systematic review were published before these guidelines became the accepted gold standard. A trend toward an increase in mean methodological quality score, assessed with the modified Quality Index checklist, can be observed for studies published after the establishment of these guidelines (75% vs 71%). All

these differences decrease the external validity of this systematic review's results. Therefore, pooling the data and perform a meta-analysis was not possible.

The principal limitation of this systematic review is the use of the modified Quality Index checklist to assess risk of bias. This checklist has been validated to assess methodological quality of randomized and non-randomized studies of health care interventions and was adapted to fit our research question and objectives. To assess laboratory-based studies, some items of the original Quality Index checklist were removed and methodological scores may not entirely capture the methodological quality of the assessed studies. This checklist was chosen as it is commonly used in the studies to assess risk of bias of laboratory-based studies. However, further studies are needed to validate checklists that are dedicated to the assessment of laboratory-based studies methodological quality.

CONCLUSION

During walking, participants with CAI presented increased ankle and rearfoot inversion, ankle plantarflexion, vertical forces on the lateral part of the foot and peroneus longus muscle activity. During running, kinematic differences are very similar to those observed during walking. However, not enough studies quantified the kinetic parameters and the muscle activity to draw sound conclusions. The principal limitation of the previous studies on CAI is that the definition of CAI differed. Future studies should use the consensus selection criteria of CAI (Gribble et al., 2013) in order to increase the external validity of the results.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest relating to the material presented in this article.

REFERENCES

- Becker, Rosenbaum, Claes, et al. (1997). Dynamic pedography for assessing functional ankle joint instability. *Unfallchirurg, 100*(2), 133-139.
- Buzzi, Stergiou, Kurz, et al. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clin Biomech, 18*(5), 435-443.
- Chinn, Dicharry, & Hertel. (2013). Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Phys Ther Sport, 14*(4), 232-239.
- De Ridder, Willems, Vanrenterghem, et al. (2013). Gait kinematics of subjects with ankle instability using a multisegmented foot model. *Med Sci Sports Exerc, 45*(11), 2129-2136.
- Delahunt, Coughlan, Caulfield, et al. (2010). Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc, 42*(11), 2106-2121.
- Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med, 34*(12), 1970-1976.
- Deschamps, Dingenen, Pans, et al. (2015). Effect of taping on foot kinematics in persons with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*.
- Doherty, Delahunt, Caulfield, et al. (2014). The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sports Medicine, 44*(1), 123-140.

- Downs, & Black. (1998). The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health, 52*(6), 377.
- Drewes, McKeon, Casey Kerrigan, et al. (2009b). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport, 12*(6), 685-687.
- Drewes, McKeon, Paolini, et al. (2009a). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil, 18*(3), 375-388.
- Feger, Donovan, Hart, et al. (2015). Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *J Athl Train, 50*(4), 350-357.
- Fong, Hong, Chan, et al. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med, 37*(1), 73-94.
- Fortin, Guettler, & Manoli. (2002). Idiopathic cavovarus and lateral ankle instability: recognition and treatment implications relating to ankle arthritis. *Foot Ankle Int, 23*(11), 1031-1037.
- Franklin, Grey, Heneghan, et al. (2015). Barefoot vs Common Footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture*.
- Gribble, Delahunt, Bleakley, et al. (2013). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther, 43*(8), 585-591.
- Hamacher D. (2016). Effects of ankle instability on running gait ankle angles and its variability in young adults. *Clin Biomech, In press*.
- Hass, Bishop, Doidge, et al. (2010). Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med, 38*(4), 829-834.

- Herb, Chinn, Dicharry, et al. (2014). Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability. *J Appl Biomech*, 30(3), 366-372.
- Herb, & Hertel. (2015). Shank-rearfoot joint coupling in young adults with chronic ankle instability: a cross-correlation analysis. *J Sports Med Phys Fitness*, 55(6), 639-646.
- Hershkovich, Tenenbaum, Gordon, et al. (2015). A large-scale study on epidemiology and risk factors for chronic ankle instability in young adults. *J Foot Ankle Surg*, 54(2), 183-187.
- Hertel. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability *J. Athl. Train.* (Vol. 37, pp. 364-375).
- Hiller, Kilbreath, & Refshauge. (2011). Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train*, 46(2), 133.
- Hopkins, Coglianese, Glasgow, et al. (2012). Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(2), 280-285.
- Kautzky, Feger, Hart, et al. (2015). Surface Electromyography Variability Measures During Walking: Effects of Chronic Ankle Instability and Prophylactic Bracing. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*, 7(1), 14-22
19p.
- Koldenhoven, Feger, Fraser, et al. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*
- Larsen, & Angermann. (1990). Association of ankle instability and foot deformity. *Acta Orthop Scand*, 61(2), 136-139.

- Lee, & Hidler. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol (1985)*, 104(3), 747-755.
- Lin, Chen, & Lin. (2011). Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. *Am J Sports Med*, 39(9), 2007-2015.
- Liu, Uygun, & Kaminski. (2012). Effect of Ankle Instability on Gait Parameters: A Systematic Review. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*, 4(6), 275-281 277p.
- Louwerens, Hoek Van Dijke, Bakx, et al. (1996). No relation between the position of the rearfoot at the moment of heel contact and chronic instability: A video analysis. *Foot*, 6(1), 30-36.
- Louwerens, van Linge, de Klerk, et al. (1995). Peroneus longus and tibialis anterior muscle activity in the stance phase. A quantified electromyographic study of 10 controls and 25 patients with chronic ankle instability. *Acta Orthop Scand*, 66(6), 517-523.
- Lustosa, Furbino, Cruz, et al. (2011). Analysis of the maximum gluteus activation during women walk with ankle instability. *Fisioterapia em Movimento*, 24(3), 463-470 468p.
- Mills, Blanch, Chapman, et al. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *Br J Sports Med*, 44(14), 1035-1046.
- Moher, Liberati, Tetzlaff, et al. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Med*, 6(7), e1000097.
- Moisan, & Cantin. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait Posture*, 46, 75-80.

- Monaghan, Delahunt, & Caulfield. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech*, 21(2), 168-174.
- Moon, Sung, An, et al. (2016). Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis. *Hum Mov Sci*, 47, 197-208.
- Morrison, Hudson, Davis, et al. (2010). Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot and Ankle International*, 31(11), 994-1000.
- Nawata, Nishihara, Hayashi, et al. (2005). Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *J Orthop Sci*, 10(3), 298-301.
- Nyska, Shabat, Simkin, et al. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *Br J Sports Med*, 37(6), 495-497.
- Richie. (2007). Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. *J Am Podiatr Med Assoc*, 97(1), 19-30.
- Riley, Dicharry, Franz, et al. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*, 40(6), 1093-1100.
- Santilli, Frascarelli, Paoloni, et al. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med*, 33(8), 1183-1187.
- Schmidt, Sauer, Lee, et al. (2011). Increased in-shoe lateral plantar pressures with chronic ankle instability. *Foot Ankle Int*, 32(11), 1075-1080.
- Spaulding, Livingston, & Hartsell. (2003). The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. *Gait Posture*, 17(2), 152-158.

- Stergiou, & Decker. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Hum Mov Sci*, 30(5), 869-888.
- Terada, Bowker, Thomas, et al. (2015). Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Hum Mov Sci*, 40, 154-162.
- Thompson, Lee, Seegmiller, et al. (2015). Kinematic and kinetic comparison of barefoot and shod running in mid/forefoot and rearfoot strike runners. *Gait Posture*, 41(4), 957-959.
- van Rijn, van Os, Bernsen, et al. (2008). What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med*, 121(4), 324-331 e326.
- Waterman, Owens, Davey, et al. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am*, 92(13), 2279-2284.
- Wikstrom, Bishop, Inamdar, et al. (2010). Gait termination control strategies are altered in chronic ankle instability subjects. *Med Sci Sports Exerc*, 42(1), 197-205.
- Wikstrom, Tillman, Chmielewski, et al. (2010). Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scand J Med Sci Sports*, 20(1), e137-e144.
- Wright, Arnold, Ross, et al. (2013). Individuals With Functional Ankle Instability, but not Copers, Have Increased Forefoot Inversion During Walking Gait. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*, 5(5), 201-209 209p.
- Yeung, Chan, So, et al. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med*, 28(2), 112.
- Yokoyama, Matsusaka, Gamada, et al. (2008). Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *J Sports Sci Med*, 7(4), 480-485.

CHAPITRE 4 Article 2: Kinematic, kinetic and electromyographic differences between young adults with and without chronic ankle instability during walking

Ce chapitre inclut le deuxième article de cette thèse été publié dans le « *Journal of Electromyography and Kinesiology* » en 2020 .

Moisan G.¹⁻², Mainville C¹⁻³, Descarreaux M.¹⁻³, Cantin V.¹⁻³ Kinematic, kinetic and electromyographic differences between young adults with and without chronic ankle instability during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2020;51:102399. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102399>

Affiliations des auteurs:

¹Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN).

² Département d'Anatomie, Université de Montréal en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

³Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

Contributions des auteurs :

Gabriel Moisan	Recension des écrits
	Collecte de données
	Analyses statistiques
	Rédaction et soumission de l'article scientifique
Camille Mainville	Collecte de données
	Relecture critique de l'article scientifique
Martin Descarreaux	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique
Vincent Cantin	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique

Résumé en français

L'objectif de cette étude était de quantifier les différences cinématiques, cinétiques et électromyographiques entre des individus avec et sans instabilité chronique de la cheville (CAI) lors d'une marche confortable (CW) et rapide (FW). Vingt et un individus avec et 21 individus sans CAI ont été recrutés pour marcher à CW et FW. Les variables dépendantes étaient l'activité musculaire du moyen fessier, du vaste latéral, du gastrocnémien latéral, du gastrocnémien médial, du long fibulaire et du tibial antérieur ainsi que les angles et moments à la cheville et au genou. Les variables cinématiques, cinétiques et électromyographiques ont été comparées entre les groupes avec une analyse de type « *one-dimensional statistical non-parametric mapping* ». Le groupe avec une CAI n'a présenté aucune différence significative en termes d'angles et de moments de cheville par rapport au groupe contrôle. Cependant, le groupe CAI a présenté moins de rotation externe du genou de 56-100% (CW) et 51-98% (FW) et une augmentation du moment d'abduction du genou de 1-6% et 7-9% (CW) et 1-2% (FW) de la phase de support de la marche. Une diminution de l'activité musculaire du moyen fessier a aussi été observée de 6 à 9% et 99 à 100% de la phase de support pour le groupe avec une CAI. Ces résultats suggèrent des compensations biomécaniques proximales et aideront à mieux comprendre les déficits sous-jacents associés au CAI. Ils indiquent également que, quelles que soient les vitesses de marche, les individus atteints de CAI présentent des différences similaires par rapport aux participants contrôles.

Mots-clés : Instabilité chronique de la cheville; cinématique; cinétique; électromyographie; marche

Abstract

The objective of this study was to quantify the kinematic, kinetic and electromyography differences between individuals with and without chronic ankle instability (CAI) during comfortable (CW) and fast (FW) walking. Twenty-one individuals with CAI and 21 healthy controls were recruited to walk at CW and FW speeds. The dependent variables were gluteus medius, vastus lateralis, gastrocnemius lateralis, gastrocnemius medialis, peroneus longus and tibialis anterior muscles mean activity, ankle and knee angles and moments. Kinematic, kinetic and electromyography variables were compared between groups with a one-dimensional statistical non-parametric mapping analysis. The CAI group exhibited no significant difference for ankle angles and moments compared to the control group. However, the CAI group showed less external knee rotation from 56-100% (CW) and 51-98% (FW) and more knee abduction moment from 1-6% and 7-9% (CW) and 1-2% (FW) of the stance phase. Less gluteus medius muscle activity was also observed from 6 to 9% and 99 to 100% (CW) of the stance phase for the CAI group. These results suggest proximal biomechanical compensations and will help better understand the underlying deficits associated with CAI. They also indicate that regardless of walking speeds, individuals with CAI exhibit similar differences compared to healthy participants.

Keywords: Chronic ankle instability; Kinematics; Kinetics; Electromyography; Walking;

Introduction

Lateral ankle sprains are highly common during sport-related activities (Doherty et al., 2014). It has been estimated that 628 000 ankle sprains are seen each year in the United States emergency rooms (Waterman et al., 2010). However, this number could represent an underestimation of the real incidence of ankle sprains, as up to 64% of people that sustain an ankle sprain do not seek professional health care (Hubbard-Turner, 2019). Among individuals sustaining an ankle sprain, 40-73% will report to incur recurrent episodes (Waterman et al., 2010) and seven years later, up to 72% will report residual disability (Konradsen et al., 2002), such as chronic ankle instability (CAI) (van Rijn et al., 2008). Individuals with CAI present deficits in strength (Hiller, Nightingale, et al., 2011), proprioception (Munn et al., 2010), balance (Munn et al., 2010), postural control (Munn et al., 2010), neuromuscular recruitment (Hoch & McKeon, 2014) and gait biomechanics (Moisan et al., 2017) compared to healthy individuals. During walking, peroneus longus muscle activity seems to be increased before (Koldenhoven et al., 2016) and after initial foot contact for individuals with CAI compared to healthy individuals (Delahunt et al., 2006). This muscle can also exhibit an earlier onset and a longer activity duration (Feger et al., 2015). Even though the results are inconsistent, individuals with CAI can also present altered gluteus medius, tibialis anterior and rectus femoris muscles activity (Moisan et al., 2017). For the kinematic parameters, previous studies reported increased rearfoot (Drewes et al., 2009) and ankle (Delahunt et al., 2006) inversion, increased external tibial rotation (Drewes et al., 2009) and decreased ankle joint dorsiflexion (Chinn et al., 2013). Regarding kinetic parameters, individuals with CAI present a laterally deviated center of pressure and increased lateral forces under the foot compared to healthy individuals (Koldenhoven et al., 2016). The increased rearfoot and ankle inversion could place more load on the lateral part of

the foot, and may explain the kinetic differences (Moisan et al., 2017). The increased peroneus longus activity could represent a protective mechanism to counteract these kinematic and kinetic deficits (Delahunt et al., 2006). However, only a few studies simultaneously quantified the kinematic, kinetic and EMG differences between individuals with and without CAI thereby limiting our understanding of the underlying deficits associated with CAI.

Lower extremity muscle activity (Murley et al., 2014), joint moments (Browning & Kram, 2007), tibio-talar plantarflexion and hallux dorsiflexion at toe off increase (Dubbeldam et al., 2010) at faster walking speeds. In previous studies pertaining to biomechanical effects of CAI, the walking speed was either self-selected or fixed at a comfortable pace for the participants, as shown by a recent systematic review (Moisan et al., 2017). However, even though a higher level of gait disturbance (e.g. faster walking speed) change the variability of the walking spatiotemporal parameters for individuals with CAI compared to healthy individuals (Springer & Gottlieb, 2017), the effects of walking speed on kinematics, kinetics and EMG are still unknown for this population.

The main objective of this study was to quantify the EMG, kinematic and kinetic differences between individuals with and without CAI during walking. The secondary objective was to assess if these differences change when increasing walking speed.

Methods and materials

Participants

Twenty-one individuals with CAI and 21 healthy individuals were recruited to participate to this study (see Table.1). Participants of the control group were gender and age matched with those of the CAI group. Inclusion criteria for the CAI group were based on the recommendations of the International Ankle Consortium (IAC) (Gribble et al., 2014), except

for the confirmation of self-reported ankle instability with one of the three recommended validated questionnaires (Ankle Instability Instrument, Cumberland Ankle Instability Tool or Identification of Functional Ankle Instability). This recommendation could not be followed as none of these questionnaires have been translated and validated in French. Participants with CAI were included if they had at least one significant ankle sprain that occurred more than one year prior to study onset and self-reported functional deficits due to ankle symptoms that were quantified by a score of respectively <90% and <80% on the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) Activity of daily living (ADL) and Sport (S) subscales. The limb with the less stable ankle, subjectively decided by the participants, was evaluated when they had bilateral CAI. Participants reported at least two episodes of ankle “giving way” in the last six months and/or have a feeling of instability. The exclusion criteria for both groups were as follows: having a history of lower extremity surgery or fracture that needed a surgical realignment, history of lower extremity musculoskeletal injury within the last three months, undergoing treatment for CAI or having any condition known to adversely affect gait. Furthermore, participants of the control group never sustained an ankle sprain. Prior to their participation, all subjects gave their written informed consent according to the protocol approved by the University’s ethics committee (CER-16-226-07.21). Participants were recruited among the UQTR students and through the University’s outpatient podiatry clinic between October 2016 and March 2017.

Instrumentation

Surface EMG (sEMG) data were collected using differential Ag sEMG electrodes (Model DE2.1, Delsys Inc, Boston, MA, USA) applied over the gluteus medius, vastus lateralis, gastrocnemius lateralis and medialis, peroneus longus and tibialis anterior. The application of the electrodes was based on the recommendations of SENIAM (Hermens et al., 2000). Local

impedance was reduced by shaving, gently abrading with fine-grade sandpaper and wiping the skin with alcohol swabs. A reference electrode was placed over the ipsilateral anterior superior iliac spine. EMG signals were differentially amplified (AMT-8, CMRR of 92 dB at 60 Hz, input impedance of 10 GW; 12-bit A/D converter) and sampled at 1000 Hz. Kinematic data were recorded at a sampling rate of 100 Hz using a three-dimensional active motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, Ontario, Canada). Light-emitting diodes markers were positioned on the tested limb of each subject on the following anatomical landmarks: a) greater trochanter, b) distal 1/3 of the lateral part of the thigh (3-marker rigid plate), c) lateral femoral epicondyle, d) distal 1/3 of the lateral part of the leg (3-marker rigid plate) e) lateral malleolus, f) fifth metatarsal head. A digitizing pointer was used to create virtual markers on the medial femoral epicondyle and the medial malleolus. Ground reaction forces data were recorded at a sampling rate of 1000 Hz with a force platform (Bertec Corp, OH, USA) embedded in the floor on the participants' path. Walking speed was recorded with electronic photocells timing gates (Brower Timing System, USA) positioned 1.35 meters before and after the force platform.

Protocol

First, the participants had to fill the FAAM-ADL, FAAM-S (Borloz et al., 2011), International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (Criniere et al., 2011) and the written informed consent form. They also reported the number of sustained ankle sprains and the time since the last sprain. To quantify the participants' foot morphology, the Foot Posture Index (FPI) (Redmond et al., 2006) was used. The experimental protocol consisted of walking on a 5-meter walkway at self-selected comfortable (CW) and fast (FW) walking speeds. During the FW trials, the participants had to walk as fast as they could without running. All participants wore the same shoe model (Athletic Works, Model: Rupert), but in their proper shoe size. Walking speed order

was randomized across participants. Before the dynamic trials were completed, a static trial was recorded in order to create the hip/knee/ankle/foot segments and calculate knee and ankle angles and moments. To familiarize themselves with the experimental protocol, all participants were instructed to perform 10 familiarization trials using a midgait protocol. Then, five trials were performed during which walking speed was recorded and averaged. Finally, five trials were performed. This protocol was completed at CW and FW. Trials were rejected and immediately retaken when speed exceeded $\pm 5\%$ of the mean speed previously determined, if the foot was not entirely on the force platform, or if participants adapted their stride length or frequency in an attempt to hit the force platform.

Data processing

Kinematic and kinetic data were processed using Visual3D software (C-motion, Inc., Germantown, MD, USA). Kinematic data were low-pass filtered using a dual-pass, fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz. To establish an anatomical model of the lower extremity, the Calibrated Anatomical System Technique was adopted (Cappozzo et al., 1995). The knee and ankle joints centers were respectively defined by calculating the mid-point between the medial and lateral femoral epicondyles and the mid-point between the medial and lateral malleoli. Knee joint angles were calculated using a Cardan sequence with order of X (extension/flexion), Y (adduction/abduction), and Z (internal/external rotation). As one marker was present on the foot, only the sagittal plane ankle angle (X) was calculated and the static trial ankle angle was determined as the 0° of the joint. Internal joint moments at the knee and ankle were calculated using inverse dynamics. Joint angles and moments were resolved in the proximal segment coordinate system. The ground reaction forces (GRF) data were low-pass filtered by a dual-pass, fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 50 Hz and the

vertical component of the GRF, with a threshold set at 10 Newtons, was used to determine the initial and final foot contact. The EMG data were analyzed using a custom MATLAB file (Mathworks, Inc., Natick, MA). They were digitally filtered with a zero phase lag, bi-directional, 10 to 450 Hz bandpass fourth-order Butterworth filter. Analyses were performed on the Root Mean Square (RMS) of these data, calculated with a moving window of 100 ms width with an overlap of 50 ms. RMS data of each muscle were normalized with the mean peak RMS amplitude of all FW trials.

Analysis

The Shapiro-Wilk test value was used to evaluate the baseline characteristic distribution. Mann-Whitney tests were performed with a level of statistical significance set at $p < 0.05$ to compare the CAI and control groups, as the data were not normally distributed. Walking speeds were compared between groups using one-way repeated measures ANOVA (2 groups X 2 speeds) on the log-transformed data. To evaluate the distribution of the EMG, kinematic and kinetic data, the D'Agostino-Pearson test was used. To compare the between groups effects, a curve analysis was performed using one-dimensional statistical non-parametric mapping. Each individual stance phase was normalized to 100%. The non-parametric permutation method test (SnPM) was used to compare the differences between each normalized point of the curves (Nichols & Holmes, 2002; Pataky et al., 2015) with a threshold of $\alpha = 5\%$. The individual probability that each supra-threshold cluster could have resulted from an equivalently smooth random process was determined. When supra-threshold clusters were observed, the highest Cohen's d effect size was calculated. The analyses were conducted using the open-source code (www.spm1d.org) with Python software (Version 2.7).

Results

Descriptive data

No between group difference was found for age ($p=0.76$), height ($p=0.48$), weight ($p=0.35$), body mass index ($p=0.21$) and FPI scores ($p=0.39$). The CAI group exhibited a higher IPAQ score (CAI: 2125 ± 1468 met-min/week vs Control: 1566 ± 1765 met-min/week, $p=0.04$) and number of sustained ankle sprains (CAI: 5.6 ± 5.4 sprains vs Control: 0 ± 0 sprain, $p<0.01$) and a decrease of FAAM-ADL (CAI: 86.4 ± 4.5 vs Control: 100 ± 0 , $p<0.01$) and FAAM-S (CAI: 69.6 ± 8.0 vs Control: 100 ± 0 , $p<0.01$) scores compared to the control group. There was no significant group X speed interaction ($p=0.251$). However, speed and group effects were observed according to which FW trials were faster than CW trials ($p<0.01$) and the CAI participants walked slower than the controls ($p<0.01$).

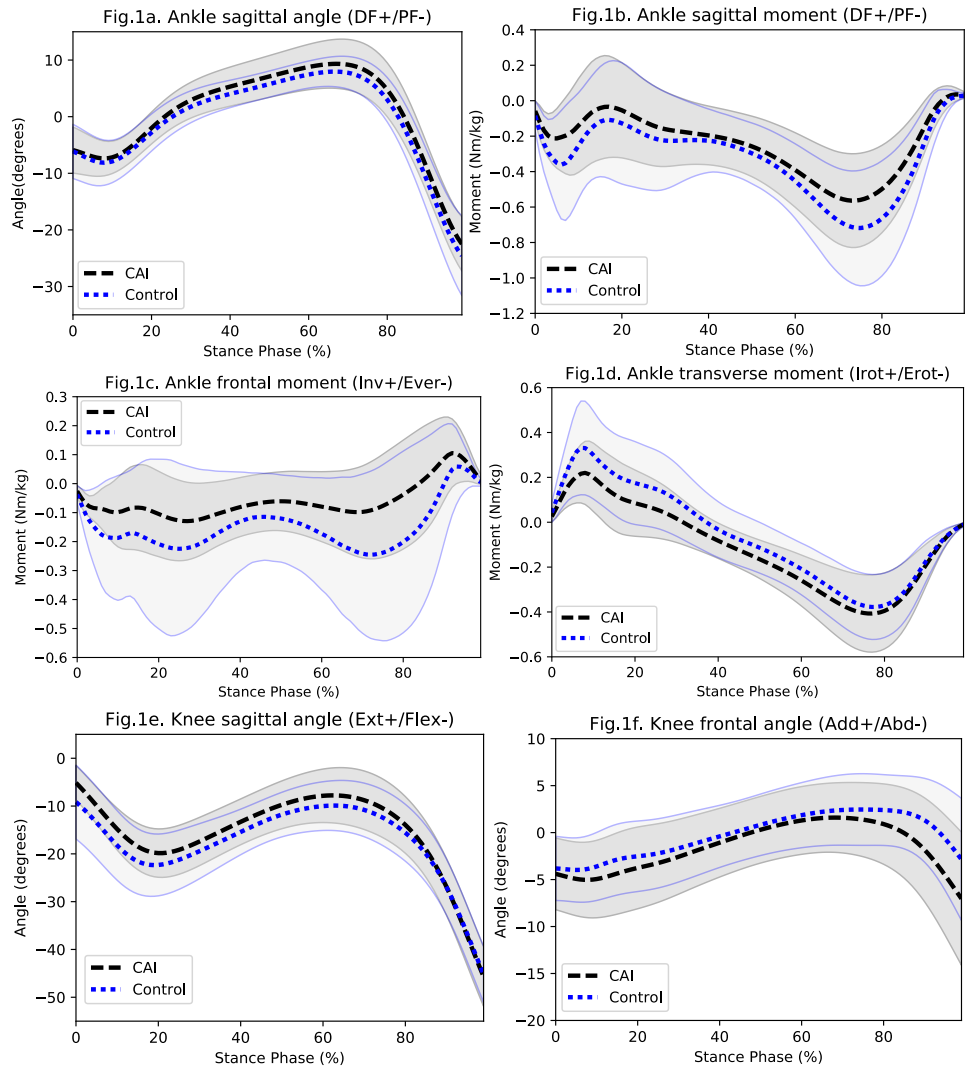
Kinematic and kinetic data

Technical difficulties with the kinematic measurements for one participant of the CAI group led to this dataset being removed from the kinematic and kinetic analyses. Graphical representations of kinematic and kinetic patterns are presented in Figure 4.1 and Figure 4.2.

During CW, no significant difference was found for the ankle sagittal angle, ankle moments, sagittal and frontal knee angles and sagittal and transverse knee moments. For the knee transverse angle, the CAI group exhibited a decreased external rotation during 56-100% of the stance phase ($p<0.01$, $d=-0.9$) compared to the control group (see Figure 4.1g). For the knee frontal moment, an increased abduction moment during 1-6% ($p<0.01$, $d=1.2$) and 7-9% ($p=0.02$, $d=1.0$) of the stance phase for the CAI group (see Figure 4.1i).

During FW, no significant difference was found for the ankle sagittal angle, ankle moments, knee sagittal and frontal angles, knee sagittal and transverse moments. For the knee transverse angle, the CAI group exhibited a decreased external rotation during 51-98% of the

stance phase ($p < 0.01$, $d = -0.8$) compared to the control group (see Figure 4.2g). For the knee frontal moment, an increase abduction moment was found for the CAI group during 1-2% of the stance phase ($p = 0.02$, $d = 1.0$) (see Figure 4.2i).



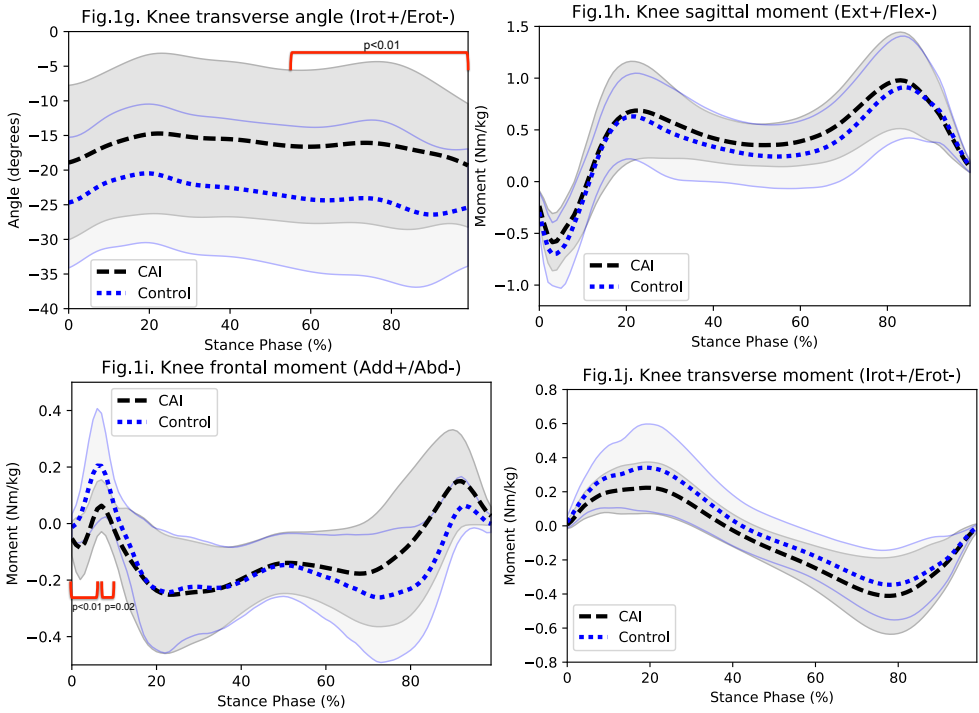
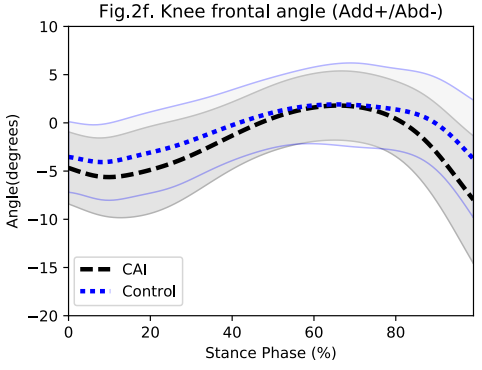
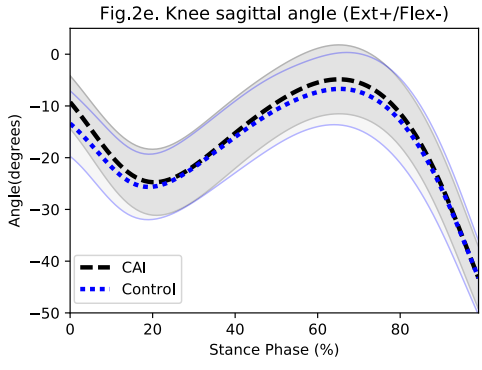
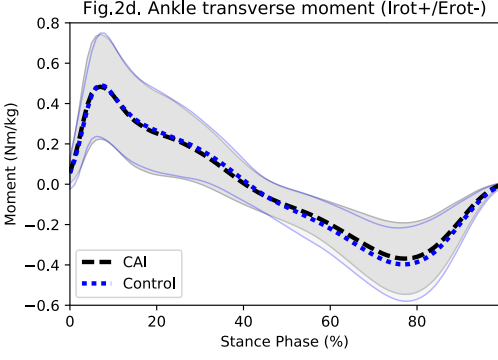
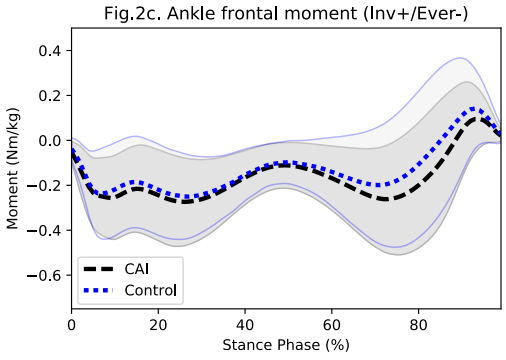
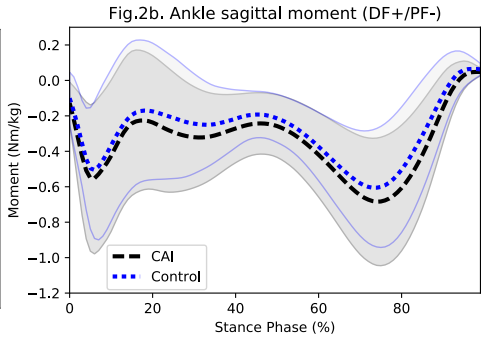
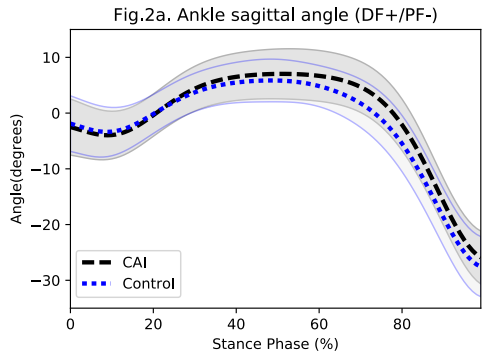


Figure 4.1 Ankle and knee angles and moments during comfortable walking
 * Means of the CAI (black) and Control (blue) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines.

Captions:

- DF=Dorsiflexion
- PF= Plantarflexion
- Inv= Inversion
- Ever= Eversion
- Irot= Internal rotation
- Erot= External rotation
- Ext= Extension
- Flex= Flexion
- Add= Adduction
- Abd= Abduction



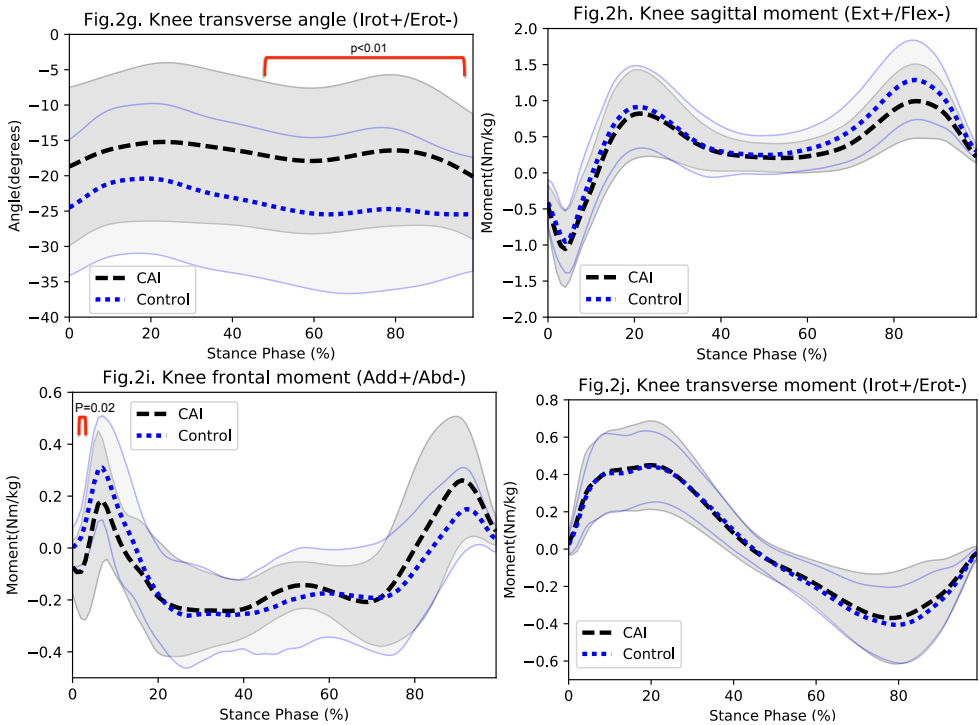


Figure 4.2 Ankle and knee angles and moments during fast walking

* Means of the CAI (black) and Control (blue) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines.

Captions:

- DF= Dorsiflexion
- PF= Plantarflexion
- Inv= Inversion
- Ever= Eversion
- Irot= Internal rotation
- Erot= External rotation
- Ext= Extension
- Flex= Flexion
- Add= Adduction
- Abd= Abduction

EMG data

Graphical representations of EMG patterns are presented in Figure 4.3. During CW, the CAI group exhibited a decreased gluteus medius muscle activity from 6 to 9% ($p=0.02$, $d=-1.0$) and 99 to 100% ($p=0.03$, $d=-0.9$) of the stance phase compared to the control group (see Figure 4.3.a). No significant difference was found for all other muscles at CW and all muscles at FW.

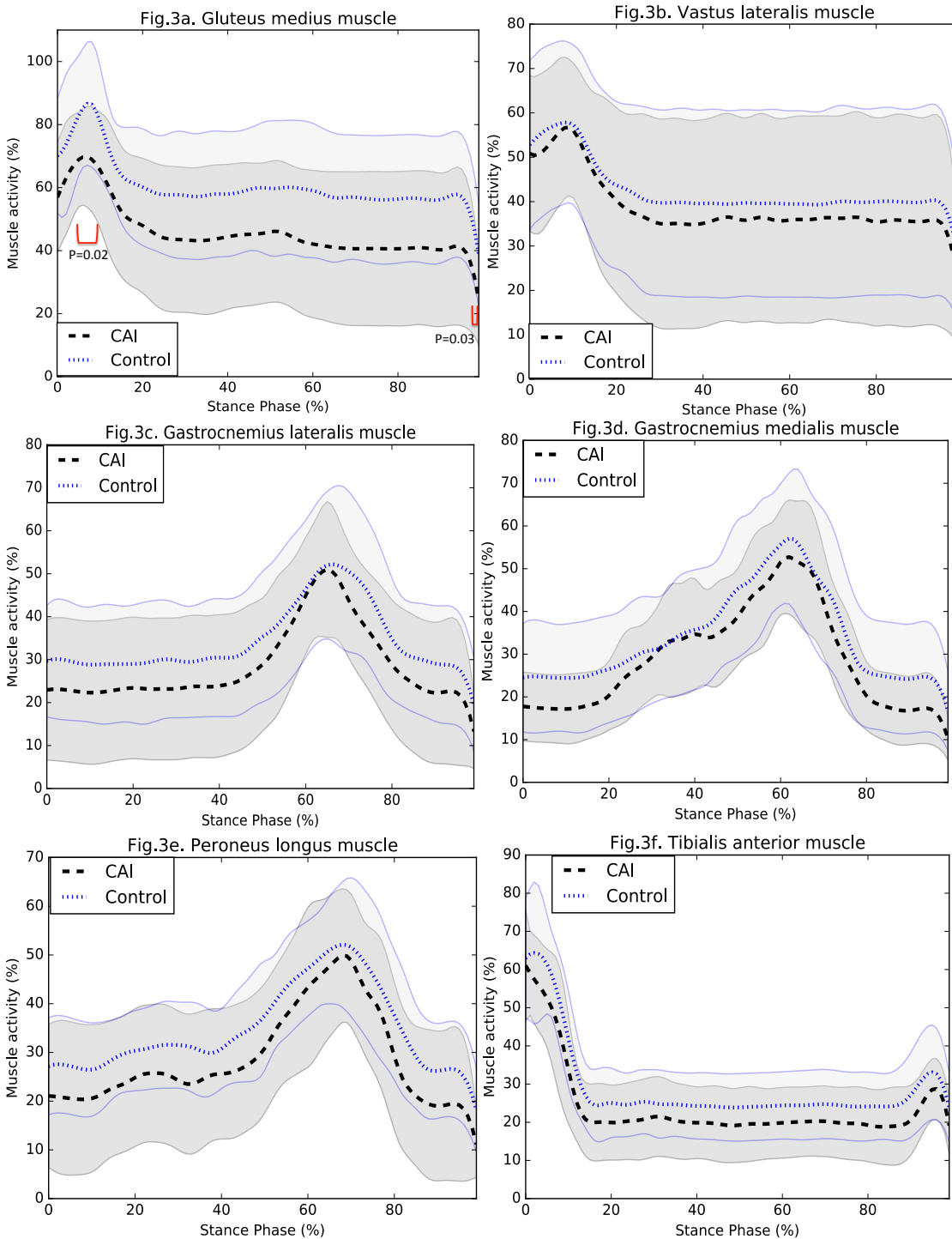


Figure 4.3. EMG differences between CAI and control groups during comfortable walking
 * Means of the CAI (black) and Control (blue) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines.

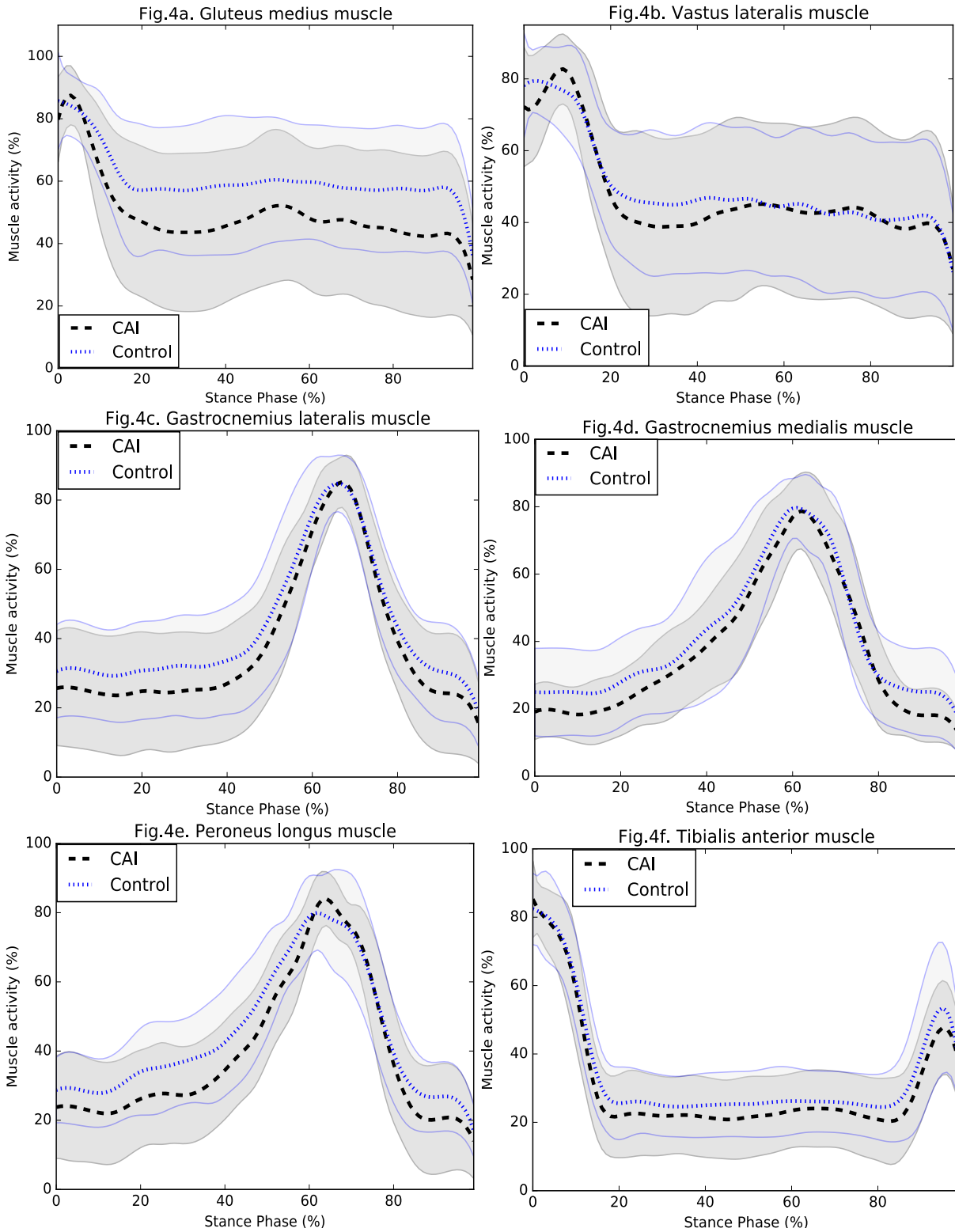


Figure 4.4. EMG differences between CAI and control groups during fast walking

* Means of the CAI (black) and Control (blue) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines.

Discussion

This study aimed to quantify the biomechanical differences between individuals with and without CAI during shod walking at comfortable and fast speeds. No significant difference was found for the sagittal ankle angle and ankle moments when comparing the CAI and the control groups. These results contradict those of Chinn et al. (2013) that showed less ankle dorsiflexion from 42 to 51% of the gait cycle and those of Monaghan et al. (2006) that found that participants with CAI exhibited an evertor moment during the stance phase whereas the healthy participants were experiencing an invertor moment. However the contradiction between our results and those of previous studies could possibly be explained by the fact that participants in the Chinn et al. (2013) study had to walk on a treadmill and those of the Monaghan et al. (2006) study had to walk barefoot. Indeed, previous studies showed significant kinematic differences between shod/barefoot (Franklin et al., 2015) and overground/treadmill walking (Lee & Hidler, 2008).

For the knee, a significant decrease in external rotation was observed during CW (56-100%) and FW (51-98%) for the CAI group compared to the control group. These results suggest that the knee is less externally rotated during the latter portion of the midstance until the end of the propulsion phases. These results contradict those of Drewes et al. (2009) that found increased external rotation of the tibia during barefoot treadmill walking and those of Monaghan et al. (2006) that found no knee angles difference between CAI and control participants. However, the decreased knee external rotation could be of clinical significance as there was as high as 9 degrees of difference between groups with high effect sizes. Such a difference could

alter the foot position during walking and may be one of the contributing factors of the recurrent sprains for individuals with CAI. This decreased knee external rotation could perhaps be explained by the decreased gluteus medius muscle activity, one of the primary hip external rotator. However, contrary to our finding, Koldenhoven et al. (Koldenhoven et al., 2016) observed an increased gluteus medius activity and hypothesized that it could represent an attempt for individuals with CAI to generate a wider base of support or stabilize the lower limb during walking. The results of the current study are inconsistent with such hypothesis and therefore further studies are needed to investigate the relationship between gluteus medius muscle function, lower limb kinematics and foot placement during walking. Furthermore, the CAI group had increased knee abduction moment during the first portion of the contact phase at CW and FW. A previous study quantified the knee moments for CAI compared to healthy participants during walking and found no difference during barefoot overground walking (Monaghan et al., 2006). However, the results of the current study could be of clinical significance as the maximum mean difference reached -124% (at 4% of the stance phase) at comfortable speed and -316% (at 2% of the stance phase). The decreased gluteus medius muscle activity and knee external rotation and increased knee abduction moment could represent proximal compensations for individuals with CAI which is consistent with a previous study that found that individuals with CAI exhibit proximal joint compensations during dynamic tasks (Terada et al., 2014). However, it is still unknown if these biomechanical changes are a consequence or a cause of CAI. Finally, the results of this study are of importance as they improve our understanding of the underlying biomechanical deficits associated with CAI during walking.

A recent systematic review observed high heterogeneity between experimental protocols of previous studies pertaining to the biomechanical deficits associated with CAI during walking and running (Moisan et al., 2017). Participants either walked or ran at a comfortable self-selected or predetermined speed but no study quantified the biomechanical differences when changing speed. This systematic review found that the biomechanical deficits associated with CAI were highly similar when comparing two locomotion tasks biomechanics: walking and running. The results of the current study are in line with those of the systematic review. Indeed, when comparing the kinematic and kinetic effects during CW and FW, the results were highly similar. The only discrepancy was for the EMG effects. However, even though the decreased gluteus medius muscle activity was not statistically significant during FW, a 15% decreased activity with a Cohen's d of -0.6 was observed. This difference would most likely be significant if the number of participants was greater. These suggest that regardless of the walking speed, individuals with CAI exhibit similar deficits. This could be of great impact in clinical contexts as clinicians will be able to better target the biomechanical deficits associated with CAI during rehabilitation.

The first limitation of this study is the foot kinematic model used. As one marker was positioned on the foot, only the sagittal ankle motion was quantified. It is possible that significant differences in the frontal and transverse planes were present but cannot be observed with this experimental set-up. The second limitation is that a higher IPAQ score was observed for the CAI group; it is possible that more active individuals could better compensate the biomechanical deficits associated with CAI during walking. The third limitation is that the contralateral limb's biomechanics was not assessed in this study. Individuals with CAI could exhibit biomechanical compensatory strategies to the uninjured limb but cannot be observed.

Conclusion

Individuals with CAI did not show any significant kinematic and kinetic differences at the ankle joint. However, an increased knee abduction moment and a decreased knee external rotation and gluteus medius muscle activity were observed for participants with CAI compared to healthy participants. These results suggest that individuals with CAI exhibit proximal compensations during walking at CW and FW and could help researchers and clinicians to better target the deficits associated with CAI during rehabilitation.

Conflict of interest statement

The authors declare that they have no conflict of interest relating to the material presented in this article.

References

- Borloz, Crevoisier, Deriaz, et al. (2011). Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 40.
- Browning, & Kram. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1632-1641.
- Cappozzo, Catani, Croce, et al. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*, 10(4), 171-178.
- Chinn, Dicharry, & Hertel. (2013). Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Phys Ther Sport*, 14(4), 232-239.

- Criniere, Lhomme, Caille, et al. (2011). Reproducibility and validity of the French version of the long international physical activity questionnaire in patients with type 2 diabetes. *J Phys Act Health*, 8(6), 858-865.
- Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med*, 34(12), 1970-1976.
- Doherty, Delahunt, Caulfield, et al. (2014). The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med*, 44(1), 123-140.
- Drewes, McKeon, Paolini, et al. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil*, 18(3), 375-388.
- Dubbeldam, Buurke, Simons, et al. (2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clin Biomech*, 25(8), 796-801.
- Feger, Donovan, Hart, et al. (2015). Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *J Athl Train*, 50(4), 350-357.
- Franklin, Grey, Heneghan, et al. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture*, 42(3), 230-239.
- Gribble, Delahunt, Bleakley, et al. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train*, 49(1), 121-127.

- Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, et al. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hiller, Nightingale, Lin, et al. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 45(8), 660.
- Hoch, & McKeon. (2014). Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 46(3), 546-556.
- Hubbard-Turner. (2019). Lack of Medical Treatment From a Medical Professional After an Ankle Sprain. *J Athl Train*.
- Koldenhoven, Feger, Fraser, et al. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4), 1060-1070.
- Konradsen, Bech, Ehrenbjerg, et al. (2002). Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 12(3), 129.
- Lee, & Hidler. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol (1985)*, 104(3), 747-755.
- Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*, 52, 381-399.
- Monaghan, Delahunt, & Caulfield. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech*, 21(2), 168-174.
- Munn, Sullivan, & Schneiders. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 13(1), 2-12.

- Murley, Menz, & Landorf. (2014). Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds. *Gait Posture*, 39(4), 1080-1085.
- Nichols, & Holmes. (2002). Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples. *Human Brain Mapping*, 15(1), 1-25.
- Pataky, Vanrenterghem, & Robinson. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1277-1285.
- Redmond, Crosbie, & Ouvrier. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*, 21(1), 89-98.
- Springer, & Gottlieb. (2017). Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 316.
- Terada, Pietrosimone, & Gribble. (2014). Alterations in neuromuscular control at the knee in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 49(5), 599-607.
- van Rijn, van Os, Bernsen, et al. (2008). What Is the Clinical Course of Acute Ankle Sprains? A Systematic Literature Review. *The American Journal of Medicine*, 121(4), 324-331.e327.
- Waterman, Owens, Davey, et al. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am*, 92(13), 2279-2284.

CHAPITRE 5 Article 3: Unilateral jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability

Ce chapitre inclut le troisième article de cette thèse sous presse dans le « *Journal of Science and Medicine in Sport* ».

Moisan G.¹⁻², Mainville C.¹⁻³, Descarreaux M.¹⁻³, Cantin V.¹⁻³. Unilateral jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2019. Sous presse. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.11.003>

Affiliations des auteurs:

¹Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN).

² Département d'Anatomie, Université de Montréal en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

³Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

Contributions des auteurs :

Gabriel Moisan	Recension des écrits
	Collecte de données
	Analyses statistiques
	Rédaction et soumission de l'article scientifique
Camille Mainville	Collecte de données
	Relecture critique de l'article scientifique
Martin Descarreaux	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique
Vincent Cantin	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique

Résumé en français

Objectif: L'objectif de cette étude est d'évaluer les différences biomécaniques (cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG)) entre des individus avec et sans CAI lors d'atterrissages d'un saut unipodal.

Méthodes: Les données cinématiques, cinétiques et EMG de 32 participants atteints de CAI et 31 participants sains ont été enregistrées lors d'atterrissages d'un saut latéral maximal unipodal (SIDE) et de sauts antérieurs unilatéraux d'une hauteur prédéterminée sur trois différentes surfaces (plane (DROP), instable (FOAM) et inclinée (WEDGE)). Chaque participant devait compléter cinq essais de chaque tâche dans un ordre aléatoire. Pour comparer les différences biomécaniques entre les deux groupes, la méthode « *one-dimensional statistical non-parametric mapping* » a été utilisée.

Résultats: Comparativement au groupe contrôle, le groupe CAI présentait une augmentation de l'activité musculaire du biceps fémoral durant les phases de préactivation et d'atterrissage, une diminution de l'activité musculaire du moyen fessier et long fibulaire durant la phase de préactivation et une augmentation du moment d'extension du genou durant la phase d'atterrissage de la tâche WEDGE. Le groupe CAI présentait également une augmentation de la dorsiflexion de la cheville lors de la phase d'atterrissage de la tâche FOAM et une diminution de l'activité musculaire du vaste latéral durant la phase de préactivation de la tâche DROP. Finalement, le groupe CAI présentait une diminution de l'activité musculaire du biceps fémoral durant les phases de préactivation et d'atterrissage et du moyen fessier lors de la phase de préactivation durant la tâche SIDE comparativement au groupe contrôle.

Conclusion: Les individus atteints d'une CAI présentent des différences biomécaniques lors d'un atterrissage d'un saut unipodal comparativement à des individus sains. Les résultats de

cette étude vont améliorer notre compréhension des déficits sous-jacents associés à la CAI et aideront les chercheurs et les cliniciens à mieux les cibler pendant la réadaptation.

Mots-clés: Électromyographie; cinématique; cinétique; locomotion; biomécanique

Abstract

Objective: To assess the neuromechanical (kinematic, kinetic and electromyographic (EMG)) differences between individuals with and without chronic ankle instability (CAI) during unilateral jump landing.

Design: Case-control study

Methods: Kinematic, kinetic and EMG data of 32 participants with CAI and 31 control participants were collected during unilateral side jump landing (SIDE) and unilateral drop landing on three surfaces (even (DROP), unstable (FOAM) and laterally inclined (WEDGE)). Each participant had to complete five trials of each task in a randomised sequence. To compare the neuromechanical differences between groups, a one-dimensional statistical non-parametric mapping analysis was performed.

Results: Compared to the control group, the CAI group exhibited increased biceps femoris muscle activity during the preactivation and landing phases, decreased gluteus medius and peroneus longus muscles activity during the preactivation phase and increased knee extension moment during the landing phase of the WEDGE task. The CAI group also exhibited increased ankle dorsiflexion during the landing phase of the FOAM task and decreased vastus lateralis muscle activity during the preactivation phase of the DROP task. Finally, the CAI group exhibited decreased biceps femoris muscle activity during the preactivation and landing phases and decreased gluteus medius muscle activity during the preactivation phase of the SIDE task compared to the control group.

Conclusions: Individuals with CAI present neuromechanical differences during unilateral jump landing compared to healthy individuals. The results of this study will improve our

understanding of underlying deficits associated with CAI and will help researchers and clinicians to better target them during rehabilitation.

Keywords

Electromyography; kinematics; kinetics; locomotion; neuromechanics

Practical implications

- Individuals with CAI exhibit task-related neuromechanical deficits during unilateral jump landing.
- The decreased peroneus longus muscle activity during the WEDGE could make the individuals with CAI more at risk of sustaining a lateral ankle sprain.
- Individuals with CAI exhibit neuromechanical deficits at the ankle and knee joints during unilateral jump landing.

Introduction

Lateral ankle sprain (LAS) is a common injury that occurs during sports with jump landing, cutting and running such as volleyball, basketball, football and soccer, representing more than 15% of all injuries (Hootman et al., 2007). Up to 42% of the individuals sustaining a LAS will report a recurrent episode in the 48-month period following the first injury (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). Of all the individuals that sustain a LAS, up to 74% will report feeling of functional impairments and these individuals are likely to develop chronic ankle instability (CAI) (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). Most individuals with CAI will develop functional limitations such as deficits in proprioception (Munn et al., 2010), postural control (Munn et al., 2010) and neuromuscular recruitment (Hoch & McKeon, 2014) that will predispose them to sustain a recurrent LAS (Gribble et al., 2016), develop long-term joint degenerative sequelae such as post-traumatic ankle osteoarthritis (Hintermann et al., 2002) and decrease their physical activity level (Hubbard-Turner & Turner, 2015) and health-related quality of life (Arnold et al., 2011). These deficits may contribute to alter the neuromechanics of specific sport-related maneuvers such as unilateral jump landing (Simpson, Stewart, Macias, et al., 2019) during which individuals with CAI exhibit greater ankle dorsiflexion (Caulfield & Garrett, 2002) and inversion (Delahunt et al., 2006), greater knee flexion (Caulfield & Garrett, 2002), lower peroneus longus muscle preactivation (Delahunt et al., 2006) and greater peak vertical ground reaction forces (Caulfield & Garrett, 2004). The effects of having a CAI on ankle and knee joints moments during unilateral jump landing have yet to be determined.

Most studies exploring unilateral jump landing neuromechanics in individuals with CAI investigated landing on a level surface (Simpson, Stewart, Macias, et al., 2019) even though they can laterally sprain their ankles on surfaces with a variety of hardness or inclination. During

jump landing on a laterally inclined (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019) or an unstable (Prieske et al., 2013) surface, lower-limb neuromechanics is altered which may predispose individuals with CAI to sustain recurrent LAS. Investigating lower-limb neuromechanics during more challenging and clinically meaningful jump landing tasks is essential to improve clinicians' and researchers' understanding of the underlying landing adaptations in CAI. Increased knowledge about CAI underlying neuromechanics could help target deficits associated with CAI and ultimately inform the development of more specific and patient-oriented treatment rehabilitation programs.

The purpose of this study was to investigate the neuromechanical differences between individuals with and without CAI during unilateral jump landing on level, unstable and laterally inclined surfaces.

Methods

Thirty-two individuals with CAI and thirty-one healthy controls (matched according to age, sex and body mass index) were recruited among students and staff of the Université du Québec à Trois-Rivières in Canada, but also through the university's outpatient podiatry clinic and advertisement on social media. The sample size was determined a-priori from two previous studies that assessed jump landing kinematics and EMG on an inclined surface (Li et al., 2018; Li et al., 2018) with G-Power software (Version 3.1, Kiel, Germany). It was determined that for ankle inversion, peroneus longus preactivation and knee flexion, a total of 38 to 58 participants was necessary to obtain alpha, beta and Cohen's d effect size of respectively 0.05, 0.2 and 0.75 to 0.94. A sample size of 63 participants was chosen to still have adequate power in case of technical difficulties and due to the statistical analyses differences with the current study. All participants of the CAI group met the following criteria, based on the International Ankle

Consortium statement (Gribble et al., 2014): (1) A history of one or more LAS that occurred more than 12 months prior to the study onset, (2) a history of ankle giving way and/or having recurrent LAS and/or perceive the ankle as unstable, (3) a score of respectively <90% and <80% for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) Activity of daily living (ADL) and Sport (S) subscales. Participants of the control group never sustained LAS. Exclusion criteria for both groups were: (1) a history of a previous surgery to the lower extremity musculoskeletal structures, (2) a history of a fracture that required surgical realignment, (3) a lower extremity musculoskeletal injury in the 3-month period prior to the experimentations, (4) a history of any known condition that could affect walking and jump landing neuromechanics. All participants were age 18 to 45. Group demographics are shown in Table 5.1.

Group	CAI	Control
Gender ratio (M/F)	11/21	11/20
Age (years)	25.3 (\pm 5.2)	23.7 (\pm 4.0)
Weight (kg)	72.3 (\pm 12.4)	67.1 (\pm 11.7)
Height (m)	1.68 (\pm 0.09)	1.70 (\pm 0.08)
Foot posture index	4.9 (\pm 3.3)	3.4 (\pm 3.5)
Last sprain (yr)	2.1 (\pm 2.5)	--
Previous sprains	4.8 (\pm 3.9)	--
FAAM-ADL (%)	83.2 (\pm 8.4)*	100 (\pm 0)*
FAAM-Sport (%)	61.8 (\pm 10.0)*	99.76 (\pm 1.1)*
IPAQ (MET-min/week)	3395 (\pm 3100)	2542 (\pm 2057)

Captions:

Significant between-group differences are identified with *

Table 5.1. Descriptive data

Kinematic data were collected at a sampling frequency of 100 Hz with an active three-dimensional motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, Ontario, Canada). Four 3-marker rigid plates were placed on the sacrum, the distal one third of the thigh, the distal one third of the leg and on the posterior aspect of the calcaneum with a heel plate and a wand (Moisan et al., 2019). A rectangular hole of approximately 30mm x 30mm was cut in the shoe heel counter (Athletic Works, Model: Rupert) over a standardised location to allow the insertion of the wand into the heel plate. During a static trial, a digitising probe was used to create virtual markers on the bilateral anterior superior iliac spines, bilateral posterior superior iliac spines, greater trochanter, lateral and medial femoral epicondyles, fibular head, tibial tuberosity, medial and lateral malleoli, proximal posterior surface of calcaneus, distal attachment of the Achilles' tendon, sustentaculum tali and fibular tubercle. A force plate (Bertec Corp, OH, USA) embedded in the floor was used to measure ground reaction forces at a sampling rate of 2000 Hz. A 3.8cm x 3.8cm footswitch (Trigno 4-Channel FSR Adapter, Boston, USA) was also positioned in the shoe, under the tested limb's heel for event detection. EMG data were collected at a sampling rate of 2000 Hz using a wireless surface EMG system (Delsys Trigno, Boston, USA). The gluteus medius, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, gastrocnemius lateralis, gastrocnemius medialis, peroneus longus and tibialis anterior muscle activities were recorded using the electrodes placement suggested in the SENIAM's recommendations (Hermens et al., 2000). The electrodes were made of 99% silver contact material and had a four-bar formation and a dimension of 27mm x 37mm x 15mm. The inter-electrode distance was 10mm, the common noise removal ratio of the amplifier was >80dB and

a 16 bits A/D converter was used. The gain was 1000 and the maximum inraelectrode impedance was 6 kOhm.

All participants filled the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) and Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) Sport (S) and Activity of Daily Living (ADL) subscales. They also reported the number of sustained LAS, the time since the last LAS and the frequency of ankle giving way. The Foot Posture Index (FPI) (Redmond et al., 2006) was used to assess the participants' foot morphology. All participants gave their written informed consent according to the protocol ethics certification approved by the university ethics committee (CER-18-244-07.04). Descriptive data were collected for all participants (see Table 5.1). In case of bilateral CAI, the leg with the less stable ankle, subjectively decided by the participants, was used to complete the experimental protocol. First, a static trial was recorded for all participants. Then four tasks were completed in a random order across participants: Unilateral maximal side jump landing (SIDE), unilateral drop landing (DROP), unilateral drop landing on an unstable surface (FOAM) and unilateral drop landing on a 25-degree laterally inclined surface (WEDGE). During the SIDE task, the participants were asked to stand on the tested leg, to push off and jump laterally to reach the maximal distance and land with the same leg on a force plate. For the FOAM, WEDGE and DROP tasks, the participants had to stand on a 46 cm high platform. Then they had to propel themselves with the contralateral leg and land with the tested leg. Although most studies used a lower platform of 30 to 40 cm (Caulfield & Garrett, 2002; Caulfield & Garrett, 2004; De Ridder et al., 2015; Delahunt et al., 2006; Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019; Wright et al., 2016), it was chosen for this study to increase the tasks' difficulty by using a higher platform. For the DROP task, participants landed directly on the centre of a force plate. For the FOAM task, they landed on a 10 cm foam pad on top of a force

plate. For the WEDGE task, they landed on a 25 degrees laterally inclined wood surface placed over the force plate. For all tasks, the participants were asked to always face forward, put their hands on their waist and stay in balance on the landing surface for two seconds. Trials were rejected and immediately retaken if the foot moved after the landing and if the participants lost balance or used hands to restore balance. Participants had to complete five trials of each task for a total of 20 trials.

All data were imported and processed using Visual 3D software (C-motion, Inc., Germantown, MD, USA). Kinematic markers trajectories were filtered at 6 Hz and force plate data at 50 Hz with a zero-lag, fourth-order, low-pass Butterworth filter. Local coordinate systems for the ankle, knee and hip were defined. Ankle and knee joints angles were computed with an X-Y-Z order of rotations. Rotation around the X-axis was defined as extension (+) and flexion (-), rotation around the Y-axis as adduction (+) and abduction (-) and around the Z-axis as internal rotation (+) and external rotation (-). Ankle and knee joints internal moments were computed using inverse dynamics, resolved in the proximal segment coordinate system and normalised to body mass. EMG data were filtered with a zero-lag 20-450 Hz bandpass, fourth-order Butterworth filter and were smoothed using a root mean square (RMS) algorithm with a 100 ms moving window. Each muscle was normalised to the average peak RMS activity during the five trials of each task and all EMG activations are reported as percentage of this reference value. Joint angles and moments were normalised to 0 to 100% of the landing phase (from the initial contact to the maximal knee flexion). EMG data were quantified during the landing and the preactivation (from heel off to initial contact) phases and were normalised to 0 to 100% of each phase. Initial contact was determined with the force plate using a 10N threshold (Moisan et al., 2019) and the heel lift was determined with the footswitch under the heel.

Between-group comparisons of the baseline characteristics that were normally distributed according the Shapiro-Wilk test were performed with an independent t-test. Mann-Whitney U tests were used for the data that were not normally distributed. The level of significance was set at $p < 0.05$. To compare EMG, kinematic and kinetic differences between groups, the one-dimensional non-parametric permutation method (SnPM) was used to compare each individual point of the curves of each task with a threshold of $\alpha = 5\%$ (Nichols & Holmes, 2002; Pataky et al., 2015). When statistically significant differences between groups were observed, Cohen's d effect sizes were calculated. Effects sizes were considered weak ($d < 0.40$), moderate ($0.40 \leq d < 0.80$) and large ($d \geq 0.80$) (Terada, Pfile, et al., 2013). All SnPM analyses were conducted using the open-access SPM1D code (www.spm1d.org) with Python software (Version 2.7).

Results

There was no statistically significant difference in age, weight, height, FPI and IPAQ scores between groups. The CAI group scored lower on the FAAM-ADL and FAAM-S ($p < 0.01$) (see Table 5.1).

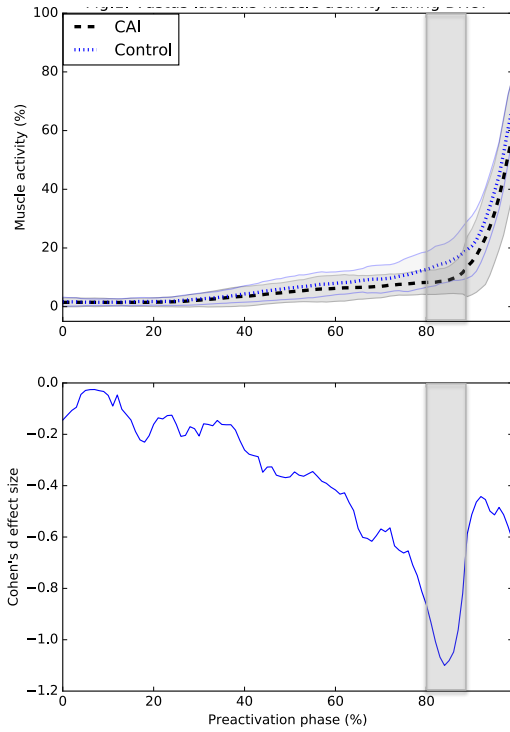
For the DROP task, the CAI group exhibited decreased vastus lateralis muscle activity from 80 to 88% ($p = 0.01$) of the preactivation phase compared to the control group (see Figure 5.1). No between-group difference was observed for all other muscles and joint angles and moments.

For the WEDGE task, the CAI group exhibited increased biceps femoris muscle activity from 39 to 40% ($p = 0.02$) of the preactivation phase (see Figure 5.2a) and from 33 to 56% ($p = 0.02$) of the landing phase (see Figure 5.2b) compared to the control group. The CAI group also exhibited decreased muscle activity of the gluteus medius from 87 to 100% ($p < 0.01$) of the

preactivation phase (see Figure 5.2c) and peroneus longus from 92 to 94% ($p=0.02$) and 96 to 97% ($p=0.02$) of the preactivation phase (see Figure 5.2d). Finally, knee extension moment was increased at 22% ($p=0.03$) of the landing phase for the CAI group compared to the control group (see Figure 5.2e). No between-group difference was observed for all other muscles and ankle angles and moments.

For the FOAM task, the CAI group exhibited increased ankle dorsiflexion from 73 to 88% ($p=0.02$) of the landing phase compared to the control group (see Figure 5.3). No between-group difference was observed for all other muscles and joint angles and moments.

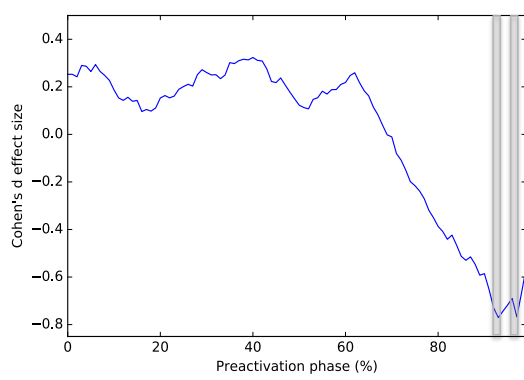
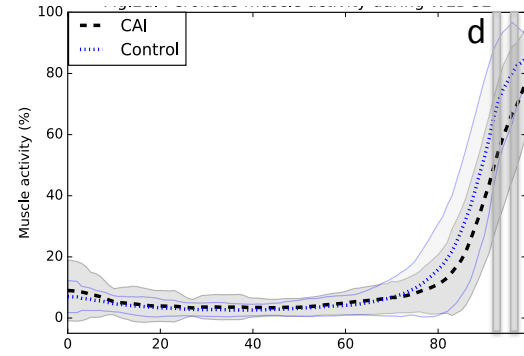
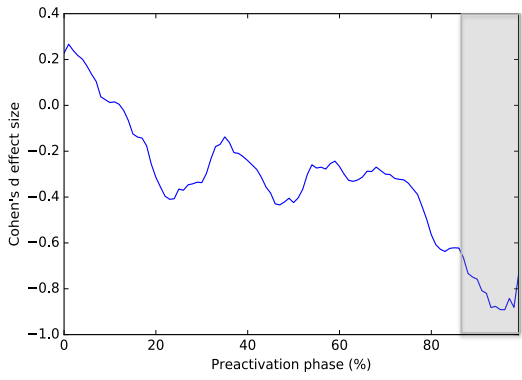
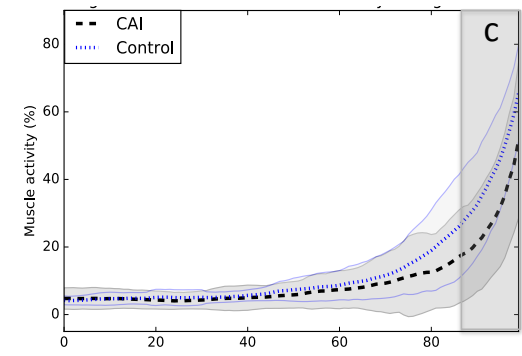
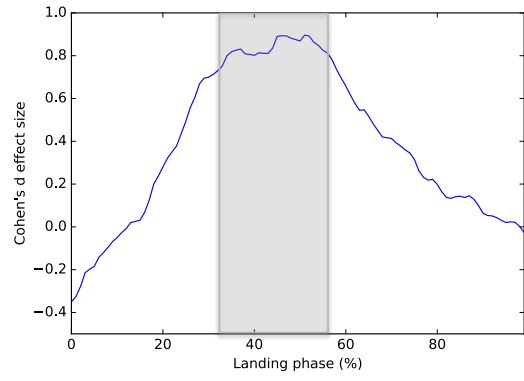
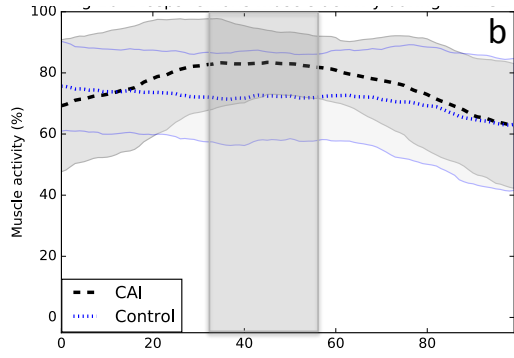
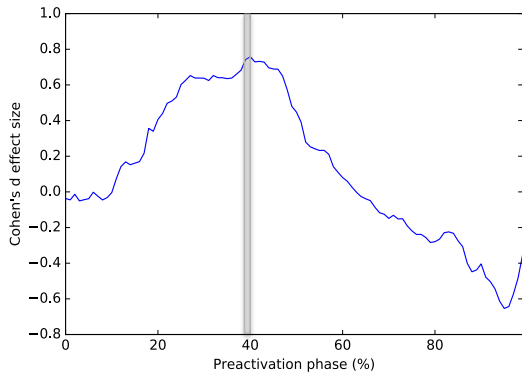
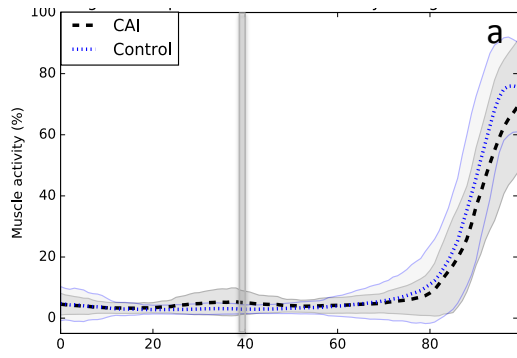
For the SIDE task, the CAI group exhibited decreased biceps femoris muscle activity from respectively 73 to 100% ($p<0.01$) and 0 to 12% ($p=0.01$) of the preactivation (see Figure 5.4a) and landing phases (see Figure 5.4b) compared to the control group. Gluteus medius muscle activity was also decreased from 0 to 5% ($p=0.01$) of the preactivation phase for the CAI group (see Figure 5.4c.). No between-group difference was observed for all other muscles and joint angles and moments.

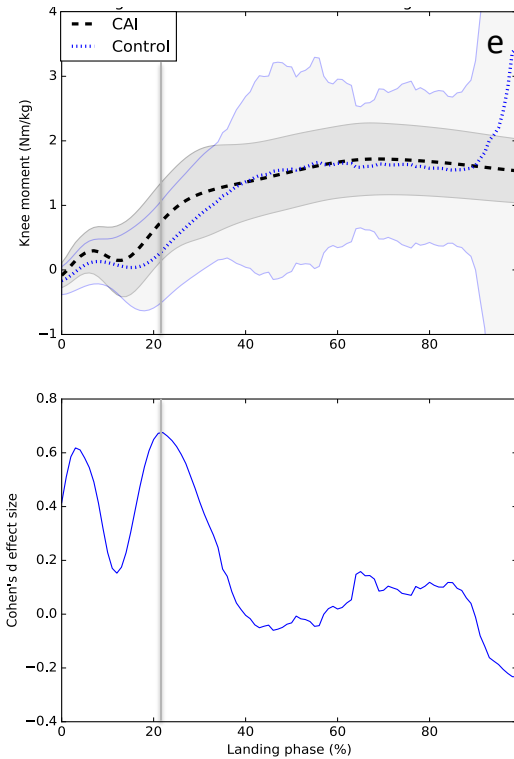


Captions:

Means of the control (blue) and CAI (black) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines. Significant between-group differences are found in the shadowed region.

Figure 5.1. Vastus lateralis muscle activity during DROP

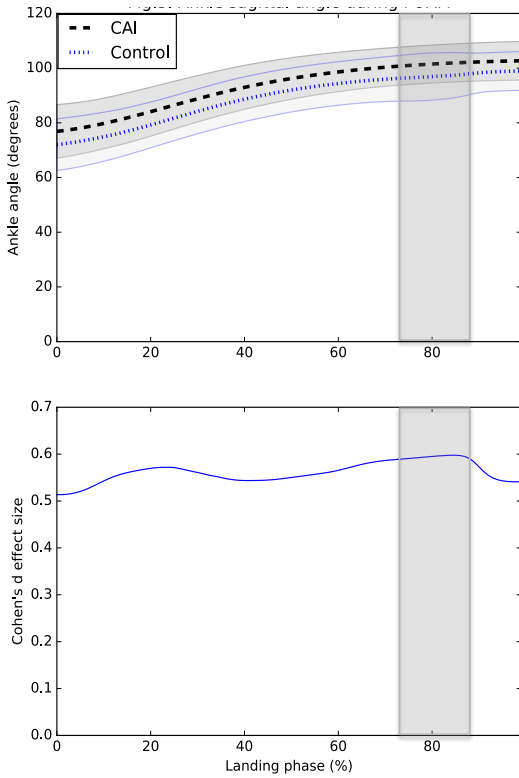




Captions:

Muscle activity of the (a) biceps femoris muscle the preactivation phase, (b) biceps femoris during the landing phase, (c) gluteus medius during the preactivation phase and (d) peroneus longus during the preactivation phase and (e) knee extension moment during the landing phase. Means of the control (blue) and CAI (black) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines. Significant between-group differences are observed in the shadowed region.

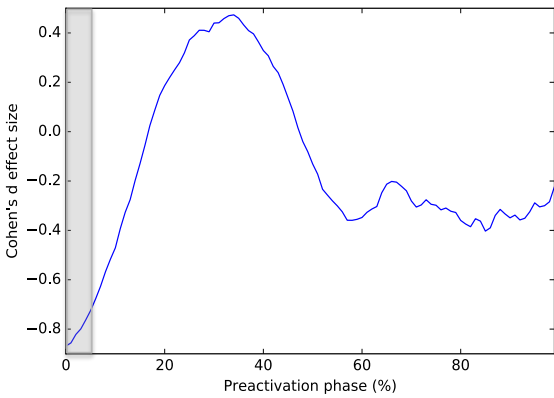
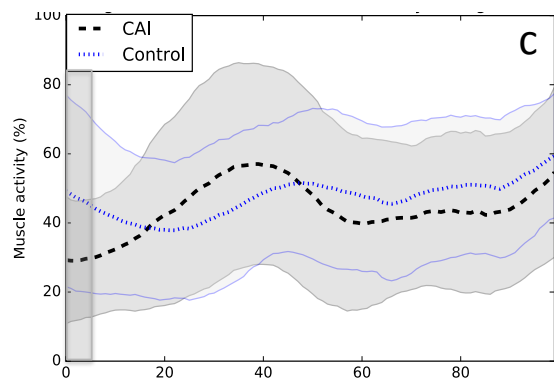
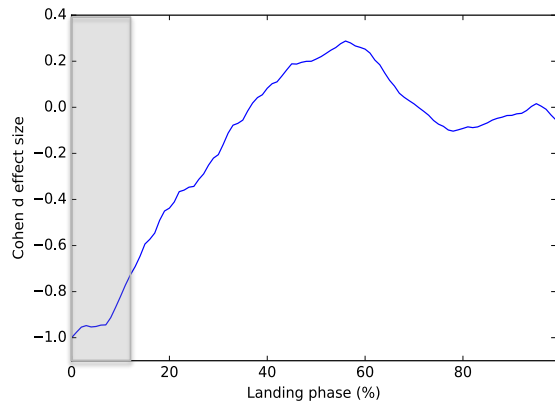
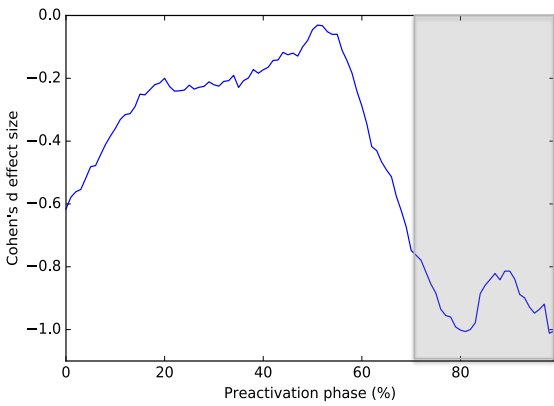
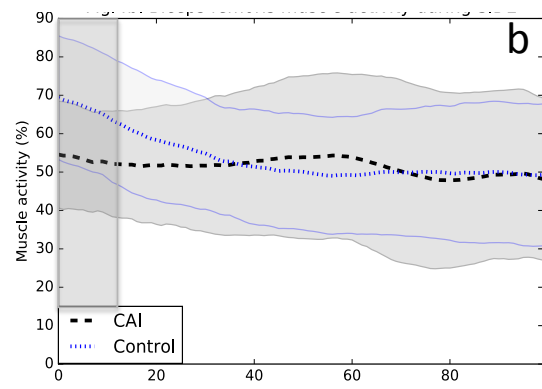
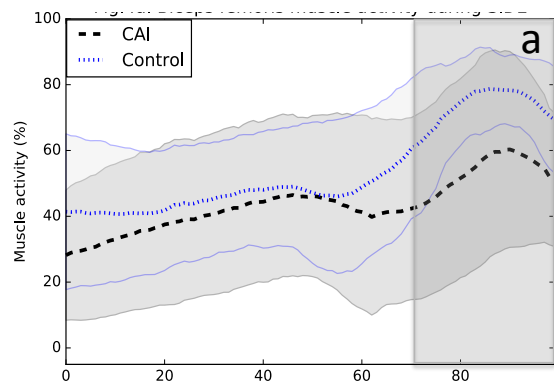
Figure 5.2. Between-group differences during WEDGE



Captions:

Means of the control (blue) and CAI (black) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines. Significant between-group differences are found in the shadowed region.

Figure 5.3. Ankle sagittal ankle during FOAM



Captions:

Muscle activity of the (a) biceps femoris during the preactivation phase, (b) biceps femoris during the landing phase and (c) gluteus medius during the preactivation phase. Means of the control (blue) and CAI (black) groups are respectively represented by dotted lines and standard deviations are observed between the full lines. Significant between-group differences are observed in the shadowed region

Figure 5.4. Between-group differences during SIDE

Discussion

It was hypothesised in a recent systematic review that increased ankle dorsiflexion for individuals with CAI during jump landing could represent centrally mediated alterations of the motor program that could manifest from the unstable ankle, to place the talo-crural joint in a tightly packed position to protect the lateral ankle ligaments from excessive inversion (Simpson, Stewart, Macias, et al., 2019). The results of this study are consistent with this hypothesis. The FOAM task was the only task during which the CAI group exhibited an increased ankle dorsiflexion during the landing phase. However, during the DROP, SIDE and WEDGE tasks, the SPM(t) curves almost reached the critical threshold of significance and maximum Cohen's d reached respectively 0.63, 0.61 and 0.53, indicating moderate effect sizes (see supplementary materials). The lack of significant between-group differences for ankle sagittal angles during the DROP, SIDE and WEDGE tasks could perhaps be due to insufficient statistical power. However, contrary to hypothesis raised by Simpson et al. (Simpson, Stewart, Macias, et al., 2019), the altered ankle sagittal motion did not directly influence knee joint movements when landing from a jump in the current study. They suggested that for individuals with CAI, greater reliance is transferred to the knee joint to attenuate rapid loads when landing from a jump to

further protect the unstable ankle from unexpected joint perturbations. Caulfield and Garrett (Caulfield & Garrett, 2002) indeed showed an increased knee flexion during unilateral drop landing for individuals with CAI compared to healthy controls. In the current study, no significant between-group differences were observed for knee angles during the drop landing tasks. The type of analyses performed could perhaps explain the absence of significant between-group knee kinematic difference, as using one-dimensional analyses decreases the rate of false positive (erroneously yielding statistical significance) (Pataky et al., 2016). The absence of significant between-group knee kinematic difference could also be explained by the height of the platform (46 cm). In previous studies assessing unilateral drop landing neuromechanics, the initial drop height ranged from 30 to 40 cm (Caulfield et al., 2004; Caulfield & Garrett, 2002; De Ridder et al., 2015; Delahunt et al., 2006; Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019; Wright et al., 2016). Although, drop height alters landing kinematics (Dickin et al., 2015), it is still unknown whether these changes are different for individuals with and without CAI. From a higher platform, they could exhibit a stiffer landing pattern to attenuate the high impulse loads, which could hide significant differences between individuals with and without CAI that are observed during drop landing from a lower height. However, the results of the current study during the WEDGE task show that the CAI group exhibit kinetic and EMG differences compared to the control group that could represent proximal joints neuromechanical compensation. Even though there were no between-group difference for knee kinematics, the increased knee extension moment during the landing phase and the increased biceps femoris muscle activity for the CAI group could represent an attempt for the individuals with CAI to attenuate the rapid impulse loads with the knee joint. Also, the decreased gluteus medius muscle activity shortly before the initial contact could represent proximal compensations at the hip joint.

During the WEDGE task, the CAI group also exhibited decreased peroneus longus muscle activity shortly before the initial foot contact which is consistent with previous studies that observed longer latency and decreased preactivation of this muscle (Li et al., 2018; Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Even though the differences in peroneus longus muscle activity were observed for a short period of time (5% of the preactivation phase), we believe that this result is of clinical significance, especially as it was observed shortly before impact. The individuals with CAI also present a delayed peroneus longus reaction time and eversion strength deficits (Thompson et al., 2018). During unilateral jump landing on an inclined surface, the decreased peroneus muscle activity combined with the delayed reaction time and strength deficits could place the individuals with CAI more at risk of sustaining episodes of ankle giving way or recurrent ankle sprains, especially as the primary role of this muscle is to limit excessive ankle inversion during dynamic tasks. Fong et al. (2009) observed increased ankle inversion of six degrees when sustaining a lateral ankle sprain during a dynamic task. The peroneus longus muscle activation is even more important during unilateral jump landing on a laterally inclined surface as individuals with CAI present increased ankle inversion of up to three degrees when they land on an inclined compared to an even surface (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Further studies are needed to determine how the individuals with CAI should change their landing neuromechanics to lower their risks of sustaining injuries.

Neuromechanical differences between the individuals with and without CAI varied according to the landing task performed, especially during the preactivation phase. This result could be explained by the fact that the participants knew the specific drop jump condition prior to impact, especially as landing on an expected changes the lower-limb neuromechanics compared to landing on an unexpected surface (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). This

could represent changes in the feedforward motor control strategies in an attempt to better cope with the task to perform.

The first limitation that should be taken into account for this study is that the hip movements were not assessed. Differences between the CAI and control groups could have been present but not be observed. The second limitation of this study is that, as the data collection session was lengthy, participants may have been influenced by fatigue, which is known to affect lower limb neuromechanics during jump landing (Dickin et al., 2015). To prevent fatigue, the participants were given rest periods as often as they needed and after each task.

Conclusion

The results of this study show that individuals with CAI present kinematic, kinetic and EMG differences compared to healthy individuals during unilateral jump landing and these differences are task dependent. These results will improve our understanding of the underlying deficits associated with CAI and will help researchers and clinicians to better target the deficits during rehabilitation.

Acknowledgements

This study was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de Recherche du Québec-Santé (FRQS) through scholarships received by the first author.

References

Anandacoomarasamy, & Barnsley. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries.

British journal of sports medicine, 39(3), e14-e14.

Arnold, Wright, & Ross. (2011). Functional ankle instability and health-related quality of life.

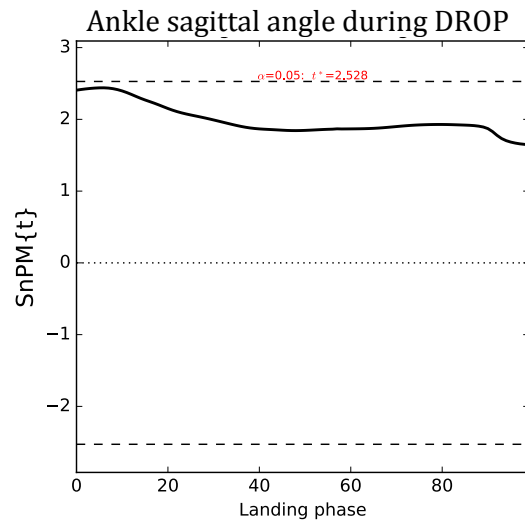
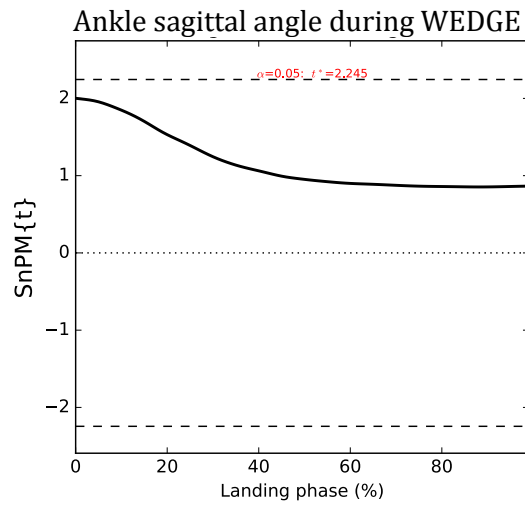
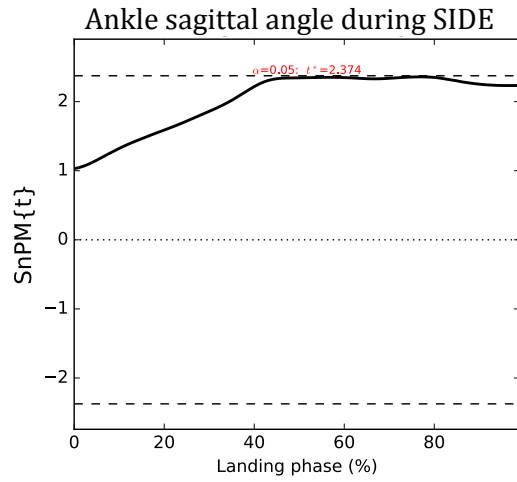
J Athl Train, 46(6), 634-641.

- Caulfield, Crammond, O'Sullivan, et al. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. *Journal of Sport Rehabilitation, 13*(3), 189-200.
- Caulfield, & Garrett. (2002). Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med, 23*(1), 64-68.
- Caulfield, & Garrett. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech, 19*(6), 617-621.
- De Ridder, Willems, Vanrenterghem, et al. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech, 30*(6), 585-592.
- Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res, 24*(10), 1991-2000.
- Dickin, Johann, Wang, et al. (2015). Combined Effects of Drop Height and Fatigue on Landing Mechanics in Active Females. *J Appl Biomech, 31*(4), 237-243.
- Fong, Hong, Shima, et al. (2009). Biomechanics of supination ankle sprain: a case report of an accidental injury event in the laboratory. *Am J Sports Med, 37*(4), 822-827.
- Gribble, Bleakley, Caulfield, et al. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med, 50*(24), 1496-1505.
- Gribble, Delahunt, Bleakley, et al. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train, 49*(1), 121-127.

- Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, et al. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hintermann, Boss, & Schafer. (2002). Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *American Journal Of Sports Medicine*, 30(3), 402-409.
- Hoch, & McKeon. (2014). Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 46(3), 546-556.
- Hootman, Dick, & Agel. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311-319.
- Hubbard-Turner, & Turner. (2015). Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 50(7), 742-747.
- Li, Ko, Walker, et al. (2018). Does Chronic Ankle Instability Influence Knee Biomechanics of Females during Inverted Surface Landings? *Int J Sports Med*, 39(13), 1009-1017.
- Li, Ko, Walker, et al. (2018). Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? *J Electromyogr Kinesiol*, 38, 81-87.
- Moisan, Mainville, Descarreaux, et al. (2019). Effects of foot orthoses on walking and jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 40, 53-58.
- Munn, Sullivan, & Schneiders. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 13(1), 2-12.
- Nichols, & Holmes. (2002). Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples. *Human Brain Mapping*, 15(1), 1-25.

- Pataky, Vanrenterghem, & Robinson. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, *48*(7), 1277-1285.
- Pataky, Vanrenterghem, & Robinson. (2016). The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *J Biomech*, *49*(9), 1468-1476.
- Prieske, Muehlbauer, Mueller, et al. (2013). Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *Eur J Appl Physiol*, *113*(12), 2943-2951.
- Redmond, Crosbie, & Ouvrier. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*, *21*(1), 89-98.
- Simpson, Stewart, Macias, et al. (2019). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Phys Ther Sport*, *37*, 210-219.
- Simpson, Stewart, Turner, et al. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. *Hum Mov Sci*, *64*, 133-141.
- Terada, Pfile, Pietrosimone, et al. (2013). Effects of chronic ankle instability on energy dissipation in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*, *45*(11), 2120-2128.
- Thompson, Schabrun, Romero, et al. (2018). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Med*, *48*(1), 189-205.

Wright, Arnold, & Ross. (2016). Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *J Athl Train*, 51(1), 5-15.



Appendix A. Statistical non-parametric mapping results for the ankle sagittal angle

CHAPITRE 6 Article 4: Effects of foot orthoses on walking and jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability

Ce chapitre inclut le quatrième article de cette thèse publié dans le journal « *Physical Therapy in Sport* » en 2019.

Moisan G.¹⁻², Mainville C¹⁻³., Descarreaux M.¹⁻³, Cantin V.¹⁻³ Effects of foot orthoses on walking and jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 2019, 40:53-58. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.08.009>

Affiliations des auteurs:

¹Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN).

² Département d'Anatomie, Université de Montréal en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

³Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

Contributions des auteurs :

Gabriel Moisan	Recension des écrits
	Collecte de données
	Analyses statistiques
	Rédaction et soumission de l'article scientifique
Camille Mainville	Collecte de données
	Relecture critique de l'article scientifique
Martin Descarreaux	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique
Vincent Cantin	Supervision de l'étude
	Relecture critique de l'article scientifique

Résumé en français

Objectif: Évaluer les effets cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG) aigus des orthèses plantaires lors de tâches de marche et d'atterrissages d'un saut unipodal chez des individus avec une instabilité chronique de la cheville (CAI).

Devis expérimental: Étude transversale

Méthodes : Les angles et moments de la cheville et du genou ainsi que l'activité musculaire du membre inférieur (moyen fessier, vaste latéral, vaste médial, biceps fémoral, gastrocnémien médial, gastrocnémien latéral, long fibulaire et tibial antérieur) de 26 participants atteints d'une CAI ont été étudiés lors de tâches de marche, d'atterrissage d'un saut latérale maximal unipodal (SIDE) et de sauts antérieurs unilatéraux d'une hauteur prédéterminée sur des surfaces plane (DROP), instable (FOAM) et inclinée (WEDGE) avec et sans orthèses plantaires (FOs). Les différences entre les conditions expérimentales ont été évaluées avec la méthode « *one-dimensional statistical non-parametric mapping (SnPM)* ».

Résultats: Avec les orthèses plantaires, les individus atteints d'une CAI présentaient une diminution de l'activité musculaire du tibial antérieur de 19 à 38% et 39 à 99% de la phase d'atterrissage et une augmentation de l'activité musculaire du gastrocnémien médial de 11 à 18% de la phase de préactivation de la tâche DROP. Les individus atteints d'une CAI présentaient également une augmentation de l'activité musculaire du gastrocnémien latéral de 16 à 17% et 18 à 26% de la phase de préactivation de la tâche FOAM avec des orthèses plantaires. Finalement, porter des orthèses plantaires augmentait l'activité musculaire du biceps fémoral de 56 à 65% de la phase de préactivation de la marche. Aucune différence significative n'a été observée pour les angles et moments de la cheville et du genou en portant des orthèses plantaires pour l'ensemble des tâches effectuées.

Conclusion: Les orthèses plantaires diminuent l'activité musculaire du tibial antérieur lors de la phase d'atterrissage de la tâche DROP et augmentent l'activité musculaire du biceps fémoral lors de la phase de préactivation de la marche. Finalement, les effets biomécaniques des orthèses plantaires sont dépendants de la tâche effectuée et sont ciblés à l'activité musculaire.

Mots-clés : Électromyographie; cinématique; cinétique; orthèses; locomotion

Abstract

Objectives: To evaluate the kinematic, kinetic and electromyographic (EMG) immediate effects of foot orthoses (FOs) during walking, maximal single-leg side jump landing (SIDE) and unilateral drop landing on even (DROP), inclined and unstable (FOAM) surfaces in individuals with chronic ankle instability (CAI).

Design: Cohort study.

Setting: Biomechanics laboratory.

Participants: 26 healthy individuals with CAI.

Main outcome measures: Ankle and knee angles/moments and lower-limb EMG of the gluteus medius, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis, peroneus longus and tibialis anterior muscles.

Results: The main results are that with FOs, individuals with CAI exhibited decreased tibialis anterior muscle activity from 19 to 38% and 39 to 99% of the landing phase during the DROP task. They also exhibited increased biceps femoris muscle activity from 56 to 65% of the preactivation phase during walking. No significant ankle and knee joints angles and moments difference was observed when wearing FOs in any of the experimental tasks.

Conclusions: The results of this study suggest that the biomechanical effects of FOs are task-dependent and only affect EMG activity. They will help clinicians and researchers to better understand FOs' role in treatment and prevention of CAI.

Keywords

Electromyography; kinematics; kinetics; orthotic device; locomotion

Introduction

Ankle sprains are very common during sports, representing 10 to 30% of all musculoskeletal injuries (Fong et al., 2007) but can also occur during daily activities (Gribble et al., 2016). As much as 32 to 74% of individuals sustaining an ankle sprain will develop chronic ankle instability (CAI) (Hiller et al., 2012; Tanen et al., 2014). CAI alters lower limb biomechanics during dynamic tasks and these deficits could place the individuals more at risk of sustaining recurrent ankle sprains (Moisan et al., 2017; Simpson et al., 2018). Individuals with CAI show biomechanical deficits during daily activities, such as walking (Moisan et al., 2017). They exhibit increased peroneus longus muscle activity (Delahunt et al., 2006), ankle joint inversion (Delahunt et al., 2006) and a laterally deviated centre-of-pressure (Koldenhoven et al., 2016) compared to healthy controls.

In previous studies, unilateral jump landing tasks have also been commonly used to assess the biomechanical deficits associated with CAI (Simpson et al., 2018), mostly because ankle sprains are very common during activities involving unilateral jumping and landing such as basketball, volleyball and soccer (Yeung et al., 1994). The high loads put on the ankle joint complex during these movements have been reported as a risk factor to sustain a lateral ankle sprain (Doherty et al., 2016). During unilateral drop landing, individuals with CAI demonstrate greater ankle dorsiflexion pre and post-landing (Caulfield & Garrett, 2002), greater ankle inversion pre-landing (Delahunt et al., 2006), greater knee flexion pre and post-landing (Caulfield & Garrett, 2002), altered ground reaction forces (Delahunt et al., 2006) and decreased peroneus longus muscle preactivation (Delahunt et al., 2006). Alterations of foot and ankle kinematics have also been observed during a maximal side jump landing (De Ridder et al.,

2015). The effects of CAI on ankle and knee moments during unilateral jump landing is still not well understood (Simpson et al., 2018).

Previous studies quantified the effects of CAI during unilateral jump landing on an even surface. However, these tasks only partially represent the situations during which individuals sprain their ankle on a variety of landing surfaces (e.g. uneven, irregular or unstable). Biomechanical deficits associated with CAI have been observed during more challenging tasks such as a drop landing on a 20-degree laterally inclined surface (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Individuals with CAI exhibit prolonged peroneus longus muscle latency, increased maximal ankle inversion and decreased time to maximal ankle inversion. Landing on an unstable surface such as a foam pad also greatly reduces lower limb muscles preactivation (Prieske et al., 2013). The aforementioned deficits could place a CAI ankle at a higher risk of giving way or sprain, especially when landing on inclined or unstable surfaces. Assessing these tasks will improve our knowledge of the biomechanical deficits associated with CAI during more challenging situations.

Foot orthoses (FOs) have been extensively used in previous studies as a treatment for musculoskeletal pathologies mainly because they can modulate lower limb kinematics (Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013), kinetics (Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013) and muscle activity (Moisan & Cantin, 2016) during dynamic tasks, such as walking and jump landing. Even though no study has yet quantified the biomechanical effects of FOs in individuals with CAI during walking and jump landing, FOs can influence neuromuscular control during a transition from double to single-legged stance for this population (Dingenen et al., 2015). It has been hypothesised that sensory information coming from the foot may become more reliable when wearing FOs because the conformity of the longitudinal arch with the foot

may provide enhanced plantar cutaneous sensation, increase the efferent activity and thus enhance neuromuscular control (Sesma et al., 2008). FOs could perhaps optimise the efficacy of current treatment modalities, such as neuromuscular training, which often fail to completely restore the neuromuscular deficits associated with CAI (Doherty et al., 2017). Measuring the FOs' effects during walking and jump landing tasks will help to better target the biomechanical deficits associated with CAI that can be attenuated and will provide proof-of-concept and indications if future efficacy trials are warranted.

The primary objective of this study is to quantify the kinematic, kinetic and electromyographic (EMG) immediate effects of FOs during walking and unilateral jump landing in individuals with CAI. The main hypothesis of this study is that FOs will decrease the peroneus longus and tibialis anterior muscles activity and the ankle joint range of motion and inversion moment during locomotion. It was also hypothesised that FOs' effects would be greater during more challenging tasks.

Materials and methods

Participants

An a priori sample size calculation was performed with G-Power (Version 3.1, Kiel, Germany) software based on the results of a previous study that investigated ankle sagittal kinematics during walking (Dedieu et al., 2013). Considering $\alpha=0.05$, $1-\beta=0.80$ and Cohen's d effect size of 0.59, a sample size of 26 participants was chosen. The walking task was used for the sample size calculation, as it is the task that required the greatest number of participants. The 26 participants (Age: 25.3 ± 5.2 years, weight: 72.2 ± 13.2 kg, height: 1.69 ± 0.10 m, number of sustained sprains: 4.5 ± 3.9 , time since last sprain: 1.8 ± 1.9 years, Foot Posture Index (FPI) score: 4.7 ± 3.3 , FAAM-ADL: 83.8 ± 8.5 , FAAM-S: 61.2 ± 10.7 and IPAQ: 3421 ± 3215 MET-

min/week) were recruited among the UQTR students and staff, from the university's outpatient podiatry clinic and through advertisement on social media between June and December 2018. The inclusion criteria, based on the International Ankle Consortium recommendations (Gribble et al., 2014), were (1) a score of respectively <90% and <80% for the Foot and Ankle Ability Measure Activity of daily living (FAAM-ADL) and Sport (FAAM-S) subscales, (2) a history of at least one significant ankle sprain that occurred one year or more prior to the study onset and (3) a history of ankle joint giving way and/or having recurrent ankle sprains and/or perceive the ankle as unstable. The limb with the less stable ankle, chosen by the participants, was evaluated when they had bilateral CAI. The exclusion criteria were (1) a history of surgery to the musculoskeletal structures or fracture of the lower extremity that required surgical realignment, (2) musculoskeletal injury to the lower extremity and having worn FOs on a regular basis in the 3-month period prior to the study onset and (3) any know condition that affect the participants' ability to walk or jump. Prior to their participation, all participants gave their written informed consent according to the protocol ethics certification approved by the university ethics committee (CER-18-244-07.04).

Experimental protocol

Two weeks prior to the experimental session, a licensed podiatrist took non-weightbearing plaster casts of the participants' feet with the subtalar joint in neutral position and the midtarsal joint in maximal pronation as described by Root et al. (1971). The casts were balanced to vertical and a minimal medial arch fill was added. The FOs used in this study were made by a certified orthotist technician from 3.2mm thick polypropylene with a straight ethylene-vinyl-acetate (EVA) rearfoot post, a EVA lateral bar (Moisan & Cantin, 2016; Moisan et al., 2018) and a 3mm multiform full-length top cover. The participants also had to fill

validated French version of the FAAM-ADL, FAAM-S (Borloz et al., 2011) and the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (Criniere et al., 2011). They also reported the number of previously sustained ankle sprains and the time since the most recent sprain. To quantify the participants' foot morphology, the FPI was used (Redmond et al., 2006).

During the experimental session, a wireless surface EMG system (Delsys Trigno, Boston, USA) was used to record muscle activity of the gluteus medius, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, gastrocnemius lateralis, gastrocnemius medialis, peroneus longus and tibialis anterior. To reduce local impedance, the skin was shaved, gently abraded with fine-grade sandpaper and swiped with alcohol swabs. Electrode positioning was carried out according to the SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000). The 99% silver contact material electrodes with a four-bar formation had a dimension of 27mm x 37mm x 15mm. The inter-electrode distance was 10mm, the common noise removal ratio of the amplifier was >80dB and a 16 bits A/D converter was used. EMG data were sampled at 2000 Hz, the gain was 1000 and the maximum inraelectrode impedance was 6 kOhm.

Kinematic data were collected with an active three-dimensional motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Ontario, Canada) at a sampling frequency of 100 Hz. Four three-marker rigid plates were used to capture the lower extremity kinematics. These plates were positioned on the sacrum, the distal one third of the thigh, the distal one third of the leg and the posterior part of the calcaneum using a modified version of the wand (manufactured to be thicker and less brittle) described by Telfer et al. (Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). The calcaneal wand was attached to the posterior portion of the calcaneum with a customised plastic heel plate secured to the participants' skin with athletic tape. To allow the calcaneal wand to be attached directly onto the foot, a rectangular hole of approximately 30mm x 30mm was cut in

the shoe heel counter (Athletic Works, Model: Rupert) over a standardised location. During a static trial, 15 virtual kinematic markers were created on the pelvis and the tested lower extremity with a digitizing pointer: bilateral anterior superior iliac spines, bilateral posterior superior iliac spines, greater trochanter, lateral and medial femoral condyles, fibular head, tibial tuberosity, medial and lateral malleoli, proximal posterior surface of calcaneus, distal attachment of the Achilles' tendon, sustentaculum tali and fibular tubercle. These markers were used to create the pelvis, hip, knee, ankle and foot segments, precisely locate the hip/knee/ankle joint centres and finally calculate ankle and knee 3D movements and moments

Ground reaction forces data, sampled at 2000Hz, were collected with a force plate (Bertec Corp, OH, USA) embedded in the floor. To measure walking speed, electronic photocells timing gates (Brower Timing System, USA) positioned 1.53 meters before and after the force plate were used. A 3.8cm x 3.8cm footswitch was positioned in the shoe, under the heel of the tested limb (Trigno 4-Channel FSR Adapter, Boston, USA).

All participants completed five trials of five tasks with and without FOs in a randomly decided order across participants for a total of 50 trials (25 with FOs, 25 shod). Before the 25 trials of both conditions (FOs and shod), a static trial was performed. The first task consisted of walking at a self-selected speed on a 7.5-meter walkway with an embedded force plate positioned halfway on the participants' path. First, five familiarisation trials during which walking speed was recorded and averaged were completed. Then, the trials used in the analysis were completed using a midgait protocol. All trials during which speed varied more than 5% of the mean walking speed established during the familiarisation trials or the foot did not entirely hit the force plate were rejected and immediately retaken. The second task was a maximal single-leg side jump (SIDE). Participants started the task with only the tested foot on the floor. They

had to laterally jump as far as possible, land with the same foot on a force plate and stabilise for at least two seconds. The third task was a single-leg drop jump (DROP) from a 46 cm high platform. The participants had to anteriorly propel themselves with the contralateral leg, land on the centre of the force plate with the tested leg and stabilise for two seconds. They were instructed to carefully drop off the platform without an upward jump action in order to standardise the drop height. The fourth task was a single-leg drop jump during which they had to land on a 10-cm thick foam block (FOAM) positioned over the force plate. The fifth task was a single-leg drop jump during which the participants had to land with the tested foot on a 25 degrees laterally inclined wood surface (WEDGE) positioned over the force plate. The platform height was adjusted during the FOAM and WEDGE tasks for the overall drop distance to be 46 cm. During all jump landing tasks, the participants were asked to place both hands on their waist, face and look forward. The participants were allowed to practice jump landing until they were comfortable performing the tasks.

Data processing

EMG, kinematic and kinetic data were processed using Visual3D software (C-motion, Inc., Germantown, MD, USA). EMG data were digitally filtered with a zero phase lag, bi-directional, 20 to 450 Hz bandpass fourth-order Butterworth filter. Analyses were performed on the Root Mean Square (RMS) of these data, calculated with a 100ms moving window. RMS data of each muscle (shod and FOs conditions) were normalised with the mean peak RMS amplitude of all trials of the shod condition for each individual task. The EMG data were not normalised with maximal voluntary isometric contractions, as it elicited pain for some participants. The submaximal normalisation technique was previously used in studies investigating FO's EMG effects during locomotion (Moisan & Cantin, 2016; Moisan & Cantin,

2017; Moisan et al., 2018). Kinematic data were low-pass filtered at 6 Hz by a dual-pass, fourth-order Butterworth filter. Ankle and knee joint angles were calculated using a Cardan sequence with order of X (extension/flexion), Y (adduction/abduction), and Z (internal/external rotation). The force plate data were low-pass filtered by a dual pass, fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 50 Hz and were used to calculate ankle and knee joints moments by inverse dynamics. Joint angles and moments were resolved in the proximal segment coordinate system. Joint moments were normalised to body mass. Joint moments and angles were normalised to 100% of the landing phase for each task. The EMG data were also normalised to 100% of the preactivation phase. For the walking task, 0% of the landing phase represented the initial foot contact with the force plate and 100% represented the toe off. For the preactivation phase, the toe off and initial foot contact with the force plate were respectively defined as 0% and 100%. For the jump landing tasks, 0% of the landing phase represented the initial foot contact with the force plate or the surfaces (FOAM and WEDGE) and 100% represented the maximal knee flexion. For the preactivation phase, the heel off and the initial foot contact with the force plate or the surfaces (FOAM and WEDGE) were respectively defined as 0% and 100%. A threshold set at 10 Newtons was used to determine the task event with the force plate.

Statistical analysis

The normality of walking speed data was assessed with the Shapiro-Wilk test. As the data were not normally distributed, the Wilcoxon test was used to compare data between conditions with a level of significance of $p < 0.05$. As the kinematic, kinetic and EMG data were not all normally distributed according to the D'Agostino-Pearson test, the one-dimensional non-parametric permutation method (SnPM) was used to compare each individual point of the curves between both experimental conditions with a threshold of $\alpha = 5\%$ (Nichols & Holmes, 2002).

The individual probability that each supra-threshold cluster could have resulted from an equivalently smooth random process was determined. Cohen's d effect sizes were calculated when statistically significant differences were observed. All SnPM analyses were implemented using the open-access SPM1D code (www.spm1d.org) in Python software (Version 2.7).

Results

No statistically significant difference in walking speed between shod and FOs conditions (1.41 ± 0.15 vs 1.41 ± 0.14 m/s, $p=0.39$) was observed.

For the DROP task, a decreased tibialis anterior muscle activity was observed with FOs from 19 to 38% ($p=0.01$) and 39 to 99% ($p<0.01$) of the landing phase (see Figure 6.1a). The gastrocnemius medialis muscle activity was increased from 11 to 18% ($p<0.01$) of the preactivation phase when wearing FOs (see Figure 6.1b). For the FOAM task, an increased gastrocnemius lateralis muscle activity was observed with FOs from 16 to 17% ($p=0.02$) and 18 to 26% ($p<0.01$) of the preactivation phase (see Figure 6.2). For the walking task, an increased biceps femoris muscle activity was observed with FOs from 56 to 65% ($p=0.01$) of the preactivation phase (see Figure 6.3). No significant difference was observed during the WEDGE and SIDE tasks with shoes and with FOs for EMG, kinematics and kinetics. No significant difference was observed for ankle and knee angles and moments during any of the experimental tasks. All kinematic, kinetic and EMG dataset are available in supplementary files.

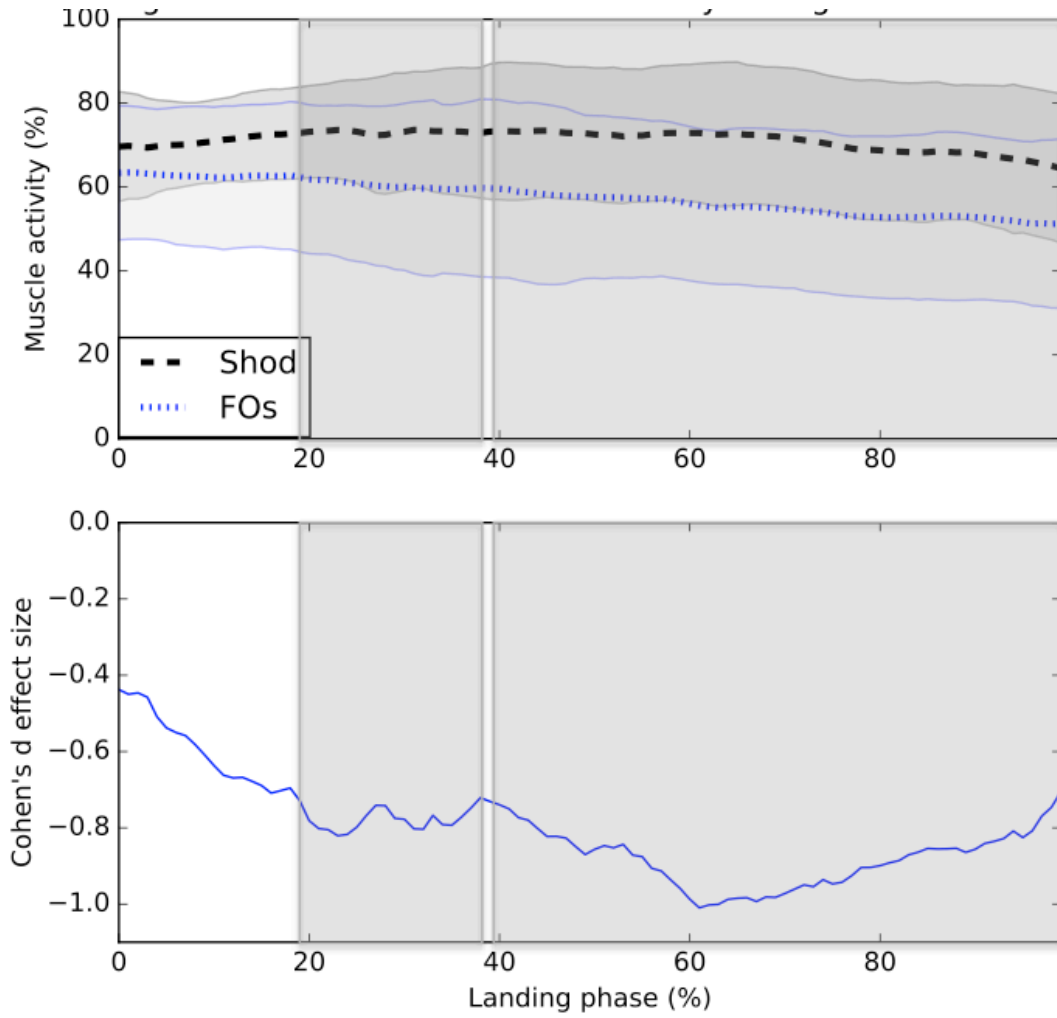


Figure 6.1a. Tibialis anterior muscle activity during the DROP task

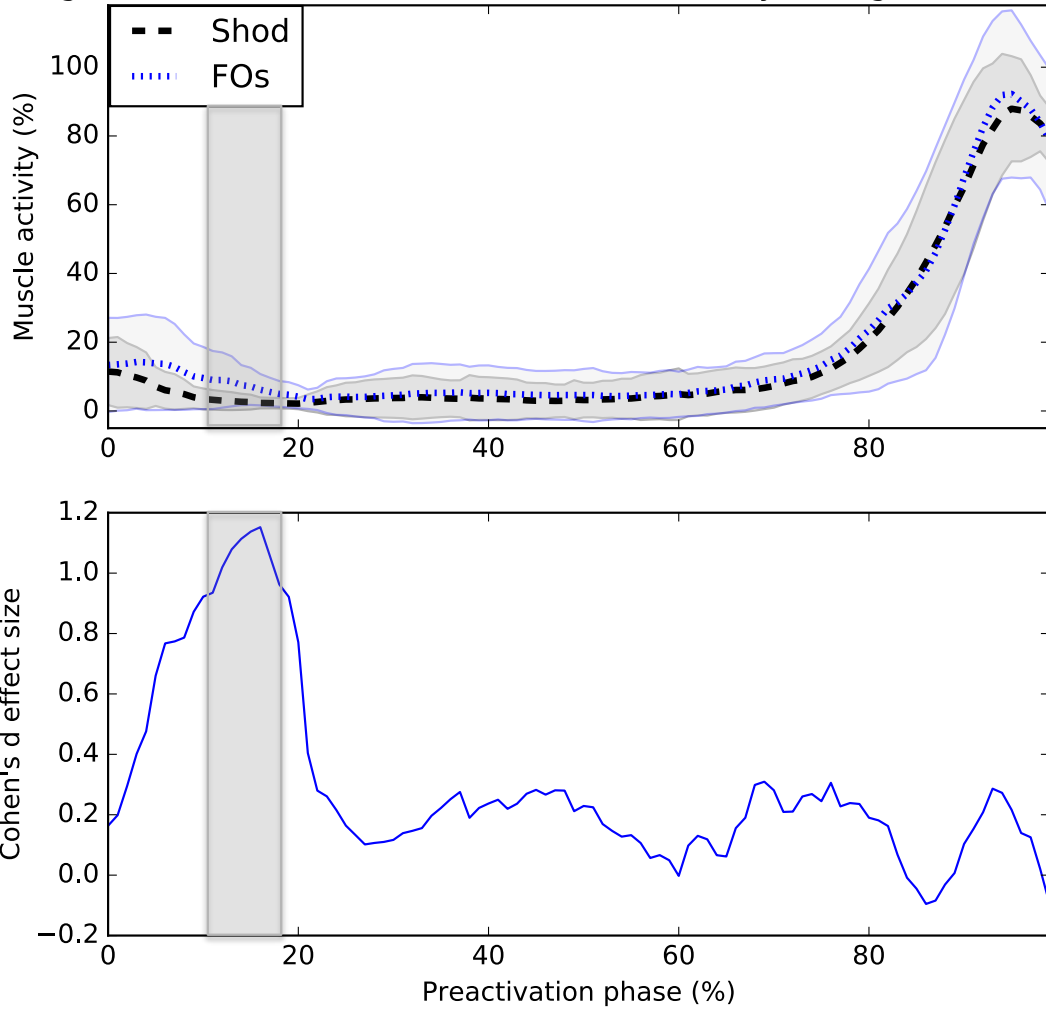


Figure 6.1b. Gastrocnemius medialis muscle activity during the DROP task

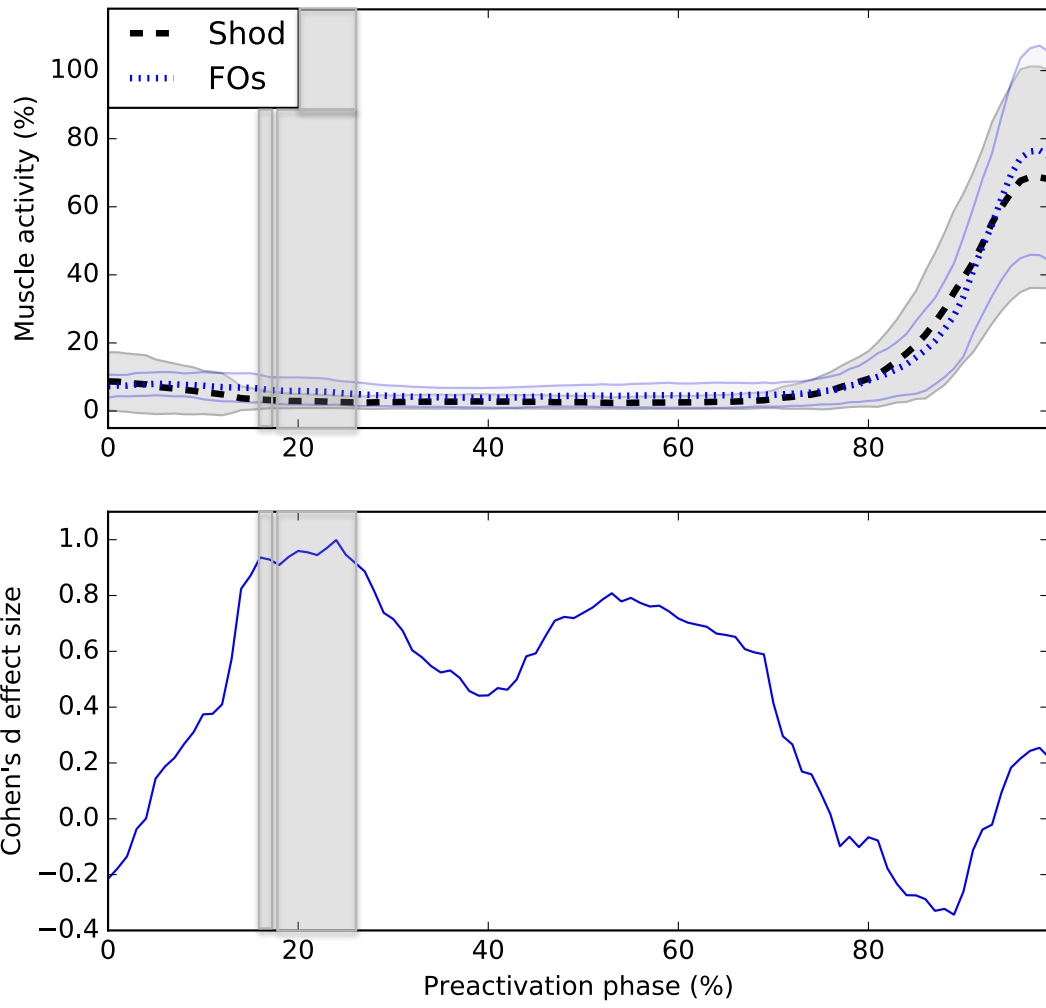


Figure 6.2. Gastrocnemius lateralis muscle activity during the FOAM task

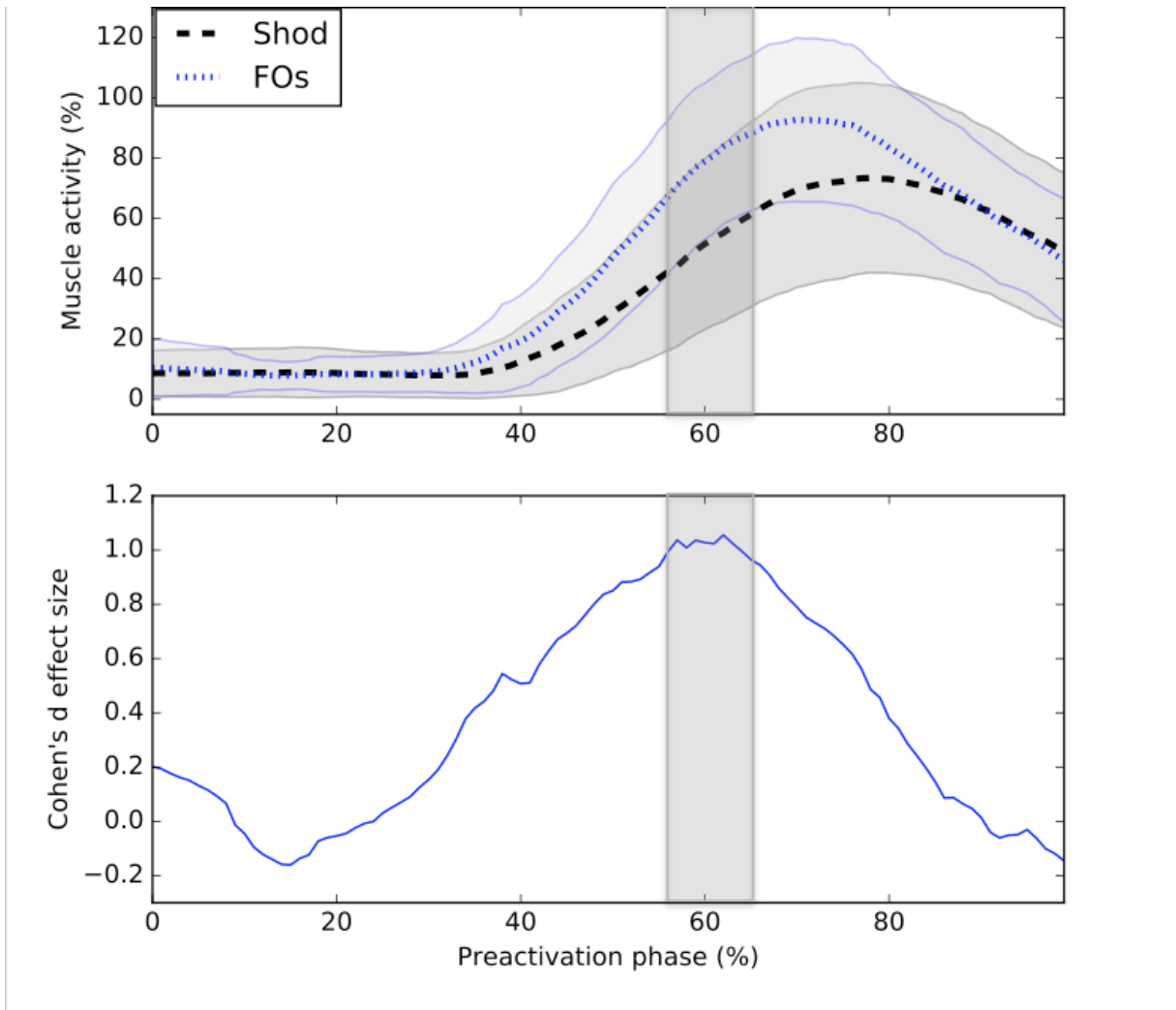


Figure 6.3. Biceps femoris muscle activity during walking

Discussion

The main finding of this study was that individuals with CAI exhibited decreased tibialis anterior muscle activity from 19 to 38% and 39 to 99% of the landing phase during the DROP task, with Cohen's d effect sizes ranging from -0.73 to -1.01. A recent systematic review hypothesised that individuals with CAI present altered ankle biomechanics, such as increased ankle dorsiflexion, in order to place the talo-crural joint in a tightly packed position to increase its stability (Simpson et al., 2018). Even though FOs had no effect on ankle joint angles during

the DROP task, the decreased tibialis anterior muscle activity could represent increased ankle stability when wearing FOs. No comparison could be made with previous studies, as this is the first study to quantify the FOs' EMG effects for individuals with CAI during a DROP task. However, even though the FOs' effects on mean tibialis anterior muscle activity were not investigated, earlier activation was observed when individuals with CAI wore FOs during a transition from double-legged to single-legged stance (Dingenen et al., 2015). Even though further studies are needed to better understand their effects on tibialis anterior muscle activity during dynamics tasks, the results of the current study and those of Dingenen et al. (2015) suggest a better neuromuscular control when wearing FOs for individuals with CAI.

The second finding of this study is the increased gastrocnemius medialis and gastrocnemius lateralis during the preactivation phase of respectively the DROP and FOAM tasks. The increased activity was observed during the propulsion phase (on the platform) and could suggest alterations of the motor control for individuals with CAI when wearing FOs during the DROP task. However, even though the Cohen's *d* effect sizes are large (0.91 to 1.00), these results should be interpreted with caution as they were observed during low-velocity movement and when the gastrocnemius lateralis and medialis EMG activity was low (under 15%).

The third finding of this study is the increased biceps femoris muscle activity from 56 to 65% of the preactivation phase of walking which corresponds to the peak muscle activity period. Individuals with CAI exhibit biceps femoris muscle activation differences compared to healthy participants prior to the initial contact on the floor. This could represent a modification of the feed-forward motor control strategy which as been suggested to be impaired for individuals with CAI (Simpson et al., 2018).

It is unclear why FOs did not modify the lower-limb EMG during the SIDE and WEDGE tasks. However, to reduce the risks of the ankle to give way or sprain, individuals with CAI exhibit a more rigid and less variable motor control pattern during locomotion (Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Terada et al., 2015). It can be hypothesised that individuals with CAI exhibit a stiffer landing motor pattern, for example decreased ankle plantarflexion and knee flexion during these more challenging tasks, mitigating the FOs' EMG effects. More studies are needed to better understand the FOs' neuromuscular effects during different jump landing tasks and to infirm or confirm this hypothesis.

No significant kinematic and kinetic FOs effects were observed during any of the tasks which is consistent with previous studies that found weak or no effect during walking (Desmytere et al., 2018) and unilateral jump landing (Christopher et al., 2006) for healthy individuals. FOs could perhaps provide their therapeutic benefits through changes in neuromuscular control rather than mechanical effects. It has been hypothesised that FOs enhance the stimulation of the plantar cutaneous mechanoreceptors providing more reliable sensory information from the foot and ankle, thus changing muscle activity during a dynamic task (Dingenen et al., 2015). However, it is still unclear to what extent neuromuscular effects without mechanical effects will translate into clinically significant patient outcomes.

The first limitation of this study is that the participants were only given a very short period of familiarisation to FOs. The biomechanical effects of FOs could possibly change with longer familiarisation and thus have greater effects on individuals with CAI. Only the immediate effects of FOs was evaluated in this study as unacceptable level of between-session biomechanical data variability was observed in a previous study (Moisan & Cantin, 2016). The results of this study should be mainly used to support or refute the need for future efficacy trials

in order to investigate the long-term effects. The second limitation is that no biomechanical comparisons were made between individuals with and without CAI (copers or healthy individuals). Therefore, the biomechanical deficits associated with CAI were only assumed from the results of previously published studies. The third limitation is the EMG normalisation technique used. The readers should be cautious when comparing the results of this study with those of previously published studies that used different normalisation technique, for example with maximal voluntary isometric contractions.

Conclusion

FOs decrease the tibialis anterior muscle activity during the landing phase of the DROP task and increase the biceps femoris muscle activity during the preactivation phase of walking. The results of this study show that FOs' biomechanical effects are task-dependent, only affect EMG and will help to better understand their role in treatment and prevention of CAI.

Practical Implications

- Foot orthoses decrease the tibialis anterior muscle activity during a unilateral drop landing task
- Foot orthoses have no effect during a unilateral drop landing on an inclined surface
- Foot orthoses have no effect during a maximal single-leg side jump landing
- Foot orthoses alter the feedforward motor control strategy during walking

Acknowledgments

This study was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de Recherche du Québec-Santé (FRQS) through scholarships received by the first author.

References

Borloz, Crevoisier, Deriaz, et al. (2011). Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 40.

Caulfield, & Garrett. (2002). Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med*, 23(1), 64-68.

Christopher, Drouin, & Houglum. (2006). The influence of a foot orthotic on lower extremity transverse plane kinematics in collegiate female athletes with pes planus. *J Sports Sci Med*, 5(4), 646-655.

Criniere, Lhommet, Caille, et al. (2011). Reproducibility and Validity of the French Version of the Long International Physical Activity Questionnaire in Patients With Type 2 Diabetes. *Journal Of Physical Activity & Health*, 8(6), 858-865.

De Ridder, Willems, Vanrenterghem, et al. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech*, 30(6), 585-592.

Dedieu, Drigeard, Gjini, et al. (2013). Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clin Biomech*, 28(7), 820-824.

Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med*, 34(12), 1970-1976.

Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res*, 24(10), 1991-2000.

Desmyttere, Hajizadeh, Bleau, et al. (2018). Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech*, 59, 117-129.

Dingenen, Peeraer, Deschamps, et al. (2015). Muscle-Activation Onset Times With Shoes and Foot Orthoses in Participants With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 50(7), 688-696.

Doherty, Bleakley, Delahunt, et al. (2017). Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: an overview of systematic reviews with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 51(2), 113-125.

Doherty, Bleakley, Hertel, et al. (2016). Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain 'copers'. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4), 1049-1059.

Fong, Hong, Chan, et al. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med*, 37(1), 73-94.

Gribble, Bleakley, Caulfield, et al. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med*, 50(24), 1496-1505.

Gribble, Delahunt, Bleakley, et al. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train*, 49(1), 121-127.

Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, et al. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.

Hiller, Nightingale, Raymond, et al. (2012). Prevalence and impact of chronic musculoskeletal ankle disorders in the community. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(10), 1801-1807.

Koldenhoven, Feger, Fraser, et al. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4), 1060-1070.

Moisan, & Cantin. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait Posture*, 46, 75-80.

Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*, 52, 381-399.

Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2018). Muscle activation during fast walking with two types of foot orthoses in participants with cavus feet. *J Electromyogr Kinesiol*, 43, 7-13.

Nichols, & Holmes. (2002). Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples. *Human Brain Mapping*, 15(1), 1-25.

Prieske, Muehlbauer, Mueller, et al. (2013). Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *Eur J Appl Physiol*, 113(12), 2943-2951.

Redmond, Crosbie, & Ouvrier. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*, 21(1), 89-98.

Root, Weed, & Orien. (1971). *Neutral Position Casting Techniques*: Clinical Biomechanics Corporation.

Simpson, Stewart, Macias, et al. (2018). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Phys Ther Sport*.

Simpson, Stewart, Turner, et al. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. *Hum Mov Sci*, 64, 133-141.

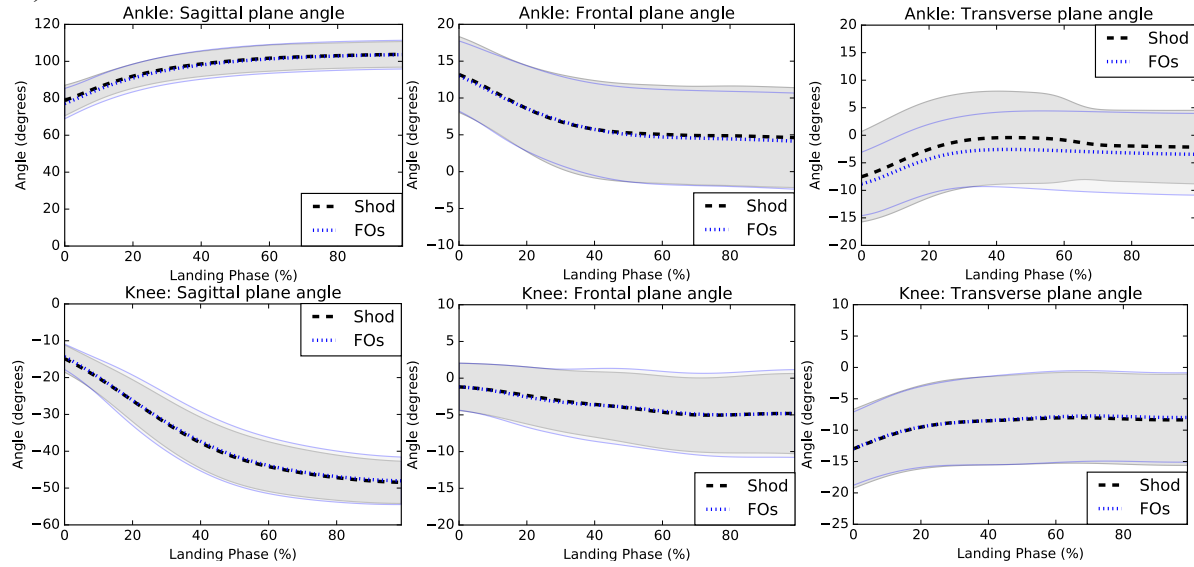
Tanen, Docherty, Van Der Pol, et al. (2014). Prevalence of chronic ankle instability in high school and division I athletes. *Foot Ankle Spec*, 7(1), 37-44.

Telfer, Abbott, Steultjens, et al. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *J Biomech*, 46(9), 1489-1495.

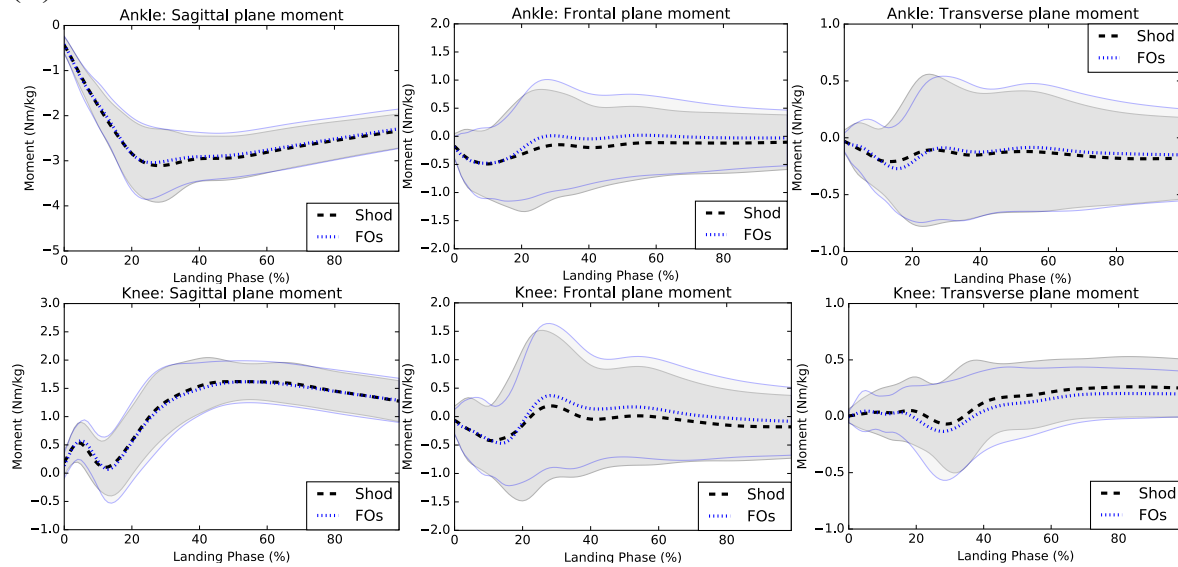
Yeung, Chan, So, et al. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine*, 28(2), 112.

Supplementary materials

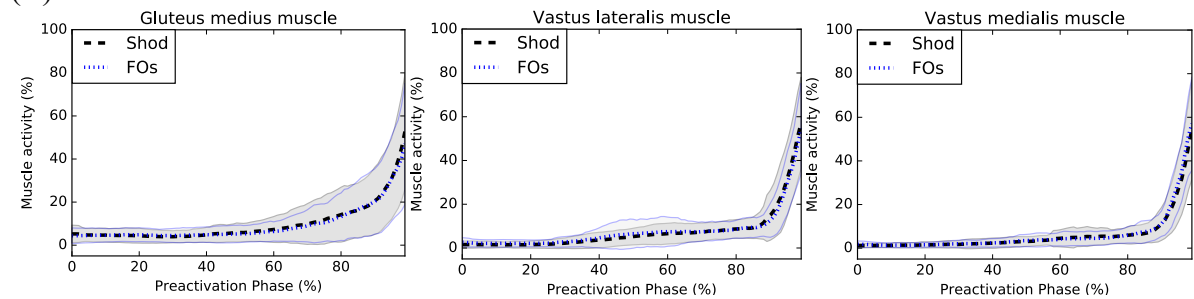
A)

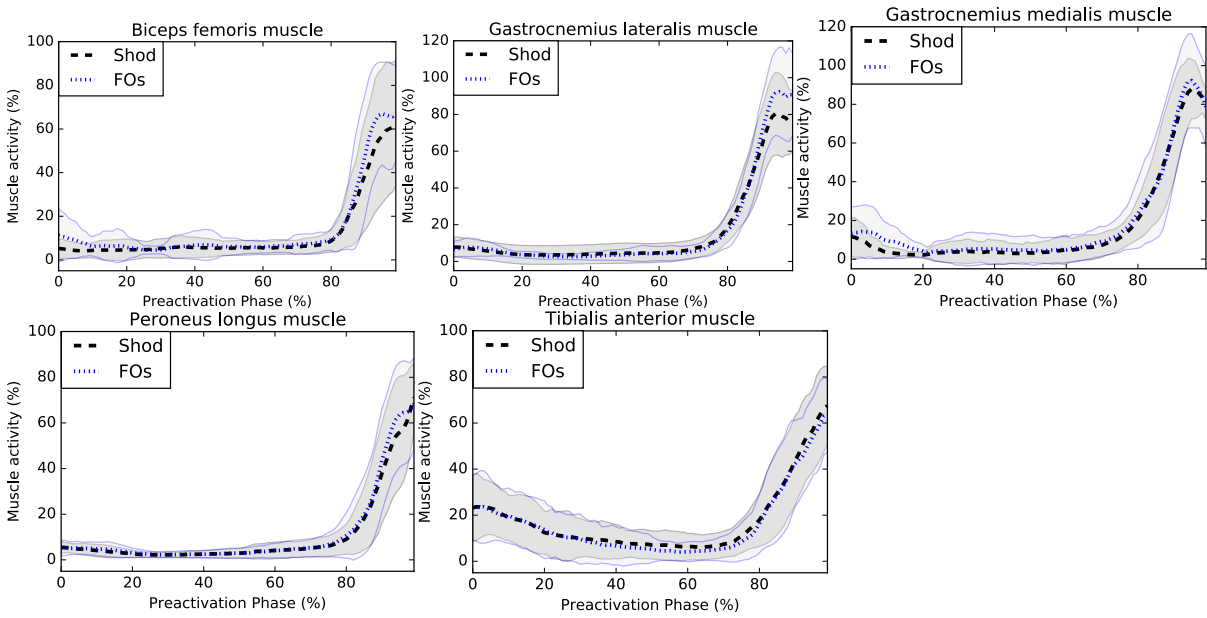


(B)

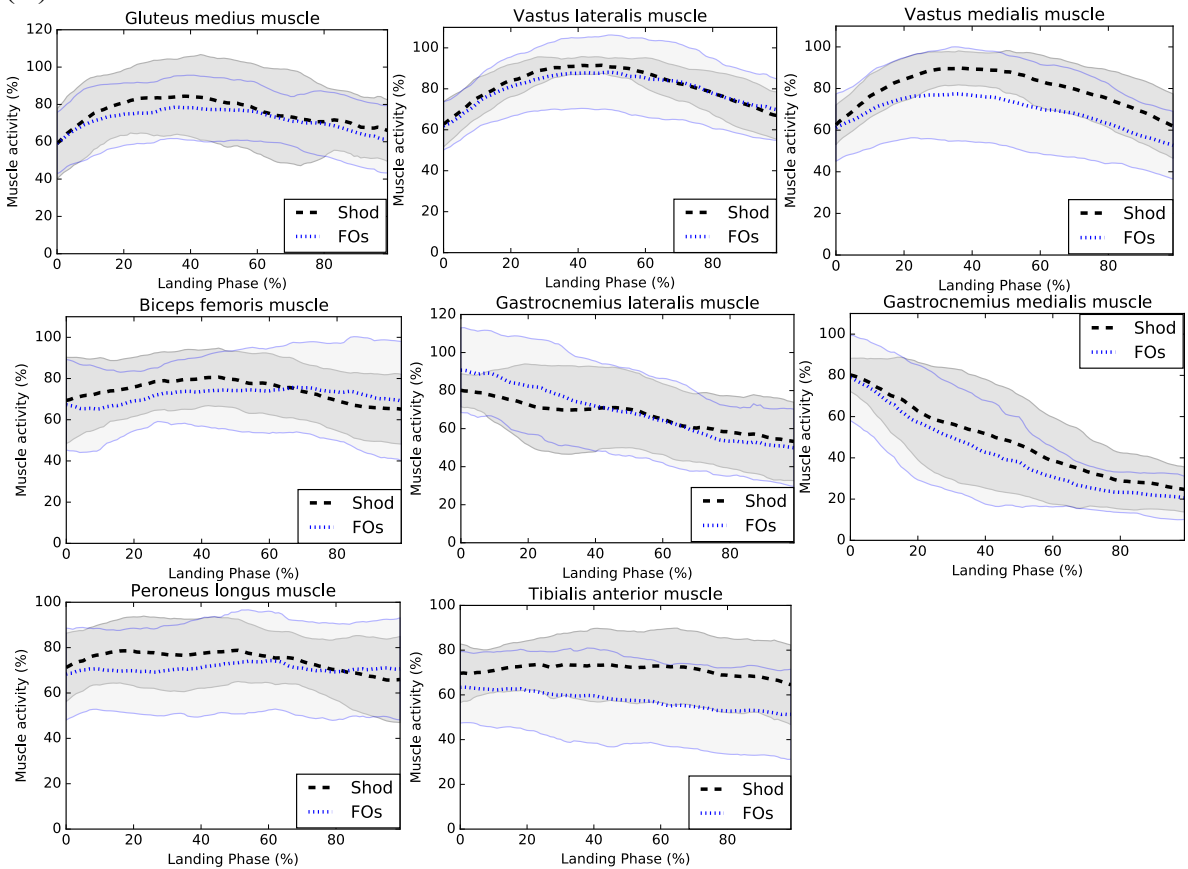


(C)

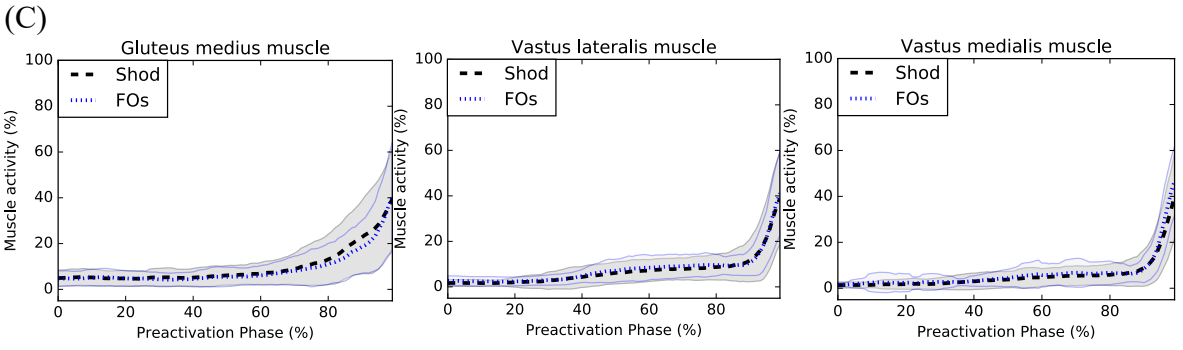
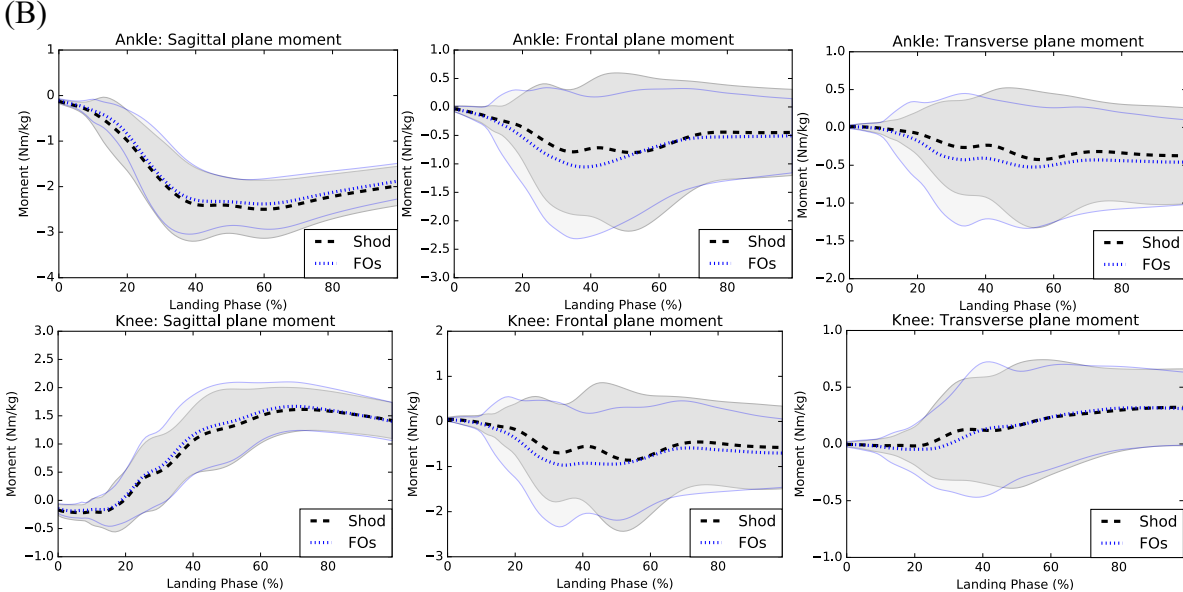
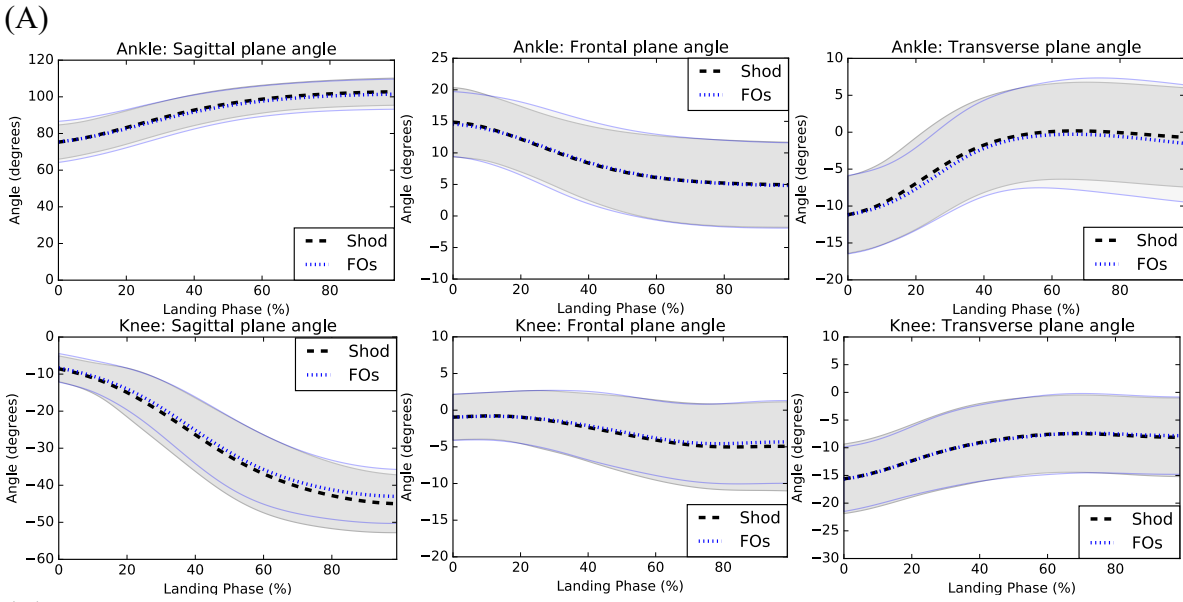


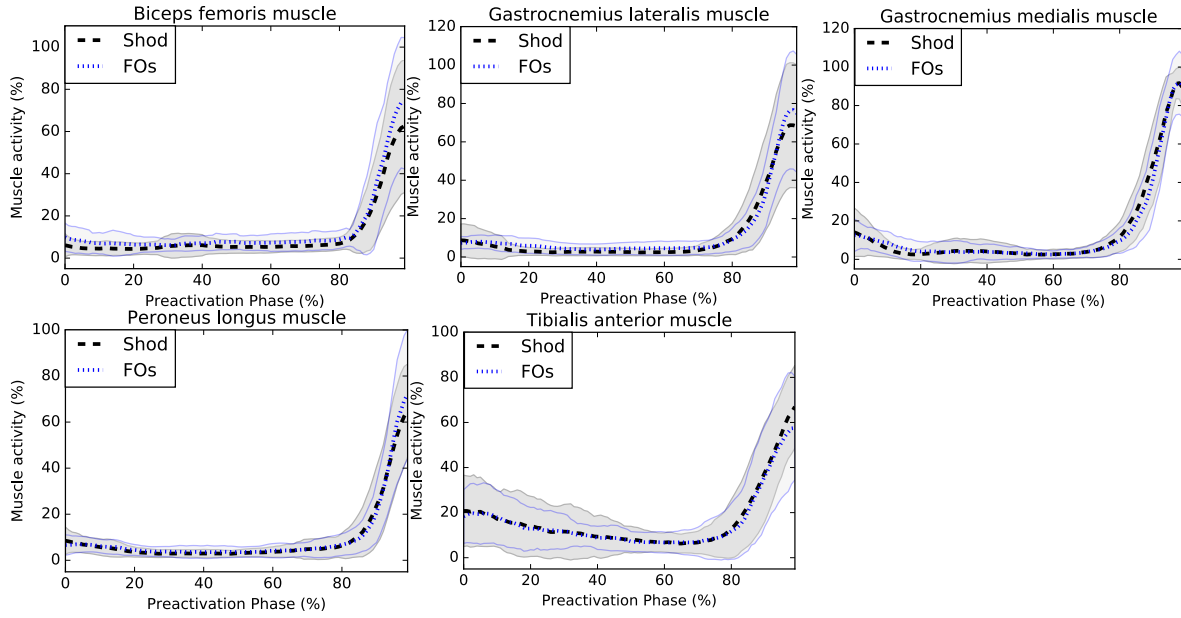


(D)

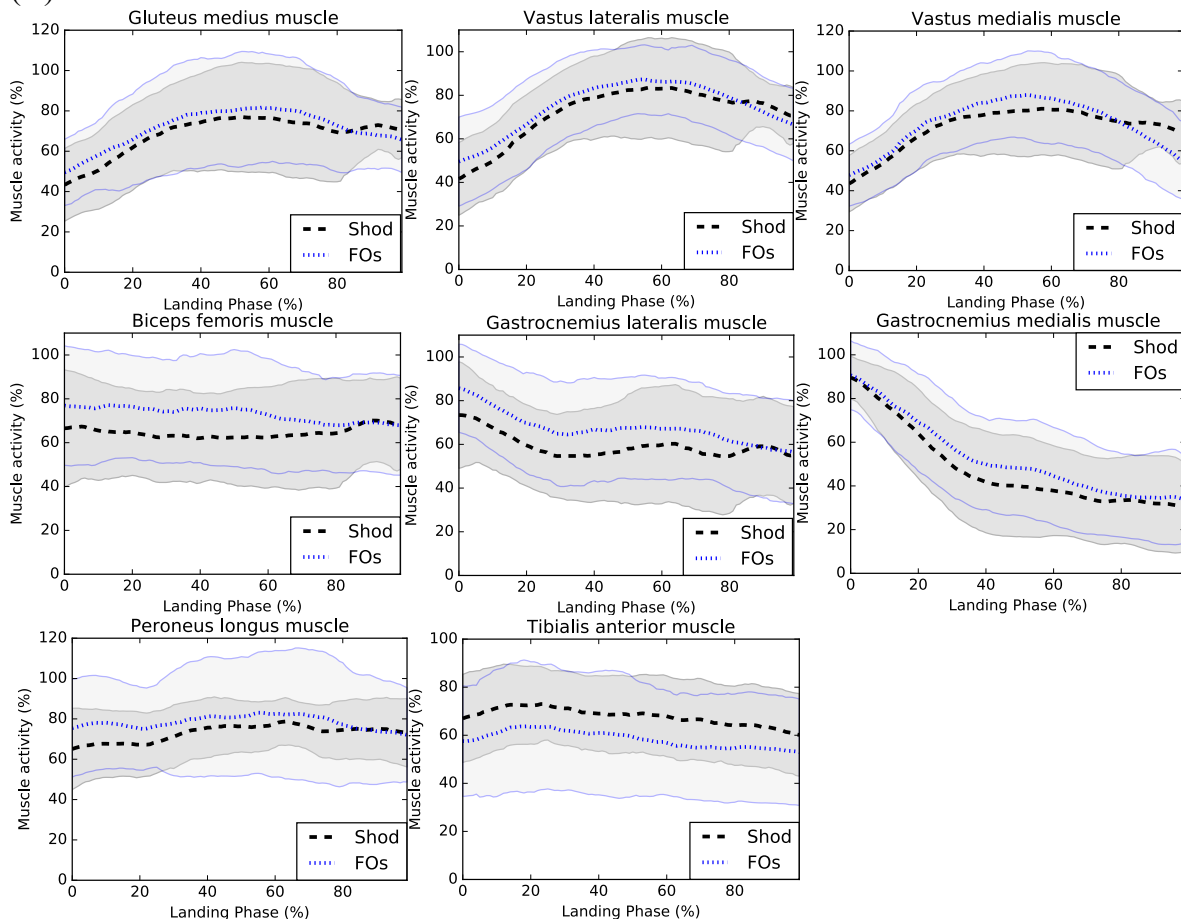


Appendix 6.1. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the DROP task



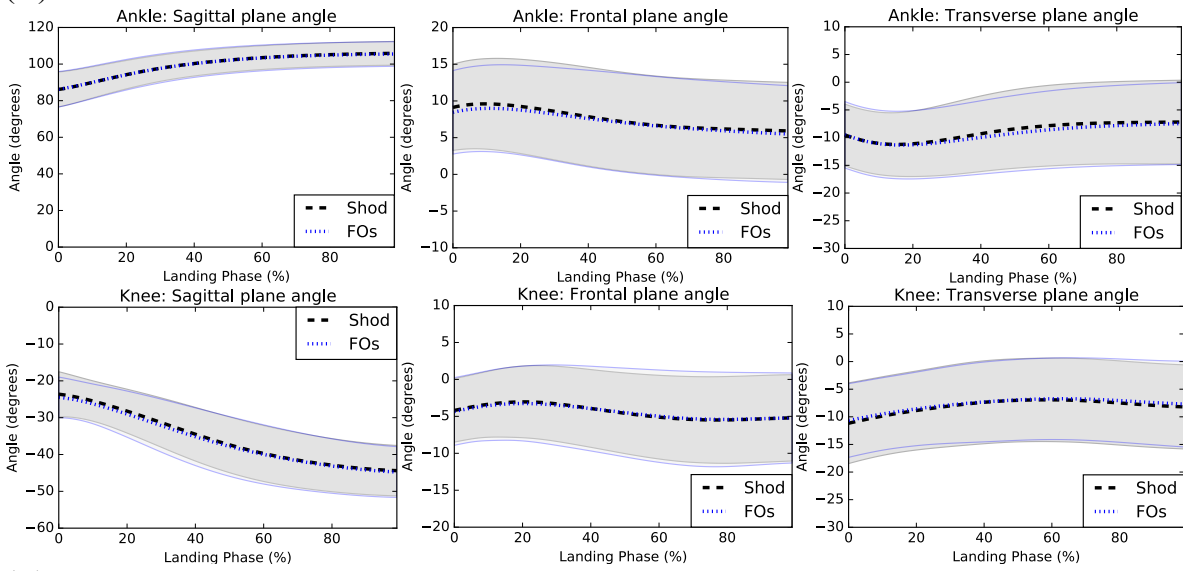


(D)

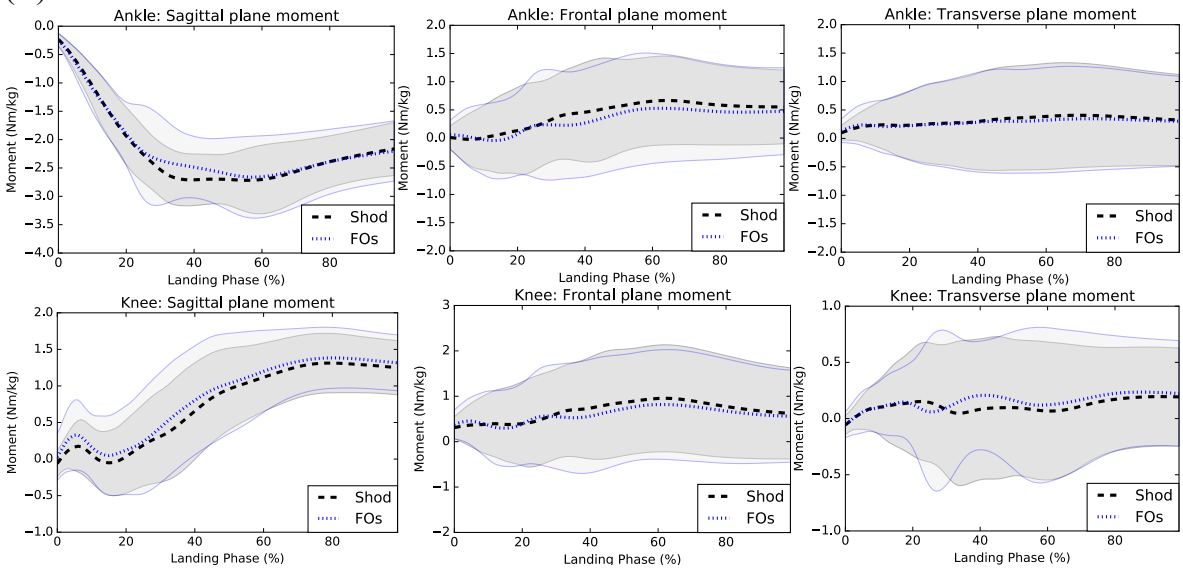


Appendix 6.2. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the FOAM task

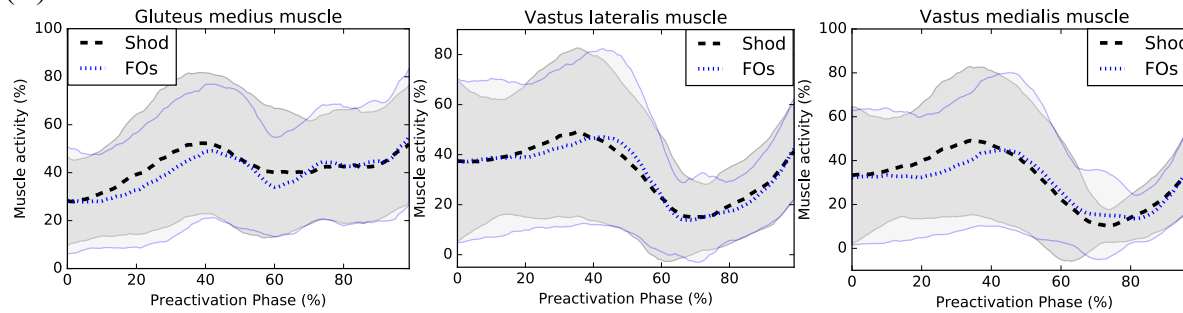
(A)

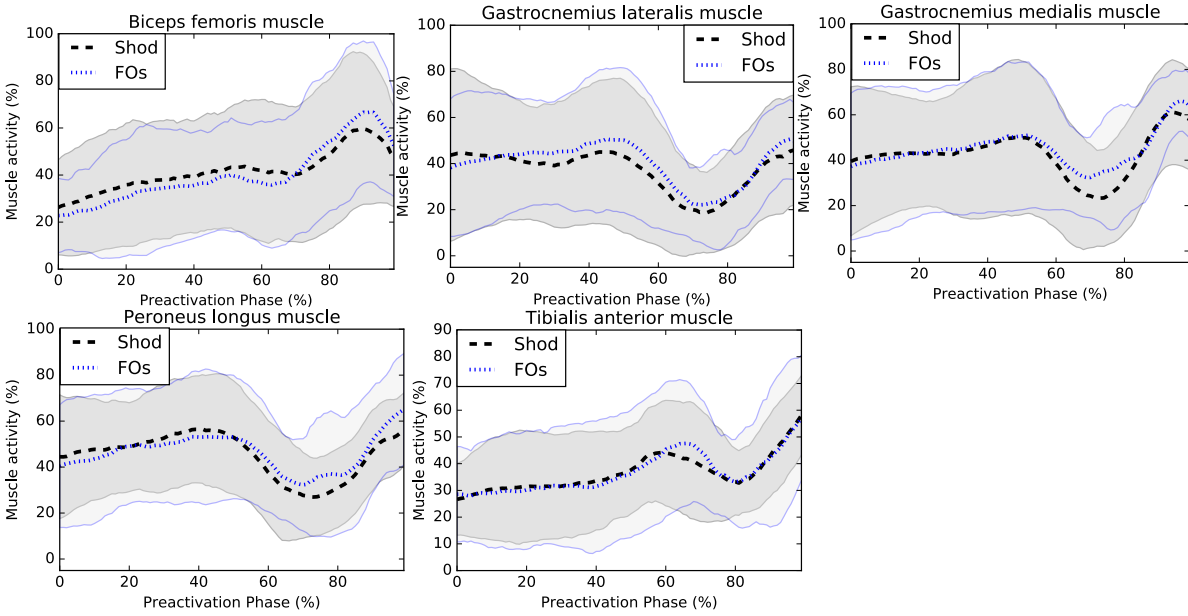


(B)

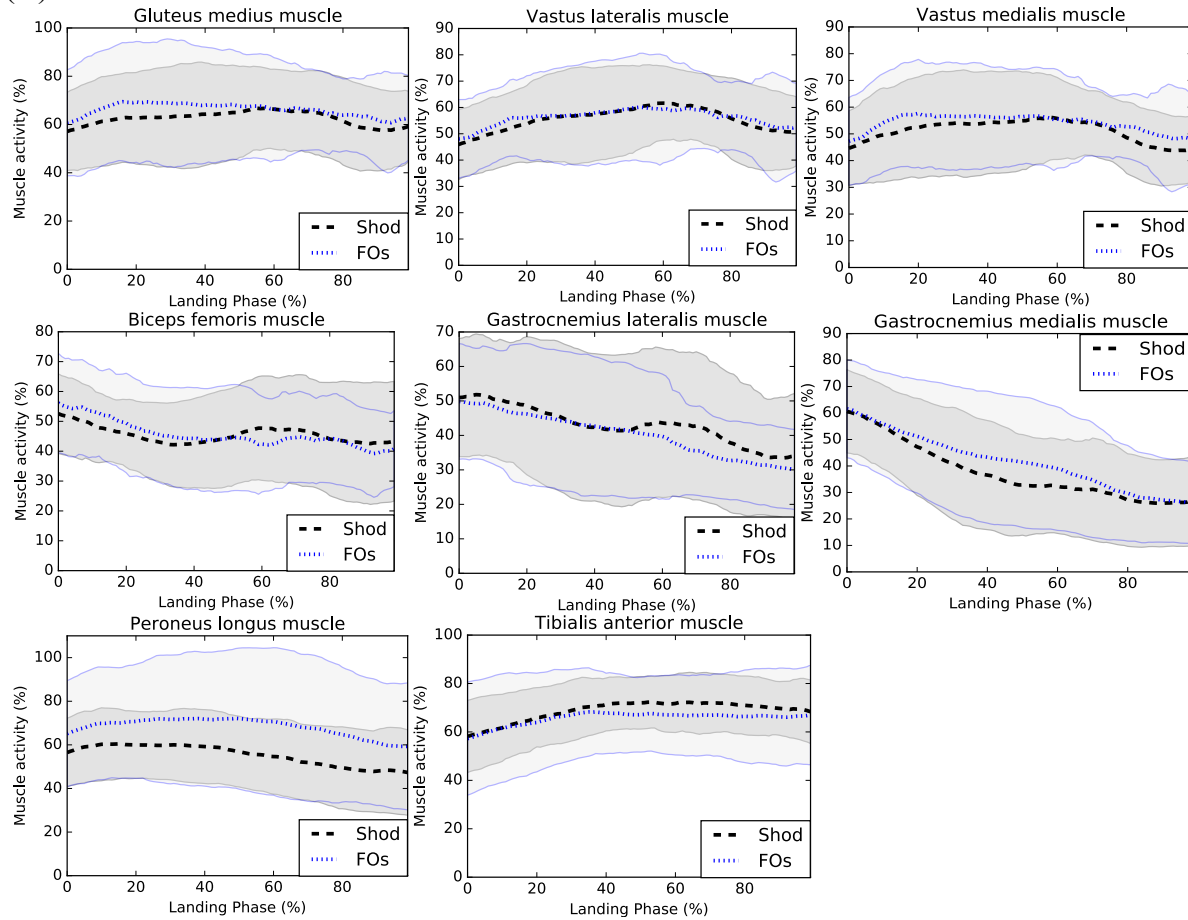


(C)

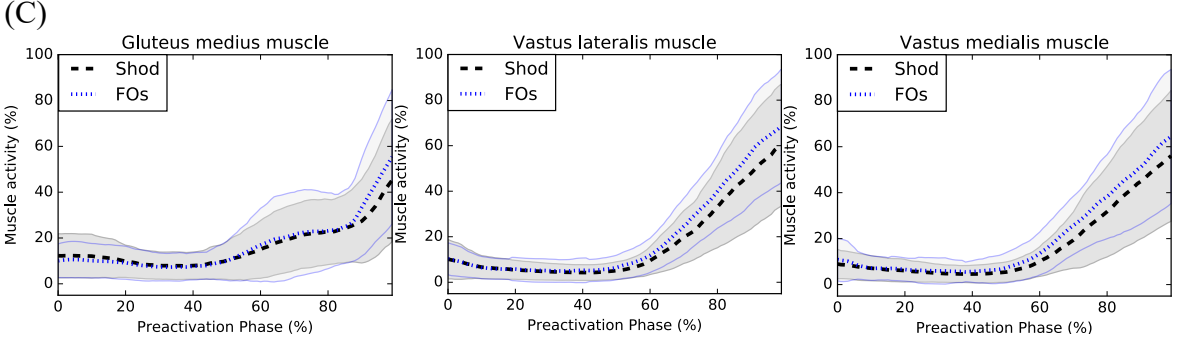
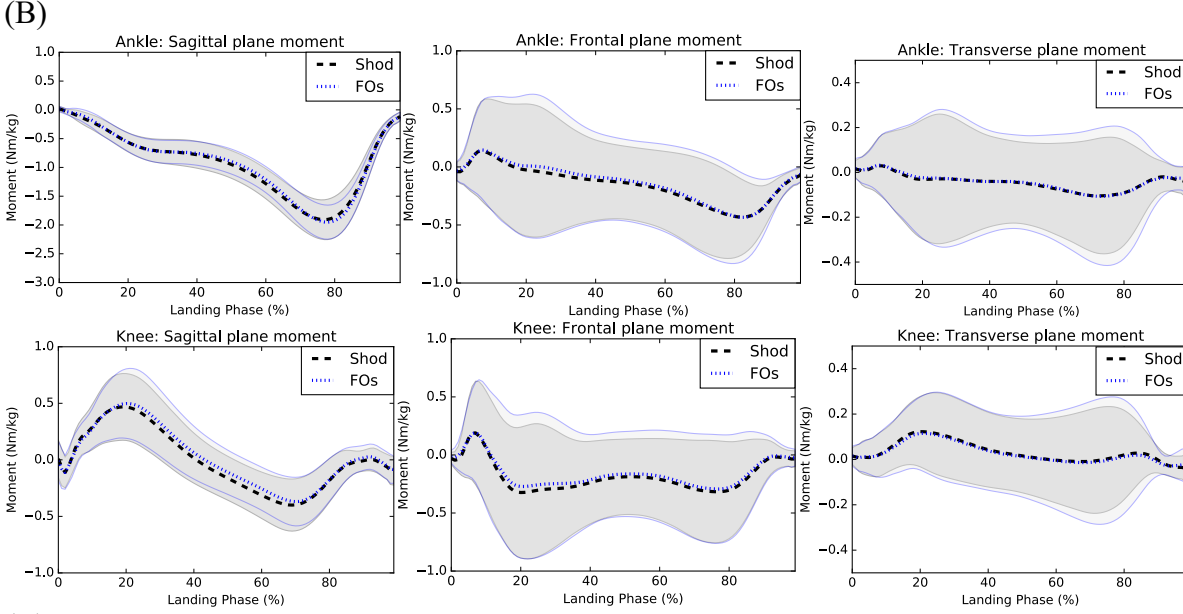
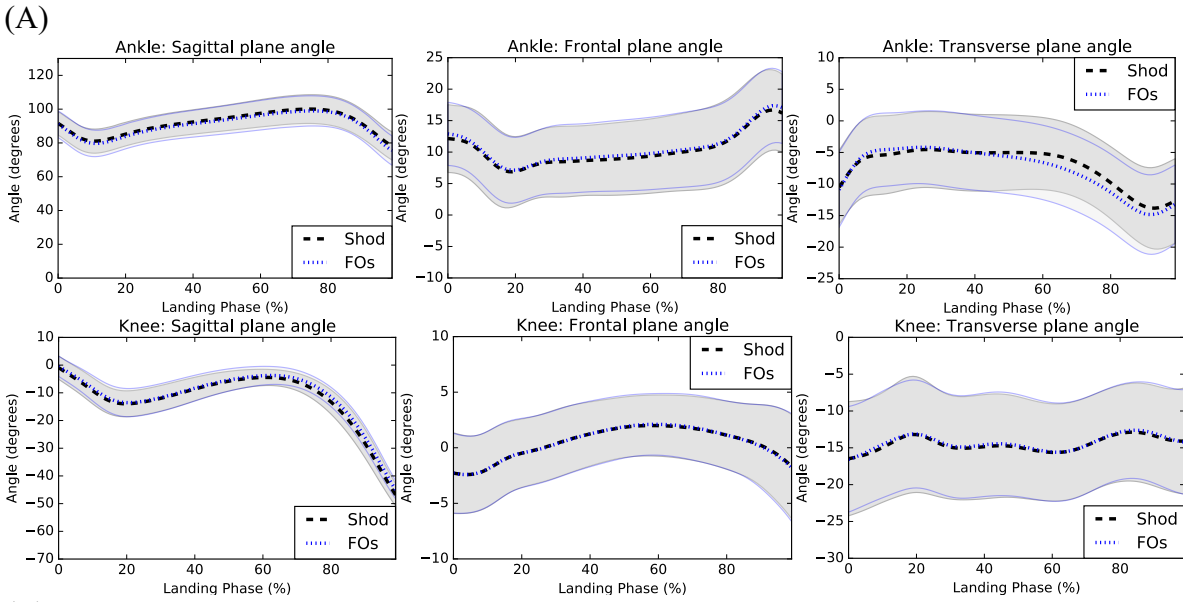


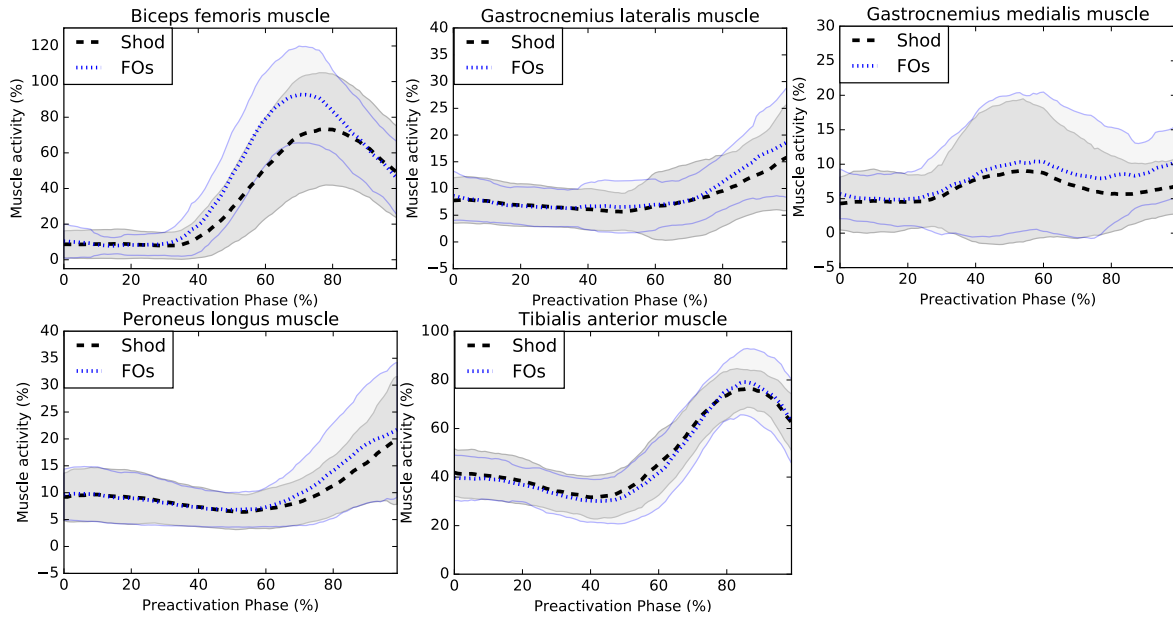


(D)

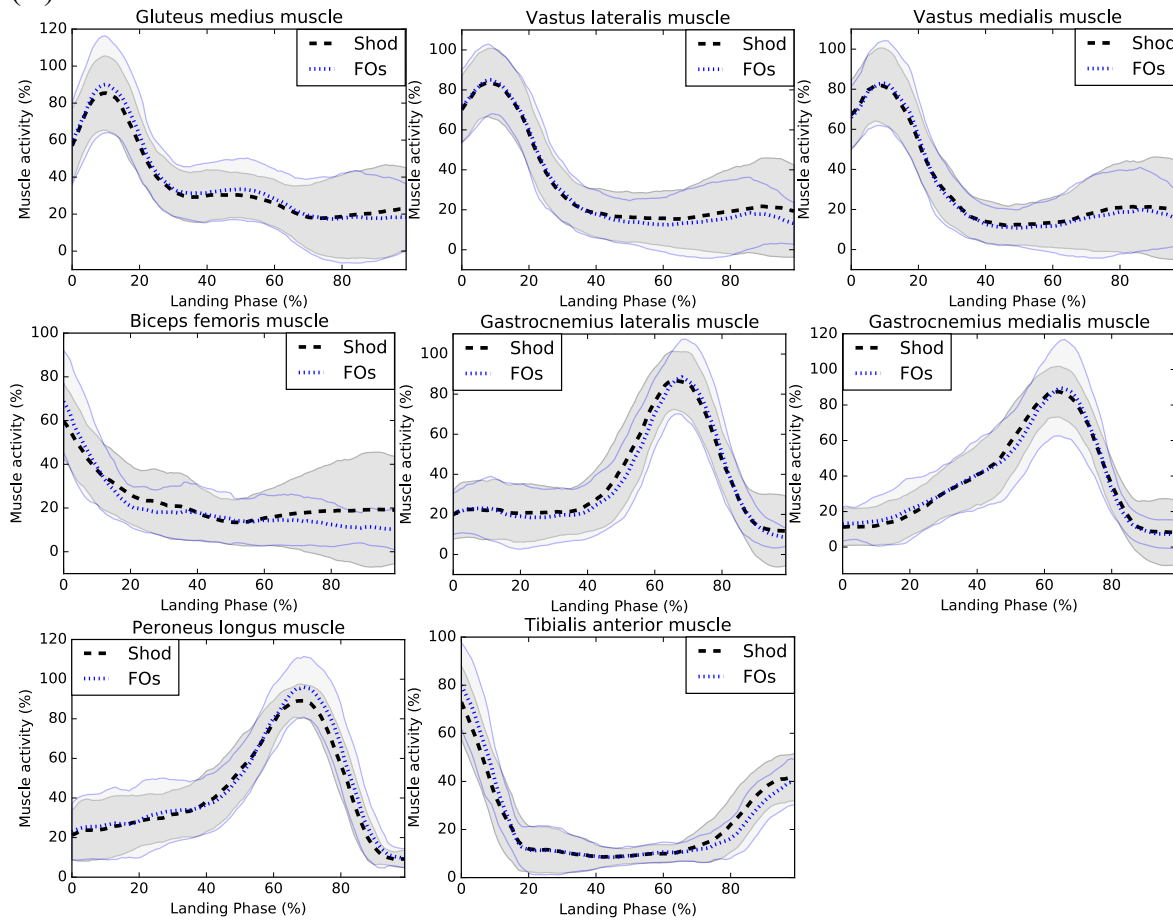


Appendix 6.3. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the SIDE task

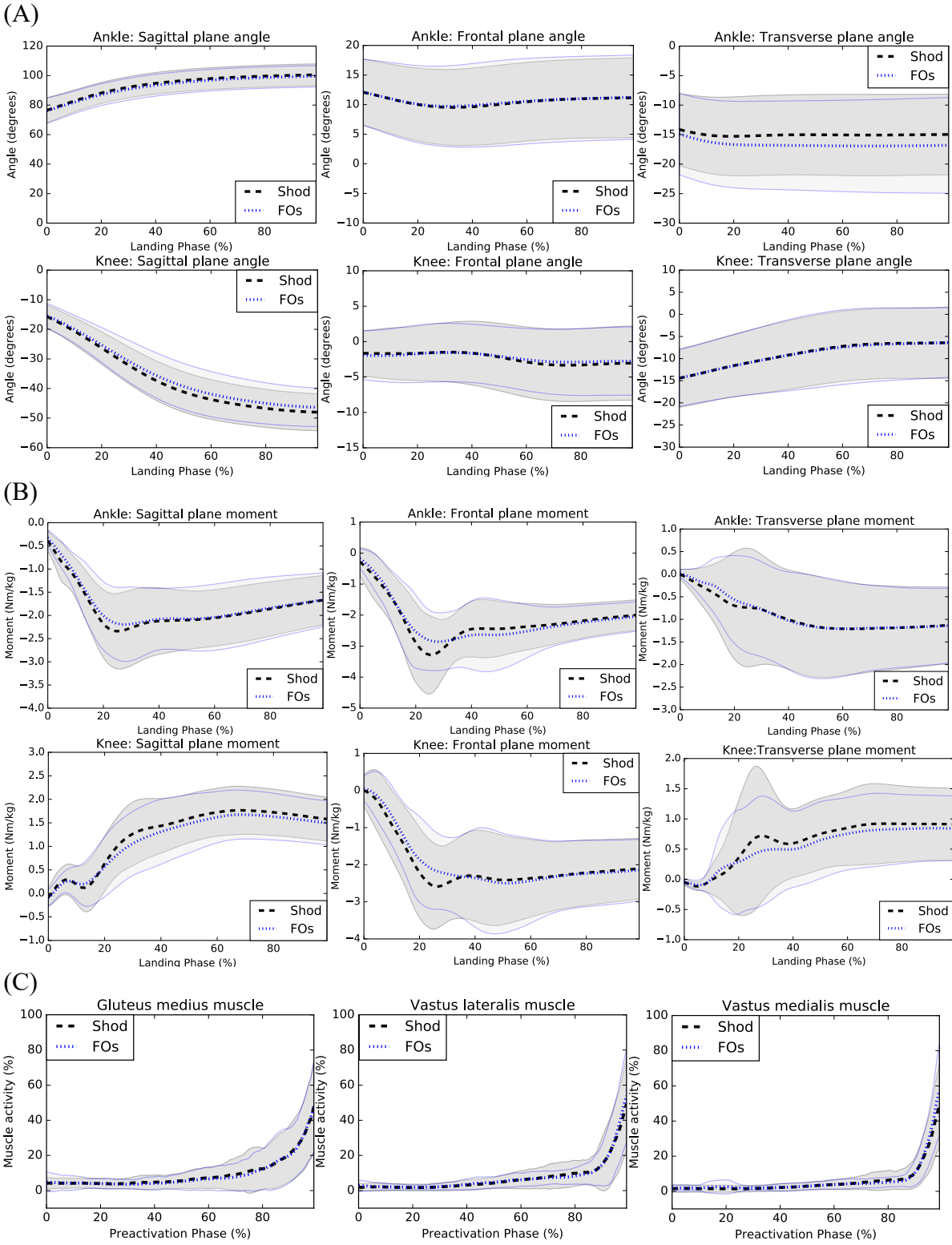


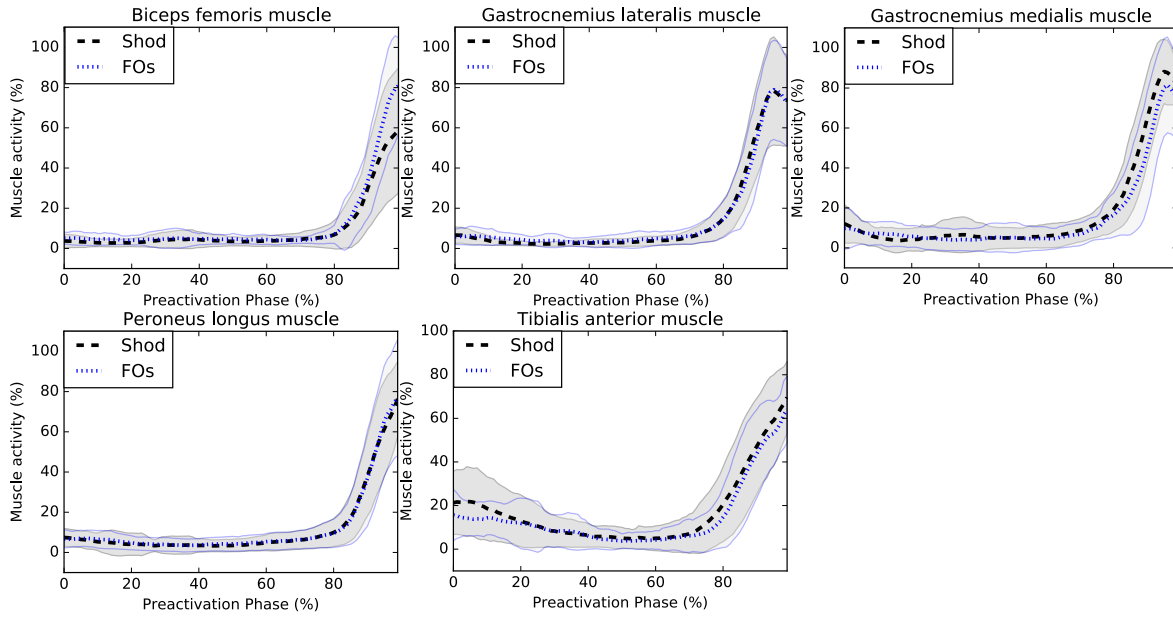


(D)

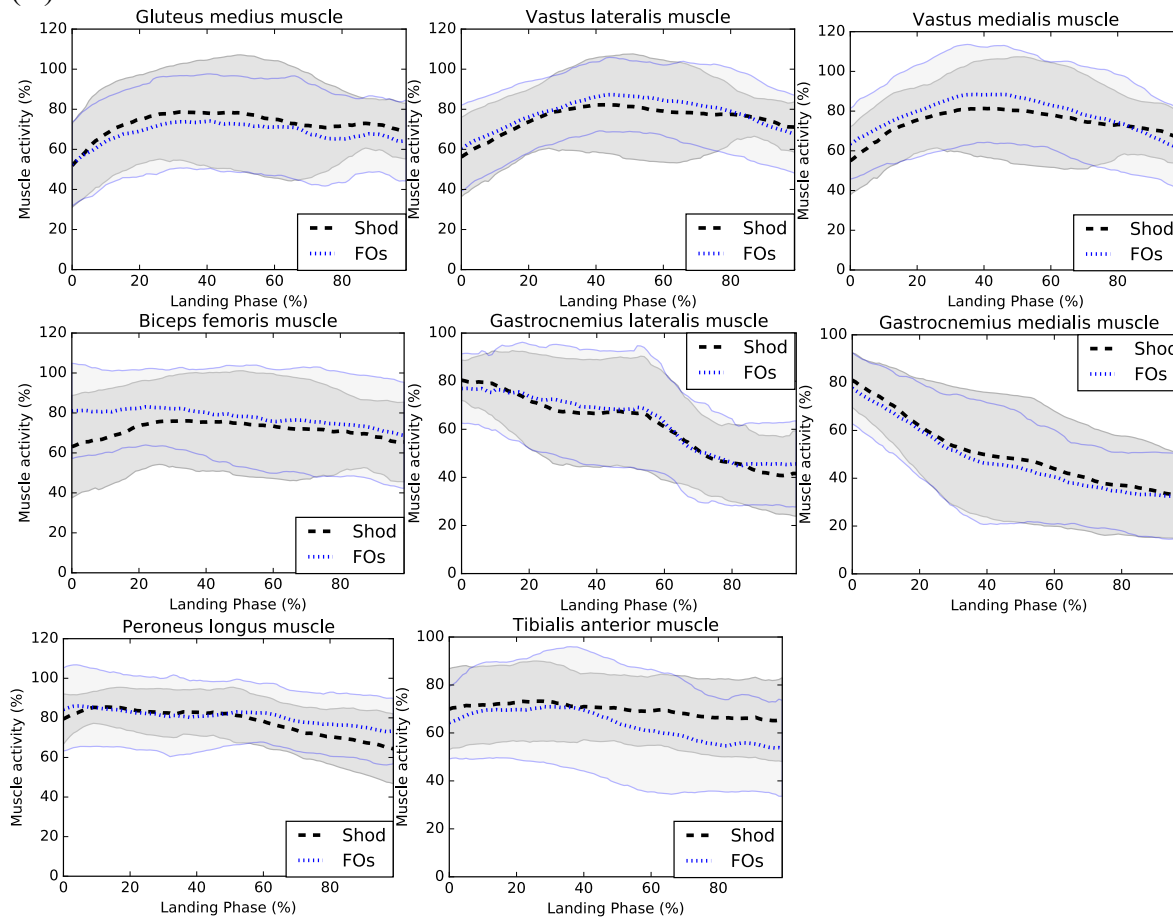


Appendix 6.4. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during walking





(D)



Appendix 6.5. Kinematic (A), kinetic (B), EMG (preactivation) (C) and EMG (landing) (D) during the WEDGE task

CHAPITRE 7 Discussion générale

Cette thèse avait comme objectif principal de décrire les déficits biomécaniques (cinématiques, cinétiques et électromyographiques) associés à la CAI lors de tâches de marche et d'atterrissage d'un saut unipodal et d'identifier les déficits pouvant être atténués par le port d'orthèses plantaires. La première et la deuxième étude ont permis d'identifier les différences biomécaniques entre des individus avec et sans CAI à la marche tandis que la troisième étude a permis de déterminer les différences biomécaniques entre ces individus lors de tâches d'atterrissage d'un saut unipodal. La quatrième étude a permis d'identifier les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI et de déterminer les déficits pouvant être atténués avec le port de ces orthèses. Une synthèse des principaux résultats de cette thèse, une interprétation globale des résultats, les considérations méthodologiques ainsi que les perspectives de recherche sont présentées dans les sections 7.1 à 7.6 de cette discussion.

7.1 Synthèse des résultats des études

La première étude de cette thèse révèle que les individus atteints d'une CAI présentent de nombreux déficits biomécaniques à la marche et à la course comparativement à des individus sains. Les résultats principaux de cette revue systématique de la littérature montrent que les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de l'inversion de la cheville et de l'arrière-pied, de la flexion plantaire de la cheville, des forces verticales sous la partie latérale du pied et de l'activation musculaire du long fibulaire comparativement à des individus sains. Cette revue systématique de la littérature a permis de déterminer les lacunes dans les études précédemment publiées sur les déficits biomécaniques d'individus ayant une CAI lors de la marche et la course. Notamment, les différences de moments de force articulaires entre des

individus avec et sans CAI et les effets de la vitesse de marche sur les déficits biomécaniques associés à la CAI étaient mal définis.

La deuxième étude révèle que les individus atteints d'une CAI présentent une diminution de la rotation externe du genou et de l'activité musculaire du moyen fessier ainsi qu'une augmentation du moment d'abduction du genou comparativement à des individus sains à la marche. De plus, les différences étaient similaires lors de la marche à vitesses confortable et rapide.

La troisième étude montre que comparativement aux individus sains, ceux atteints d'une CAI présentent une augmentation de l'activation musculaire du biceps fémoral et du moment d'extension du genou ainsi qu'une diminution de l'activation musculaire du moyen fessier et du long fibulaire lors de la tâche WEDGE. Ils présentent également une augmentation de la flexion dorsale de la cheville lors de la tâche FOAM et une diminution de l'activité musculaire du vaste latéral lors de la tâche DROP. Finalement, les individus atteints d'une CAI présentent une diminution de l'activité musculaire du biceps fémoral et du moyen fessier lors de la tâche SIDE comparativement aux individus sains.

La quatrième étude révèle que pour des individus atteints d'une CAI, le port d'orthèses plantaires diminue l'activité musculaire du tibial antérieur et augmente l'activité musculaire du gastrocnémien médial lors de la tâche DROP. Le port d'orthèses plantaires augmente aussi l'activité musculaire du gastrocnémien latéral lors de la tâche FOAM et le biceps fémoral à la marche. Aucune différence significative n'a été observée pour ce qui est des angles et moments au genou et à la cheville du membre inférieur atteint pour l'ensemble des tâches.

7.2 Déficiences biomécaniques associées à la CAI à la marche

Étudier les déficiences biomécaniques associées à la CAI est commun dans la littérature scientifique comme en témoigne les 24 articles retenus dans la revue systématique de cette thèse (voir Chapitre 3). Cette revue systématique de la littérature a permis de déterminer de nombreux déficiences biomécaniques chez les individus atteints de CAI, qui sont très similaires à la marche et à la course. Principalement, ces individus présentent une augmentation de la rotation externe du tibia, de l'inversion de l'arrière-pied et de la cheville, ainsi qu'une diminution de la dorsiflexion de la cheville. Ces changements cinématiques contribuent à placer le pied et la cheville dans une position vulnérable et augmentent la pression sous la partie latérale du pied et augmentent le moment d'éversion de la cheville. Ainsi, lors d'une perturbation soudaine à la marche (par exemple, trébucher ou glisser), les individus atteints d'une CAI disposent de moins de temps pour empêcher les épisodes d'inversion soudaine et involontaire ou d'ELC, notamment parce que la cheville est en position plus près de l'inversion maximale et que ces individus présentent une augmentation de la latence des muscles fibulaires (Thompson et al., 2018). Pour pallier à ces déficiences cinématiques et cinétiques, les résultats de la revue systématique de cette thèse suggèrent que les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de l'activité du muscle long fibulaire lors de la marche pour empêcher l'inversion excessive de la cheville et ainsi éviter de subir des épisodes d'inversion soudaine et involontaire ou des ELC.

Par contre, les résultats observés dans la deuxième étude de cette thèse ne concordent que partiellement avec ceux de la revue systématique de la littérature. Tout d'abord, aucune différence cinématique et cinétique n'a été observée à la cheville entre les individus avec et sans CAI. Chinn et al. (2013) ont observé une diminution de la dorsiflexion de la cheville lors de la phase de support de la marche. Par contre, l'absence de différence significative dans la deuxième

étude de cette thèse peut possiblement s'expliquer par le fait que les participants marchaient directement sur le sol tandis qu'ils marchaient sur un tapis roulant dans l'étude de Chinn et al. (2013). Entres autres, lors de la marche sur un tapis roulant, le membre inférieur est « tiré » vers l'arrière au lieu de devoir effectuer un travail positif pour effectuer une propulsion adéquate (Lee & Hidler, 2008). De plus, la marche sur tapis roulant est moins variable, notamment pour ce qui est de la vitesse, qui est fixée à une valeur précise et les informations visuelles environnantes ne sont pas représentatives de la tâche effectuée (Lee & Hidler, 2008). Seulement une autre étude a quantifié les moments de la cheville et a observé une augmentation du moment d'éversion pour les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains (Monaghan et al., 2006). L'absence de différence entre les individus avec et sans CAI dans la deuxième étude de cette thèse peut possiblement s'expliquer par le port de chaussures par les participants lors des tâches expérimentales tandis que ceux de l'étude de Monaghan et al. (2006) étaient pieds nus. En effet, le port de chaussures augmente notamment le moment d'éversion de la cheville (Zhang et al., 2013). Ainsi, cette augmentation du moment de la cheville avec des chaussures pourrait contribuer à diminuer les différences entre les individus avec et sans CAI. Dans le même ordre d'idée, aucune différence significative n'a été observée pour le muscle long fibulaire entre les individus avec et sans CAI. Ce résultat ne concorde pas avec ceux de la revue systématique de la littérature (voir Chapitre 3) qui a observé une augmentation de l'activité musculaire du long fibulaire à la marche dans les études précédemment publiées (Moisan et al., 2017). Par contre, ces études ont enregistré l'activité de ce muscle lors de la marche avec souliers sur un tapis roulant (Feger et al., 2014; Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016) ou pieds nus directement sur le sol (Delahunt et al., 2006). Les différences entre les tâches (tapis roulant et marche au sol) et la condition de marche (avec souliers et pieds nus) peuvent avoir influencées

le patron d'activation musculaire du long fibulaire chez les individus avec et sans CAI et expliquer l'absence de différences significatives entre ces individus dans ce projet de thèse. En effet, le port de chaussures et la marche sur tapis roulant peuvent changer l'activation du muscle long fibulaire (Franklin et al., 2015; Franklin et al., 2018). Un autre aspect pouvant expliquer l'absence de résultat dans la deuxième étude de cette thèse est le type d'analyse statistique utilisé. Pour mesurer l'activité du muscle long fibulaire à la marche, les études précédentes ont analysé le timing d'activation (Feger et al., 2015), les RMS (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016) et l'intégral de l'EMG normalisé (Delahunt et al., 2006). Ces variables EMG analysées dans ces études n'ont pas de composante temporelle (Pataky et al., 2016). Or, l'utilisation de ce type de variable EMG augmente jusqu'à 38,2% les chances d'obtenir des résultats significatifs qui sont en fait des faux positifs comparativement à la convention biomécanique actuelle de 5% ($\alpha < 0,05$) (Pataky et al., 2016). Les différences significatives obtenues dans les études précédentes entre l'activité du muscle long fibulaire pour les individus avec et sans CAI pourraient être des faux positifs. Par contre, les résultats des études précédentes ne doivent pas nécessairement être invalidés, car les effets de grande amplitude, lorsque présents, peuvent généralement être observés, quel que soit le type d'analyse (Pataky et al., 2016). D'autres études utilisant des méthodes d'analyses statistiques unidimensionnelles sont nécessaires pour infirmer ou confirmer les résultats des études utilisant des variables sans dimension temporelle.

Pour ce qui est du genou, une diminution de la rotation externe et une augmentation du moment d'abduction ont été observées chez les individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains. Une autre étude a quantifié la cinématique et la cinétique du genou lors de la marche et n'a montré aucune différence significative entre des individus avec et sans CAI

(Monaghan et al., 2006). Par contre, dans cette étude, les participants ont complété le protocole expérimental sans chaussure tandis que dans la deuxième étude de cette thèse, les participants ont complété le protocole expérimental avec des chaussures. Comme le port de chaussures modifie la biomécanique de la marche (Lee & Hidler, 2008; Riley et al., 2008), les conditions expérimentales utilisées peuvent possiblement expliquer les résultats contradictoires entre ces deux études. La diminution de la rotation externe et l'augmentation du moment d'abduction du genou peuvent représenter des compensations aux articulations proximales à la cheville pour les individus atteints d'une CAI. La diminution de la rotation externe du genou pourrait avoir un impact clinique intéressant comme elle atteint jusqu'à neuf degrés lors de la fin de la phase de mi-support et du début de la phase de propulsion. Elle pourrait contribuer à placer le pied davantage en adduction lors de l'impact initial du pied et ainsi placer la cheville en position plus vulnérable. D'ailleurs, une augmentation de rotation interne de la cheville de sept degrés peut être suffisante pour causer une ELC (Fong et al., 2009). Toutefois, la position du pied par rapport à la ligne de progression de la marche n'a pas été quantifiée. Comme le muscle moyen fessier est un des rotateurs externes de la hanche, la diminution de son activité EMG lors de la marche pourrait être causée par des changements cinématiques de la hanche dans le plan transverse, telle que suggéré par Koldenhoven et al. (2016). D'autres études devront donc évaluer si ces changements cinématiques du genou altèrent la position du pied lors de la marche, si ces changements se répercutent aussi à la hanche et s'il existe un lien entre ces changements cinématiques et la diminution d'activité du muscle moyen fessier. De plus, ils devront évaluer si ces changements biomécaniques prédisposent les individus atteints d'une CAI à subir des ELC. L'augmentation du moment d'abduction du genou chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains lors du début de la phase de contact de la marche

pourrait aussi avoir un impact clinique important. Lors de la marche, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation d'inversion de la cheville, ce qui place cette articulation dans une position vulnérable et à risque de subir une ELC (Moisan et al., 2017). Les résultats de cette étude suggèrent que les individus atteints d'une CAI atténuent l'impact initial à la cheville avec un patron moteur utilisant davantage le genou pour éviter l'inversion excessive et ainsi subir une ELC. Toutefois, ces compensations cinématiques et cinétiques au genou pourraient être une cause ou une conséquence de la CAI. Une étude comparative prospective devra déterminer si ces changements biomécaniques (EMG, cinématiques, cinétiques) sont des prédicteurs de développement de la CAI chez des individus qui subissent une première ELC. Cette étude devra évaluer les différences biomécaniques entre les individus qui ont et qui n'ont pas développé une CAI avant et après avoir subi une ELC lors de tâches fonctionnelles (par exemple, la marche). Ainsi, il sera possible de déterminer si les différences biomécaniques observées chez les individus atteints d'une CAI sont un facteur de risque de développer cette pathologie ou si elles sont une conséquence d'avoir subi une ELC qui n'est observée que chez certains individus. Pour ce faire, une analyse biomécanique durant différentes tâches fonctionnelles devra être effectuée initialement (Temps 1) pour un groupe d'individus n'ayant jamais subi d'ELC. Ensuite, une deuxième et troisième analyse biomécanique devront être effectuées après que ces individus aient subi une ELC (Temps 2) et un an après cet épisode (Temps 3). Par la suite, les variables biomécaniques devront être comparées au Temps 1 entre les individus qui ont et qui n'ont pas subi d'ELC de façon à identifier les variables biomécaniques prédictrices de subir une ELC. Ensuite, les variables biomécaniques devront être comparées au Temps 2 entre les individus qui ont et qui n'ont pas développé une CAI de façon à identifier des variables biomécaniques prédictrices de développer une CAI après avoir subi une ELC. Finalement, les variables

biomécaniques devront être comparées pour les individus qui ont développé une CAI, entre les séances expérimentales au Temps 2 et 3, de façon à identifier les changements biomécaniques associés à la CAI.

Les résultats de la deuxième étude de cette thèse suggèrent aussi que la biomécanique du membre inférieur des individus avec et sans CAI est très similaire lors de la marche à vitesses rapide et confortable. Ce résultat suggère que les déficits biomécaniques associés à la CAI varient peu lorsque la vitesse de marche fluctue. Ainsi, si d'autres études reproduisent ce résultat de recherche, il sera possible de comparer les résultats des études biomécaniques sur la CAI même si la vitesse de marche diffère.

Limites des études actuelles

Parmi les études incluses dans la revue systématique de la littérature de cette thèse, d'autres différences biomécaniques entre des individus avec et sans CAI ont aussi été observées. Par contre, comme les résultats de ces études sont contradictoires, il fut impossible d'en tirer des conclusions claires. Par exemple, certaines études n'ont observé aucune différence d'activité musculaire du tibia antérieur (Delahunt et al., 2006; Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016), tandis que d'autres ont observé une diminution d'activité avant le contact initial du talon (Koldenhoven et al., 2016) et une augmentation lors de la phase de support de la marche (Hopkins et al., 2012; Louwerens et al., 1995). Plusieurs aspects méthodologiques peuvent expliquer cette variabilité des résultats des études incluses dans la revue systématique de la littérature de cette thèse. Tout d'abord, l'utilisation de différentes définitions de la CAI crée des populations hétérogènes entre les études (Delahunt, Coughlan, et al., 2010). D'ailleurs, l'*International Ankle Consortium* a établi des critères de sélection des participants pour toutes les études traitant de la CAI (Gribble et al., 2013). Dans les études

incluses dans la revue systématique de la littérature de cette thèse, 17 études sur un total de 24 ont été publiées avant la publication de ce guide d'inclusion de participants avec une CAI.

Un autre aspect méthodologique pouvant expliquer la variabilité des résultats de recherche entre les études est la grande hétérogénéité des paramètres d'analyse électromyographique entre les études. Par exemple, les études incluses ont quantifié le début de l'activation musculaire (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015), la durée d'activation (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015; Santilli et al., 2005), l'amplitude RMS (Hopkins et al., 2012; Koldenhoven et al., 2016; Lin et al., 2011), l'aire sous la courbe RMS (Feger et al., 2015; Kautzky et al., 2015; Koldenhoven et al., 2016), l'intégral de l'EMG normalisé (Delahunt et al., 2006) et l'activité moyenne au moyen d'enveloppes linéaires (Louwerens et al., 1995). D'ailleurs, il n'est pas possible de comparer directement une analyse EMG effectuée avec deux paramètres différents (par exemple entre des RMS et des intégrales). C'est entre autres pour cette raison qu'aucune méta-analyse n'a été effectuée dans la première étude de cette thèse.

Un autre aspect méthodologique ayant contribué à la variabilité des résultats des études est le type de marche analysé. Certains auteurs ont quantifié la biomécanique des participants durant la marche sur un tapis roulant tandis que d'autres l'ont évalué directement sur le sol. Bien que les patrons de marche soient similaires, l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique du membre inférieur diffèrent entre ces deux types de marche (Lee & Hidler, 2008; Riley et al., 2008). En comparant la marche directement au sol avec la marche sur tapis roulant, les individus présentent une diminution des moments de dorsiflexion de la cheville et d'extension du genou, une augmentation des moments d'extension de la hanche et des changements d'activation musculaire du tibial antérieur, des ischiojambiers, du vaste médial et du long adducteur (Lee & Hidler, 2008). De plus, des changements de la cinématique du genou, des forces de réaction du

sol, des moments articulaires ont aussi été observés lors de la marche sur tapis roulant (Riley et al., 2008). Par contre, aucune étude n'a comparé la biomécanique des membres inférieurs d'individus avec une CAI lors de la marche au sol et sur tapis roulant. La marche sur tapis roulant pourrait induire des changements biomécaniques différents chez cette population pathologique.

Un autre aspect méthodologique ayant contribué à la variabilité des résultats des études incluses dans la revue systématique de la littérature de cette thèse est la condition expérimentale dans laquelle les participants ont effectué la tâche de marche. Certaines études ont quantifié la biomécanique de participants marchant pieds nus et d'autres, chaussés. Par contre, les chaussures influencent l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique du membre inférieur lors de la marche (Franklin et al., 2015; Thompson et al., 2015).

7.3 Déficits biomécaniques associés à la CAI lors d'atterrissage d'un saut unipodal

Les résultats de la troisième étude de cette thèse permettent de mieux comprendre les déficits biomécaniques associés à la CAI lors d'atterrissage d'un saut unipodal. Tout d'abord, une augmentation de la dorsiflexion de la cheville lors de la phase d'atterrissage de la tâche FOAM a été observée pour les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains. Cette augmentation pourrait représenter des modifications centralisées du programme moteur pouvant se manifester à partir de la cheville instable, plaçant l'articulation talo-crurale dans une position plus stable pour protéger les ligaments latéraux de la cheville contre une inversion excessive (Simpson et al., 2018). Lorsque la cheville est mise en dorsiflexion, la partie antérieure de la trochlée du talus est en contact avec les malléoles et le plateau tibial. Comme la partie antérieure de la trochlée du talus est plus large que la partie postérieure (Daud et al., 2013), la pression intra-articulaire à la cheville est augmentée (Farso Nielsen & de Carvalho, 1989;

Imai et al., 2015) et donc la stabilité articulaire l'est aussi (Birrer et al., 1994; Magee, 2013; Nordin & Frankel, 2001; Turco, 1977). Une hypothèse a été émise par Simpson et al. (2018), selon laquelle ces changements positionnels de la cheville influencent la position du genou lors d'un atterrissage d'un saut unipodal. L'atténuation des forces d'impact se fait alors davantage en fléchissant le genou, de façon à protéger la cheville contre des perturbations soudaines pouvant mener à subir une ELC (Caulfield & Garrett, 2002). Les résultats de la troisième étude de cette thèse ne permettent pas de valider cette hypothèse. En effet, aucune différence entre les individus avec et sans CAI n'a été observée pour la cinématique du genou lors des tâches d'atterrissage d'un saut unipodal. Par contre, une altération de la préactivation musculaire est observée chez les individus atteints d'une CAI. Comparativement à des individus sains, les individus atteints d'une CAI présentent une diminution de la préactivation musculaire du vaste latéral durant la tâche DROP, du biceps fémoral durant la tâche SIDE et du moyen fessier et long fibulaire durant la tâche WEDGE. Une diminution de la préactivation musculaire représente une altération du contrôle prédictif et peut mettre les individus atteints d'une CAI à risque de subir des ELC (Caulfield et al., 2004; Monaghan et al., 2006). Cette préactivation musculaire, surtout celle du long fibulaire, est importante dans la prévention des ELC pour les individus atteints d'une CAI. Ces individus présentent également une perte de force et une augmentation de la latence des muscles éverseurs de la cheville, dont le long fibulaire (Thompson et al., 2018) qui est le principal éverseur de la cheville (Hertel, 2002). D'autres études ont aussi rapporté une latence d'activation et une diminution d'activité musculaire du long fibulaire lors d'un atterrissage d'un saut sur une surface inclinée (Li et al., 2018; Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Ainsi, lors d'un atterrissage d'un saut sur une surface inclinée latéralement, la diminution de la préactivation musculaire du long fibulaire couplée à sa

diminution de force et son augmentation du temps de réaction mettent les individus atteints d'une CAI à risque de subir une ELC. Fong et al. (2009) ont observé qu'un individu qui subit une ELC présente une augmentation d'inversion de six degrés par rapport à son patron cinématique habituel. L'action du muscle long fibulaire est d'autant plus importante pour prévenir les ELC, car lors d'un atterrissage sur une surface inclinée, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation d'inversion de la cheville pouvant aller jusqu'à six degrés comparativement à un atterrissage unipodal sur une surface plane (Mainville et al., 2019).

Les résultats de la troisième étude de cette thèse montrent également que les différences biomécaniques entre les individus avec et sans CAI varient d'une tâche à l'autre. Les différences peuvent être complètement opposées, comme en témoigne l'augmentation de la préactivation musculaire du biceps fémoral durant la tâche WEDGE et la diminution de sa préactivation lors de la tâche SIDE. Ces résultats suggèrent qu'il est difficile de généraliser des déficits biomécaniques pour l'ensemble des tâches dynamiques chez des individus atteints d'une CAI. Ainsi, la réadaptation neuromusculaire pourrait devoir être adaptée aux sports ou aux activités des individus atteints d'une CAI pour mieux traiter leurs déficits biomécaniques.

Finalement, les résultats des trois premières études de cette thèse ont permis de mettre à jour le modèle descriptif des déficits proprioceptifs et biomécaniques présentés dans la section 1.2.4 (voir Figure 7.1).

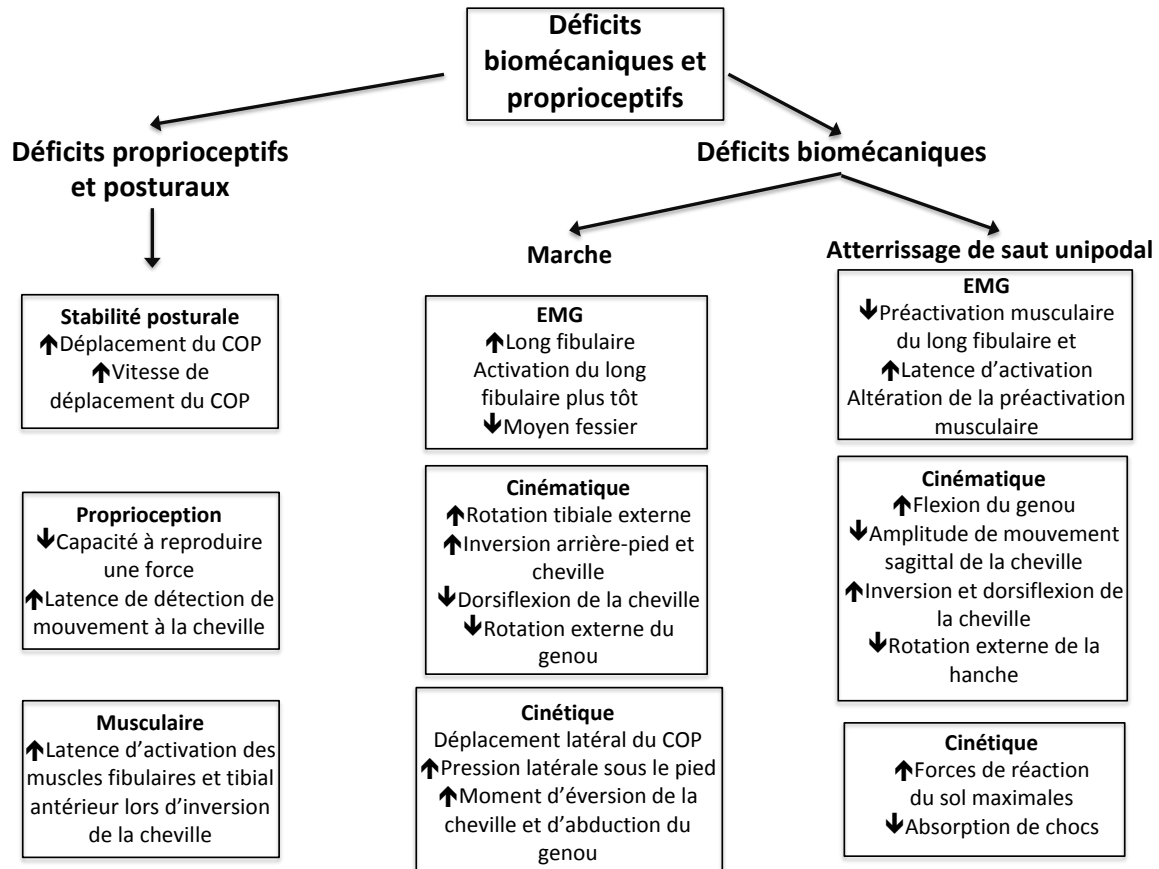


Figure 7.1 Synthèse des déficits proprioceptifs et biomécaniques associés à la CAI.

7.4 Effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI

Les résultats de la quatrième étude de cette thèse permettent de mieux comprendre les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors d'atterrissage d'un saut unipodal et de la marche. Le principal résultat de cette étude est la diminution de l'activité musculaire du tibial antérieur lors de la phase d'atterrissage de la tâche DROP avec le port d'orthèses plantaires. Comme mentionné précédemment les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de la dorsiflexion de la cheville lors d'un atterrissage d'un saut unipodal pour placer l'articulation talo-crurale dans une position plus

stable pour protéger les ligaments latéraux de la cheville contre une inversion excessive (Simpson et al., 2018). Dans cette quatrième étude de thèse, les orthèses plantaires n'ont eu aucun effet significatif sur la cinématique de la cheville. Par contre, comme le muscle tibial antérieur a un rôle important dans la stabilisation de la cheville en position de dorsiflexion, la diminution de son activation pourrait représenter une augmentation de la stabilité de la cheville lors d'un atterrissage d'un saut unipodal avec des orthèses plantaires. Aucune autre étude n'a quantifié les effets des orthèses plantaires sur l'EMG du membre inférieur lors d'une tâche d'atterrissage d'un saut, autant pour des individus avec que sans CAI. Par contre, Dingenen et al. (2015) ont observé que le port d'orthèses plantaires devance le début d'activation du muscle tibial antérieur lors d'une transition bipodale à unipodale. D'autres études sont nécessaires pour mieux comprendre les impacts de cette diminution d'activité musculaire du tibial antérieur sur la stabilité de la cheville lors de l'atterrissage d'un saut unipodal. De plus, le muscle tibial antérieur est également un inverseur de la cheville et contribue à l'absorption des forces d'impact lors de la locomotion (Michaud, 2011). Le port d'orthèses plantaires permet d'atténuer grandement ces forces lors de l'impact initial du pied sur le sol (Mills et al., 2010) et pourrait expliquer la diminution de l'activité du muscle tibial antérieur lors de l'atterrissage d'un saut. Par contre, comme les effets des orthèses plantaires sur l'absorption des forces d'impact ont majoritairement été quantifiés à la marche et à la course, des études devront déterminer si la même relation existe lors de l'atterrissage d'un saut.

À la marche, le résultat principal de la quatrième étude de cette thèse est l'augmentation de l'activité musculaire du biceps fémoral dans la phase d'envol. Cette augmentation d'activité est survenue dans la période d'activité maximale, soit de 56 à 65% de la phase d'envol. Ce résultat pourrait représenter une modification du contrôle prédictif des individus atteints d'une

CAI. Ritchie (2007) a émis l'hypothèse que les orthèses plantaires produisent leur bénéfice clinique chez les individus atteints d'une CAI en augmentant les stimulations sensorielles des mécanorécepteurs cutanés, ce qui améliore la proprioception de la cheville et par le fait même modifie le contrôle prédictif. Le changement de la préactivation musculaire du biceps fémoral lors de la marche ainsi que le devancement du début de l'activation musculaire du vaste latéral, du vaste médial, du tibial antérieur et du long fibulaire lors d'une transition d'une position bipodale à unipodale (Dingenen et al., 2015) semble corroborer cette théorie. Lors de la locomotion, les variations de la pression sous les pieds et le déplacement du COP sont détectés par les mécanorécepteurs cutanés plantaires (Palluel et al., 2008) et ces informations cutanées sont transmises aux centres d'intégration posturale du SNC qui initient les contractions musculaires qui empêchent le déséquilibre postural ou dynamique (Lugade et al., 2011). De nombreuses études ont quantifié les effets de semelles plates avec différentes textures sur la biomécanique du membre inférieur (Collings et al., 2015; Corbin et al., 2007; Nurse et al., 2005; Qiu et al., 2012; Ritchie et al., 2011). Par contre, aucune étude n'a tenté d'ajouter ces textures sur des orthèses plantaires sur mesure. Contrairement aux orthèses plantaires, les semelles plates ne sont pas en contact avec les arches médiale et latérale des pieds. L'ajout de textures aux orthèses plantaires permettrait de stimuler des nouvelles surfaces du pied et potentialiser leurs effets somatosensoriels. Ainsi, la combinaison de ces deux modalités thérapeutiques permettrait d'offrir un traitement mécanique (orthèses plantaires), mais également sensoriel (texture).

Aucun effet significatif des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique de la cheville et du genou n'a été observé. À la marche, les individus atteints d'une CAI présentent une diminution de la variabilité cinématique de la cheville (*stride-to-stride variability*) (Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Terada et al., 2015). Cela suggère que les individus atteints

d'une CAI présentent un patron moteur plus rigide et moins variable pouvant représenter une adaptation du système sensorimoteur visant à diminuer les mouvements pouvant causer des épisodes d'inversion soudaine et involontaire ou des ELC (Herb et al., 2014; Herb & Hertel, 2015; Terada et al., 2015). Ce patron moteur plus rigide et moins variable peut possiblement expliquer l'absence d'effets des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur alors que leurs effets sur la biomécanique semblent plus importants chez les individus avec plus de mobilité articulaire (Mills et al., 2010). Dans le même ordre d'idée, lors de l'atterrissage d'un saut unipodal, la hauteur initiale influence le patron moteur des individus (Dickin et al., 2015). Considérant la hauteur très élevée de la plateforme initiale (46 cm) lors de la quatrième étude de cette thèse, les participants pourraient avoir changé leur patron moteur d'atterrissage en adoptant un comportement biomécanique plus rigide et moins variable pour protéger la cheville contre les mouvements excessifs d'inversion. Ce patron d'atterrissage pourrait avoir camouflé les effets des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI. Les futures études devront déterminer si les effets des orthèses plantaires sont différents ou similaires lorsque la hauteur initiale du saut est moindre. Dans un autre ordre d'idées, l'efficacité thérapeutique des orthèses plantaires pourrait être expliquée par une modification du contrôle neuromusculaire au lieu de changements mécaniques. Certains auteurs ont émis l'hypothèse qu'en stimulant les mécanorécepteurs cutanés, les orthèses plantaires font en sorte que plus d'informations sensorielles sont transmises au SNC et ainsi modifient le contrôle neuromusculaire lors de tâches dynamiques (Dingenen et al., 2015). Par contre, des essais cliniques devront déterminer dans quelle mesure des effets sur le contrôle neuromusculaire sans effet sur la mécanique du membre inférieur se traduiront en résultats cliniques significatifs pour les patients.

Un autre aspect pouvant expliquer l'absence d'effets sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur est le type d'orthèses plantaires utilisé. Les caractéristiques intrinsèques et extrinsèques des orthèses plantaires permettent de moduler leurs effets sur la biomécanique du membre inférieur lors de la locomotion (Moisan & Cantin, 2016; Moisan & Cantin, 2017; Murley & Bird, 2006; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al., 2013; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). Les individus avec une CAI sont plus à risque de subir une nouvelle ELC (Hertel & Corbett, 2019), notamment parce qu'ils présentent une augmentation de l'inversion de la cheville à la marche et lors d'atterrissage d'un saut (Moisan et al., 2017; Simpson et al., 2018). Selon la théorie SALRE, pour que les orthèses plantaires diminuent l'inversion de la cheville, ils doivent produire une force pronatoire suffisante autour des articulations talo-crurale et subtalaire pour que le moment de force pronatoire résultant induise un changement de mouvement (Kirby, 2001). Pour induire une plus grande force pronatoire à ces articulations, des barres latérales ont été ajoutées sur les orthèses plantaires utilisées dans la quatrième étude de cette thèse en se basant sur la théorie SALRE. Lors de l'élaboration du protocole expérimental de cette étude en 2017, les effets des orthèses plantaires avec une barre latérale sur la cinématique et la cinétique de la cheville n'étaient pas encore connus. L'ajout de barres latérales aux orthèses plantaires utilisées a été basé sur l'hypothèse selon laquelle la diminution de l'activité du muscle long fibulaire lors du port de ces orthèses à la marche (Moisan & Cantin, 2016) pourrait être causée par une augmentation des moments de force pronatoires autour des articulations talo-crurale et subtalaire. Par contre, les résultats de la quatrième étude de cette thèse ne corroborent pas cette hypothèse. Des orthèses plantaires avec un biseau latéral devraient être utilisées dans les prochaines études, car pour chaque degré d'inclinaison latérale du biseau, l'inversion maximale de la cheville est diminuée de 0,26 degré et le moment

d'inversion externe maximal de la cheville de 1,1 % (Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013).

De plus, plusieurs études ont montré que les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique des membres inférieurs sont individualisés (*patient-specific*) et peuvent être complètement opposés pour certains individus (Bishop et al., 2016; Branthwaite et al., 2004; Davis et al., 2008; Ferber & Benson, 2011; Liu, Nester, et al., 2012; Murley & Bird, 2006; Nawoczenski & Ludewig, 1999). Par exemple, Davis et al. (2008) ont montré que le port d'orthèses plantaires a augmenté l'éversion de la cheville de 4 degrés pour un participant et l'a diminué de 4 degrés pour un autre participant. Le même phénomène a été montré par Murley et al. (2006) qui ont observé que le port d'orthèses plantaires a augmenté l'activité du muscle long fibulaire d'environ 70% pour un participant et l'a diminué d'environ 10% pour un autre participant. Ce dernier résultat peut possiblement s'expliquer par la théorie du *preferred movement pathway* (Nigg et al., 1999; Nigg et al., 2017). Selon cette théorie, seulement le port d'orthèses plantaires qui supporte le mouvement préférentiel du membre inférieur diminuera les besoins en activation musculaire. Ainsi, des orthèses plantaires avec les mêmes caractéristiques intrinsèques et extrinsèques pourraient avoir des effets EMG contraires chez différents individus, tout dépendant de leur mouvement préférentiel.

Finalement, en moyennant les résultats de tous les participants, les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur peuvent avoir été camouflés. Par exemple, si les orthèses plantaires augmentent l'éversion de la cheville de la moitié des participants et la diminue pour l'autre moitié, la moyenne des effets calculée est nulle. Or, en analysant les sous-groupes de participants, des effets significatifs des orthèses plantaires auraient pu être identifiés. Les futures études devront tenter de déterminer les différences biomécaniques entre les

individus qui répondent favorablement aux orthèses plantaires (*biomechanical responders*) et ceux pour qui elles n'ont aucun effet significatif (*biomechanical non-responders*). De plus, il serait intéressant de corrélérer les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur avec le résultat de différents tests cliniques. Ainsi, les résultats de recherche pourront être transposés plus facilement en clinique. D'ailleurs, des résultats préliminaires d'Arnold et al. (2018) ont montré que les effets des orthèses plantaires sur la cinématique de l'arrière-pied étaient corrélés avec la pronation dynamique du pied à la marche.

7.5 Aspect novateur de la thèse

Les études de cette thèse présentent plusieurs aspects novateurs. Premièrement, les analyses statistiques utilisées dans cette thèse sont innovantes et peu de chercheurs ayant étudié la biomécanique des membres inférieurs des individus avec une CAI les ont utilisés. L'utilisation de ces statistiques permet notamment de comparer les variables dépendantes pour chaque pourcentage des phases de la marche et d'atterrissage d'un saut sans avoir à ajuster le seuil de significativité (par exemple avec une correction de Bonferroni) pour éviter une erreur de type I (Pataky et al., 2015; Pataky et al., 2016). De plus, elle permet de réduire de façon importante le risque d'observer des différences significatives entre les groupes ou les conditions qui sont en fait des faux positifs (Pataky et al., 2016) L'utilisation de la méthode « *one-dimensional statistical non-parametric mapping* » permet à elle seule de contribuer au développement des connaissances sur la biomécanique d'individus avec une CAI.

Deuxièmement, la deuxième étude de cette thèse est la première à avoir comparé la biomécanique du membre inférieur d'individus avec et sans CAI lors de marche à vitesses confortable et rapide. Comme mentionné dans le Chapitre 3, aucune étude n'a identifié les déficits biomécaniques associés à la CAI lors de la marche à vitesse rapide. Les résultats de la

deuxième étude de cette thèse permettent donc de mieux comprendre les effets de la vitesse de marche sur la biomécanique d'individus atteints d'une CAI.

Troisièmement, le protocole expérimental de la troisième étude de cette thèse est novateur, car il est le premier à intégrer des tâches d'atterrissage d'un saut unipodal sur des surfaces inclinées latéralement et instables. Ces surfaces d'atterrissage sont plus représentatives des situations réelles durant lesquelles les individus atteints d'une CAI subissent une ELC. Ainsi, d'étudier la biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI lors de ces tâches contribue grandement au développement des connaissances dans ce domaine d'étude.

Quatrièmement, la quatrième étude de cette thèse est la première à déterminer les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI lors de tâches de marche et d'atterrissage d'un saut. Cette étude fait un apport substantiel à la littérature scientifique et permet de mieux comprendre les mécanismes d'action des orthèses plantaires, mais également de donner les bases à l'élaboration d'essais cliniques visant à évaluer leur efficacité thérapeutique pour des individus avec une CAI.

7.6 Considérations méthodologiques

Les études de cette thèse présentent certaines limites méthodologiques qui doivent être considérées lors de l'interprétation des résultats. La première est les modèles cinématiques utilisés dans les études 2 à 4. Pour ce qui est de la deuxième étude, seulement un marqueur cinématique était positionné sur le pied des participants (sur la tête du cinquième métatarse). De ce fait, seulement l'amplitude de mouvement sagittale de la cheville a été quantifiée lors de la tâche de marche. Or, la première étude a montré que les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de l'inversion de la cheville à la marche (Moisan et al., 2017). Ainsi, il est possible que certaines différences cinématiques à la cheville entre les individus avec et sans CAI

n'aient pas été observées dans cette thèse même si elles étaient présentes. Dans la deuxième étude, une limite technique du volume de capture cinématique n'a pas permis le positionnement de marqueurs sur la partie médiale du pied. Le positionnement de marqueurs médiaux au pied causait des décrochages importants dans les trajectoires des marqueurs cinématiques latéraux au pied. Donc, un seul marqueur cinématique a été positionné sur le pied. Par contre, pour pallier à ce problème lors de la troisième et quatrième étude, un trou sur la partie postérieure du contrefort de la chaussure a été effectué de façon à attacher un corps rigide de trois marqueurs directement sur le talon des participants. La possibilité d'évaluer les trois plans de mouvement de la cheville a été jugée plus importante que de conserver la validité écologique (*ecological validity*) des résultats de recherche de la troisième et quatrième étude de cette thèse. Une autre limite du modèle cinématique du pied utilisé est qu'aucune discrimination des divers segments du pied n'a été effectuée (arrière-pied, médio-pied et avant-pied). Or, les individus atteints d'une CAI présentent des différences cinématiques au médio-pied et à l'avant-pied comparativement à des individus sains (De Ridder et al., 2015; Dingenen et al., 2017). Le modèle cinématique du pied utilisé dans l'étude 2 et les études 3 et 4 permettait respectivement d'analyser le pied comme un seul segment et d'analyser seulement l'arrière-pied. Il est alors possible que des différences cinématiques au médio-pied et à l'avant-pied entre les individus avec et sans CAI aient été présentes, mais n'aient pas pu être observées dans le cadre de cette thèse. Une autre limite associée aux modèles cinématiques utilisés est le fait que le segment de la hanche n'a pas été évalué. La limite technique du volume de capture cinématique restreignait l'analyse des marqueurs positionnés sur le bassin et nécessaires à l'évaluation cinématique de la hanche, surtout lorsque les participants étaient debout sur la plateforme de départ lors des tâches d'atterrissage d'un saut. Les individus atteints d'une CAI présentent des différences

cinématiques à la hanche comparativement à des individus sains durant des tâches d'atterrissage d'un saut (Delahunt et al., 2006). Il est donc possible que certaines différences cinématiques à l'articulation de la hanche étaient présentes entre les individus avec et sans CAI, mais n'aient pas pu être observées dans cette thèse.

La deuxième limite méthodologique de cette thèse est l'utilisation de chaussures standardisées pour tous les participants lors des tâches de marche et d'atterrissage d'un saut unipodal. L'utilisation du même modèle de chaussures pour tous les participants a permis de contrôler une variable confondante potentielle. En effet, comme les caractéristiques intrinsèques des chaussures modifient la biomécanique du membre inférieur lors de tâches de locomotion (Besson et al., 2019; Herbaut et al., 2016), les différences biomécaniques associées à la CAI ou au port d'orthèses plantaires auraient pu être camouflées si les participants avaient porté leurs propres chaussures. Par contre, les caractéristiques intrinsèques des chaussures standardisées portées lors des séances expérimentales peuvent avoir été différentes par rapport aux chaussures que certains participants portent dans leurs activités quotidiennes. Ainsi, ces chaussures standardisées peuvent avoir agi comme perturbateur du système locomoteur de certains participants lors des séances expérimentales. Il est encore inconnu si certaines populations, comme des individus avec une CAI, sont plus ou moins influencées par ce genre de perturbation par rapport à des individus sains. Il est donc possible que ces chaussures aient atténué ou accentué les différences biomécaniques entre les individus avec et sans CAI. Le choix d'utiliser des chaussures standardisées a été effectué parce qu'il a été jugé important de contrôler les caractéristiques intrinsèques des chaussures utilisées et qu'il était impossible de faire des trous dans le contrefort des chaussures des participants.

La troisième limite méthodologique de cette thèse est l'absence de période de familiarisation aux orthèses plantaires dans la quatrième étude. Or, en contexte clinique, les orthèses plantaires sont majoritairement utilisées sur de longues périodes et des inconforts voire des douleurs peuvent être ressentis par les patients lors de l'initiation du traitement orthésique pour finalement s'estomper quelques jours/semains plus tard (Murley, Landorf, et al., 2010; Nawoczenski & Ludewig, 1999). Cette diminution d'inconforts et de douleurs peut possiblement s'expliquer par des adaptations biomécaniques et neuromusculaires du membre inférieur. Il est donc possible que les résultats de la quatrième étude de cette thèse ne soient pas représentatifs des effets à long terme des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur. Pour étudier les effets à long terme des orthèses plantaires, une évaluation de la biomécanique des individus atteints d'une CAI doit être effectuée avant et après le port d'orthèses plantaires de quelques semaines (deux séances expérimentales). Par contre, la fiabilité interséance des signaux biomécaniques lors de tâches de locomotion, plus particulièrement l'EMG, est faible (Moisan & Cantin, 2016; Murley, Menz, et al., 2010). Considérant les niveaux inacceptables de la variabilité interséance, seuls les effets instantanés des orthèses plantaires ont été évalués dans la quatrième étude de cette thèse. Pour déterminer les différences biomécaniques significatives entre deux séances expérimentales, il faut que les différences observées soient plus grandes que l'incertitude test-retest sur la mesure. Or, l'incertitude test-retest de l'EMG du membre inférieur atteint régulièrement plus de 20% lors de la marche et les changements EMG observés en portant d'orthèses plantaires sont inférieurs à cette valeur (Moisan & Cantin, 2016; Murley, Menz, et al., 2010). Il devenait donc impossible de comparer les variables biomécaniques recueillies lors de deux séances expérimentales différentes. Il a été jugé plus important d'éviter cette variabilité interséance des variables EMG

que d'évaluer les effets des orthèses après une période de familiarisation. Par contre, des chercheurs ont récemment démontré que l'utilisation de l'échographie lors du positionnement des électrodes EMG permet de diminuer de façon importante la variabilité interséance (Reeves et al., 2019). L'utilisation de cette technique de positionnement des électrodes pourrait être envisagée dans les prochaines études ayant l'objectif d'évaluer les effets des orthèses plantaires sur l'EMG du membre inférieur.

La quatrième limite méthodologique de cette thèse est le type d'essais intégrés dans les analyses des résultats de la troisième étude. Seulement les essais réussis par les participants étaient enregistrés et analysés. Un essai était considéré manqué lorsque les participants étaient incapables de rester en équilibre durant deux secondes lors de l'atterrissage ou s'ils s'aidaient avec les mouvements des bras. Certains déficits biomécaniques chez les individus atteints d'une CAI pourraient avoir été la cause de la perte d'équilibre lors des essais manqués. En analysant seulement les essais réussis, certains déficits biomécaniques peuvent ne pas avoir été observés, même s'ils étaient présents chez les individus atteints d'une CAI. D'ailleurs, lors du premier essai d'une séance expérimentale comportant une perturbation, la réponse biomécanique est exagérée et différente des réponses subséquentes (Allum et al., 2011). Elle est caractérisée par une réponse exagérée du système postural, avec de grandes réactions électromyographiques et de multiples co-contractions musculaires de plusieurs segments du corps (Allum et al., 2011). Lorsqu'un individu fait face à une perturbation inattendue, le système sensorimoteur permet aux composantes de la tâche motrice avec peu d'importance de fluctuer. Pour maximiser la performance motrice, les aspects peu importants du comportement moteur résultant doivent être laissés non corrigés. Donc en présence d'une perturbation ou mouvement inconnues, la stratégie optimale est d'adopter une réponse motrice plus large, mais moins spécifique (Emanuel &

Michael, 2002). Quand la même perturbation est répétée, la grandeur de la réponse biomécanique diminue, se raffine et se normalise (Allum et al., 2011). Ainsi, lors du premier essai de marche et d'atterrissage d'un saut unipodal, l'exagération de la réponse biomécanique permettrait de déceler des déficits chez les individus atteints d'une CAI, non observables lors des essais subséquents. Par contre, aucune étude n'a identifié les différences biomécaniques entre le premier essai d'un atterrissage unipodal d'un saut avec les essais subséquents.

La cinquième limite méthodologique de cette thèse est qu'il est difficile d'interpréter les résultats de la quatrième étude d'un point de vue clinique. En effet, le pourcentage d'augmentation ou de diminution des variables biomécaniques nécessaires pour que les orthèses plantaires aient un impact clinique (*minimal clinically important difference*) n'a pas encore été clairement identifié. Une augmentation ou une diminution statistiquement significative pourrait ne pas l'être cliniquement. Les futures recherches devront déterminer la valeur seuil d'augmentation ou de diminution des variables cinématiques, cinétiques et électromyographiques pour produire des effets cliniquement significatifs lors du port d'orthèses plantaires chez des individus atteints d'une CAI.

7.7 Perspectives de recherche

Les résultats de cette thèse confirment que les individus atteints d'une CAI présentent des déficits biomécaniques lors de tâches de locomotion. Par contre, comme mentionnés précédemment, les modèles cinématiques utilisés dans cette thèse ne permettent pas d'étudier la cinématique et la cinétique de la hanche. Les futures études devront utiliser un modèle cinématique permettant d'analyser ces variables pour ainsi mieux comprendre les impacts biomécaniques d'une CAI. De plus, les déficits biomécaniques observés dans cette thèse étaient très spécifiques à la tâche étudiée et variaient grandement d'une tâche à l'autre. D'autres études

devront déterminer les déficits biomécaniques associés à la CAI lors d'autres tâches dynamiques pouvant mettre les individus atteints d'une CAI plus à risque de subir de nouvelles ELC, telles que le changement rapide de direction ou de perturbation soudaine de la cheville. D'ailleurs, les individus atteints d'une CAI présentent des plus grands déficits biomécaniques lors de tâches avec une perturbation imprévue, comme l'atterrissage d'un saut unipodal sur une surface inclinée (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Ces individus changent leur patron d'atterrissage de façon à protéger leur cheville lorsque la perturbation est attendue par rapport à quand elle est imprévue (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019). Il serait également intéressant d'étudier la corrélation entre les déficits biomécaniques associés à la CAI lors de la locomotion et les signes, symptômes et mesures cliniques. Ainsi, il sera plus facile pour les cliniciens de cibler les déficits biomécaniques des individus atteints d'une CAI à adresser lors de la réadaptation.

Les résultats de cette thèse confirment également que les orthèses plantaires modifient la biomécanique du membre inférieur lors de la marche et de l'atterrissage d'un saut unipodal. Par contre, certains déficits biomécaniques associés à la CAI comme l'augmentation de l'inversion et du moment d'éversion de la cheville n'ont pas été modifiés par le port d'orthèses plantaires. Les futures études devraient considérer d'utiliser des orthèses plus flexibles et avec un biseau latéral parce qu'elles augmentent le moment d'éversion externe de la cheville et diminuent l'éversion de l'arrière-pied (Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013). De plus, les futures études devront tenter d'établir un lien entre les effets des orthèses plantaires sur la biomécanique du membre inférieur et les résultats des tests cliniques pour être en mesure de mieux cibler les individus qui pourraient bénéficier du port d'orthèses plantaires.

Conclusion

Lors de la marche et l'atterrissage d'un saut unipodal, les individus atteints d'une CAI présentent des déficits biomécaniques, qui sont dépendants de la tâche effectuée. Lors de la marche, les individus atteints d'une CAI présentent une augmentation de l'inversion de la cheville et de la pression sur la partie latérale du pied ainsi qu'une diminution de la rotation externe et du moment d'adduction du genou ainsi que de l'activité musculaire du moyen fessier et du long fibulaire comparativement à des individus sains. Lors de la tâche WEDGE, ils présentent une augmentation de l'activité musculaire du biceps fémoral et du moment d'extension du genou ainsi qu'une diminution de l'activité musculaire du moyen fessier et du long fibulaire. Les individus atteints d'une CAI présentent aussi une augmentation de la dorsiflexion de la cheville lors de la tâche FOAM, une diminution de l'activité musculaire du vaste latéral lors de la tâche DROP et une diminution de l'activité musculaire du biceps fémoral et du moyen fessier lors de la tâche SIDE. Le port d'orthèses plantaires diminue l'activité musculaire du tibial antérieur lors de la tâche DROP et augmente celle du biceps fémoral lors de la marche pour les individus atteints d'une CAI. Globalement, les résultats de cette thèse montrent que les compensations biomécaniques du système locomoteur chez des individus avec une CAI sont dépendantes de la tâche effectuée. Toutefois, certains déficits biomécaniques, comme l'augmentation de l'inversion de la cheville à la marche et la diminution de la préactivation musculaire du long fibulaire lors de la tâche WEDGE peuvent être considérés comme des facteurs de risque importants de subir d'autres ELC et ainsi développer la myriade de comorbidités associées à la CAI (par exemple, l'arthrose de la cheville). Cette thèse permet également de mieux comprendre les effets des orthèses plantaires dans le traitement de ces déficits. Toutefois, avant de pouvoir établir des guides de prescription pour les cliniciens ou

entamer des essais cliniques visant à évaluer les effets des orthèses plantaires dans le traitement de la CAI, il est impératif que d'autres études expérimentales déterminent les sous-groupes d'individus avec une CAI qui pourraient bénéficier du port d'orthèses plantaires.

Bibliographie

- Abbasi, Bahramizadeh, & Hadadi. (2019). Comparison of the effect of foot orthoses on Star Excursion Balance Test performance in patients with chronic ankle instability. *Prosthet Orthot Int*, 43(1), 6-11.
- Aboutorabi, Bahramizadeh, Arazpour, Fadayevatan, Farahmand, Curran, & Hutchins. (2016). A systematic review of the effect of foot orthoses and shoe characteristics on balance in healthy older subjects. *Prosthet Orthot Int*, 40(2), 170-181.
- Allan, Woodburn, Telfer, Abbott, & Steultjens. (2017). Knee joint kinetics in response to multiple three-dimensional printed, customised foot orthoses for the treatment of medial compartment knee osteoarthritis. *Proc Inst Mech Eng H*, 231(6), 487-498.
- Allum, Tang, Carpenter, Oude Nijhuis, & Bloem. (2011). Review of first trial responses in balance control: influence of vestibular loss and Parkinson's disease. *Hum Mov Sci*, 30(2), 279-295.
- Anandacoomarasamy, & Barnsley. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med*, 39(3), e14-e14.
- Arnold, May, & Bishop. (2018). Predictors of the Biomechanical Effects of Customized Foot Orthoses in Adults With Flat-Arched Feet. *Clin J Sport Med*, 28(4), 398-400.
- Arnold, Wright, & Ross. (2011). Functional ankle instability and health-related quality of life. *J Athl Train*, 46(6), 634-641.
- Ashhurst, & Bromer. (1922). Classification and mechanism of fractures of the leg bones involving the ankle: based on a study of three hundred cases from the episcopal hospital. *Archives of Surgery*, 4(1), 51-129.

- Ashton-Miller, Ottaviani, Hutchinson, & Wojtys. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med*, 24(6), 800-809.
- Banwell, Mackintosh, & Thewlis. (2014). Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *J Foot Ankle Res*, 7(1), 23.
- Barlow, Donovan, Hart, & Hertel. (2015). Effect of lace-up ankle braces on electromyography measures during walking in adults with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 16(1), 16-21.
- Barn, Brandon, Rafferty, Sturrock, Steultjens, Turner, & Woodburn. (2014). Kinematic, kinetic and electromyographic response to customized foot orthoses in patients with tibialis posterior tenosynovitis, pes plano valgus and rheumatoid arthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 53(1), 123-130.
- Barnett, & Napier. (1952). The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *J Anat*, 86(1), 1-9.
- Basmajian, & De Luca. (1985). *Muscles alive*: Williams & Wilkins.
- Basnett, Hanish, Wheeler, Miriovsky, Danielson, Barr, & Grindstaff. (2013). Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther*, 8(2), 121-128.
- Becker, Rosenbaum, Claes, & Gerngross. (1997). Dynamic pedography for assessing functional ankle joint instability. *Unfallchirurg*, 100(2), 133-139.
- Besson, Morio, Millet, & Rossi. (2019). Influence of shoe drop on running kinematics and kinetics in female runners. *Eur J Sport Sci*, 1-8.

- Birrer, Cartwright, & Denton. (1994). Immediate diagnosis of ankle trauma. *The Physician and sports medicine*, 22(10), 94-102.
- Bishop, Arnold, & May. (2016). Effects of Taping and Orthoses on Foot Biomechanics in Adults with Flat-Arched Feet. *Med Sci Sports Exerc*, 48(4), 689-696.
- Bohannon. (2007). Number of pedometer-assessed steps taken per day by adults: a descriptive meta-analysis. *Phys Ther*, 87(12), 1642.
- Borloz, Crevoisier, Deriaz, Ballabeni, Martin, & Luthi. (2011). Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 40.
- Boyle, & Negus. (1998). Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother*, 44(3), 159-163.
- Branthwaite, Payton, & Chockalingam. (2004). The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clin Biomech*, 19(9), 972-977.
- Brown, Ross, Mynark, & Guskiewicz. (2004). Assessing functional ankle instability with joint position sense, time to stabilization, and electromyography. *J Sport Rehabil*, 13(2), 122.
- Browning, & Kram. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1632-1641.
- Burston, Richards, & Selfe. (2018). The effects of three quarter and full length foot orthoses on knee mechanics in healthy subjects and patellofemoral pain patients when walking and descending stairs. *Gait Posture*, 62, 518-522.
- Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman, & Heidel. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clin Biomech*, 18(5), 435-443.

- Canavese, & Deslandes. (2015). *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*: Nova Science Publishers, Incorporated.
- Cappozzo, Catani, Croce, & Leardini. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*, *10*(4), 171-178.
- Cappozzo, Della Croce, Leardini, & Chiari. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait Posture*, *21*(2), 186-196.
- Caulfield, Crammond, O'Sullivan, Reynolds, & Ward. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. *Journal of Sport Rehabilitation*, *13*(3), 189-200.
- Caulfield, Crammond, O'Sullivan, Reynolds, & Ward. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. *J Sport Rehabil*, *13*(3), 189-200.
- Caulfield, & Garrett. (2002). Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med*, *23*(1), 64-68.
- Caulfield, & Garrett. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech*, *19*(6), 617-621.
- Chen, Chou, Tsai, Lo, & Kao. (2014). Effectiveness of a heel cup with an arch support insole on the standing balance of the elderly. *Clin Interv Aging*, *9*, 351-356.
- Chen, Lou, Huang, & Su. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech*, *25*(3), 265-270.

- Chiari, Della Croce, Leardini, & Cappozzo. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture*, *21*(2), 197-211.
- Chinn, Dicharry, Hart, Saliba, Wilder, & Hertel. (2014). Gait kinematics after taping in participants with chronic ankle instability. *J Athl Train*, *49*(3), 322-330.
- Chinn, Dicharry, & Hertel. (2013). Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Phys Ther Sport*, *14*(4), 232-239.
- Christopher, Drouin, & Houglum. (2006). The influence of a foot orthotic on lower extremity transverse plane kinematics in collegiate female athletes with pes planus. *J Sports Sci Med*, *5*(4), 646-655.
- Close. (1956). Some applications of the functional anatomy of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Am*, *38-A*(4), 761-781.
- Cobb, Tis, Johnson, Wang, & Geil. (2011). Custom-molded foot-orthosis intervention and multisegment medial foot kinematics during walking. *J Athl Train*, *46*(4), 358-365.
- Cockayne, Rodgers, Green, Fairhurst, Adamson, Scantlebury, Corbacho, Hewitt, Hicks, Hull, Keenan, Lamb, McIntosh, Menz, Redmond, Richardson, Vernon, Watson, & Torgerson. (2017). Clinical effectiveness and cost-effectiveness of a multifaceted podiatry intervention for falls prevention in older people: a multicentre cohort randomised controlled trial (the REducing Falls with ORthoses and a Multifaceted podiatry intervention trial). *Health Technol Assess*, *21*(24), 1-198.
- Collings, Paton, Chockalingam, Gorst, & Marsden. (2015). Effects of the site and extent of plantar cutaneous stimulation on dynamic balance and muscle activity while walking. *Foot (Edinb)*, *25*(3), 159-163.

- Cooke, Lamb, Marsh, & Dale. (2003). A survey of current consultant practice of treatment of severe ankle sprains in emergency departments in the United Kingdom. *Emerg Med J*, 20(6), 505-507.
- Cooke, Marsh, Clark, Nakash, Jarvis, Hutton, Szczepura, Wilson, & Lamb. (2009). Treatment of severe ankle sprain: a pragmatic randomised controlled trial comparing the clinical effectiveness and cost-effectiveness of three types of mechanical ankle support with tubular bandage. The CAST trial. *Health Technol Assess*, 13(13), iii, ix-x, 1-121.
- Corbin, Hart, McKeon, Ingersoll, & Hertel. (2007). The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. *Journal of sport rehabilitation*, 16(4), 363-372.
- Cordova, Scott, Ingersoll, & LeBlanc. (2005). Effects of ankle support on lower-extremity functional performance: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 37(4), 635-641.
- Council. (1995). *Virtual reality: scientific and technological challenges*: National Academies Press.
- Criniere, Lhommet, Caille, Giraudeau, Lecomte, Couet, Oppert, & Jacobi. (2011). Reproducibility and validity of the French version of the long international physical activity questionnaire in patients with type 2 diabetes. *J Phys Act Health*, 8(6), 858-865.
- Daud, Abdul Kadir, Izman, Md Saad, Lee, & Che Ahmad. (2013). Three-Dimensional Morphometric Study of the Trapezium Shape of the Trochlea Tali. *J Foot Ankle Surg*, 52(4), 426-431.

- Davis, Zifchock, & Deleo. (2008). A comparison of rearfoot motion control and comfort between custom and semicustom foot orthotic devices. *J Am Podiatr Med Assoc*, 98(5), 394-403.
- de Noronha, Franca, Hauptenthal, & Nunes. (2013). Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: a prospective study. *Scand J Med Sci Sports*, 23(5), 541-547.
- De Ridder, Willems, Vanrenterghem, Robinson, Palmans, & Roosen. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech*, 30(6), 585-592.
- De Ridder, Willems, Vanrenterghem, Robinson, Pataky, & Roosen. (2013). Gait kinematics of subjects with ankle instability using a multisegmented foot model. *Med Sci Sports Exerc*, 45(11), 2129-2136.
- Dedieu, Drigeard, Gjini, Dal Maso, & Zanone. (2013). Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clin Biomech*, 28(7), 820-824.
- Delahunt, Coughlan, Caulfield, Nightingale, Lin, & Hiller. (2010). Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 42(11), 2106-2121.
- Delahunt, McGrath, Doran, & Coughlan. (2010). Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(9), 1383-1389.
- Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med*, 34(12), 1970-1976.

- Delahunt, Monaghan, & Caulfield. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res*, 24(10), 1991-2000.
- Della Croce, Leardini, Chiari, & Cappozzo. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, 21(2), 226-237.
- Dempster. (1955). Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio: Wright Air Development Center.
- Deschamps, Dingenen, Pans, Van Bavel, Matricali, & Staes. (2015). Effect of taping on foot kinematics in persons with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*.
- Deschamps, Matricali, Dingenen, De Boeck, Bronselaer, & Staes. (2018). Foot and ankle kinematics in chronic ankle instability subjects using a midfoot strike pattern when running, including influence of taping. *Clin Biomech*, 54, 1-7.
- Desmyttere, Hajizadeh, Bleau, & Begon. (2018). Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech*, 59, 117-129.
- Dessery, Belzile, Turmel, & Corbeil. (2017). Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthet Orthot Int*, 41(4), 356-363.
- Dickin, Johann, Wang, & Popp. (2015). Combined Effects of Drop Height and Fatigue on Landing Mechanics in Active Females. *J Appl Biomech*, 31(4), 237-243.

- DiGiovanni, Fraga, Cohen, & Shereff. (2000). Associated injuries found in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int*, 21(10), 809-815.
- Dingenen, Deschamps, Delchambre, Van Peer, Staes, & Matricali. (2017). Effect of taping on multi-segmental foot kinematic patterns during walking in persons with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*, 20(9), 835-840.
- Dingenen, Peeraer, Deschamps, Fieuws, Janssens, & Staes. (2015). Muscle-Activation Onset Times With Shoes and Foot Orthoses in Participants With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 50(7), 688-696.
- Docherty, & Arnold. (2008). Force sense deficits in functionally unstable ankles. *J Orthop Res*, 26(11), 1489-1493.
- Doherty, Bleakley, Delahunt, & Holden. (2017). Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: an overview of systematic reviews with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 51(2), 113-125.
- Doherty, Bleakley, Hertel, Caulfield, Ryan, & Delahunt. (2016). Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability: A Prospective Cohort Analysis. *Am J Sports Med*, 44(4), 995-1003.
- Doherty, Bleakley, Hertel, Caulfield, Ryan, & Delahunt. (2016). Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain 'copers'. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4), 1049-1059.
- Doherty, Delahunt, Caulfield, Hertel, Ryan, & Bleakley. (2014). The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med*, 44(1), 123-140.

- Downs, & Black. (1998). The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health, 52*(6), 377.
- Drewes, McKeon, Casey Kerrigan, & Hertel. (2009b). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport, 12*(6), 685-687.
- Drewes, McKeon, Paolini, Riley, Kerrigan, Ingersoll, & Hertel. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil, 18*(3), 375-388.
- Dubbeldam, Buurke, Simons, Groothuis-Oudshoorn, Baan, Nene, & Hermens. (2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clin Biomech, 25*(8), 796-801.
- Emanuel, & Michael. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience, 5*(11), 1226.
- Evans, & Clough. (2012). Prevention of ankle sprain: A systematic review. *International Musculoskeletal Medicine, 34*(4), 146-158.
- Farso Nielsen, & de Carvalho. (1989). Dependence of ankle joint width on plantar flexion. *Acta Radiol, 30*(5), 554-556.
- Fauth, Petushek, Feldmann, Hsu, Garceau, Lutsch, & Ebben. (2010). Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *J Strength Cond Res, 24*(4), 1131-1137.
- Feger, Donovan, Hart, & Hertel. (2014). Effect of ankle braces on lower extremity muscle activation during functional exercises in participants with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther, 9*(4), 476-487.

- Feger, Donovan, Hart, & Hertel. (2015). Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *J Athl Train, 50*(4), 350-357.
- Ferber, & Benson. (2011). Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. *J Foot Ankle Res, 4*(1), 18.
- Fereydounnia, Shadmehr, Talebian Moghadam, Olyaei, Jalaie, & Tahmasebi. (2016). Muscle timing in injured and non-injured leg of athletes with chronic ankle instability in response to a visual stimulus during forward jumping. *J Bodyw Mov Ther, 20*(1), 3-9.
- Fong, Hong, Chan, Yung, & Chan. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med, 37*(1), 73-94.
- Fong, Hong, Shima, Krosshaug, Yung, & Chan. (2009). Biomechanics of supination ankle sprain: a case report of an accidental injury event in the laboratory. *Am J Sports Med, 37*(4), 822-827.
- Fortin, Guettler, & Manoli. (2002). Idiopathic cavovarus and lateral ankle instability: recognition and treatment implications relating to ankle arthritis. *Foot Ankle Int, 23*(11), 1031-1037.
- Franklin, Grey, Heneghan, Bowen, & Li. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture, 42*(3), 230-239.
- Franklin, Li, & Grey. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait Posture, 60*, 1-5.
- Frey, Bell, Teresi, Kerr, & Feder. (1996). A comparison of MRI and clinical examination of acute lateral ankle sprains. *Foot Ankle Int, 17*(9), 533-537.

- Fu, & Hui-Chan. (2005). Ankle Joint Proprioception and Postural Control in Basketball Players With Bilateral Ankle Sprains. *Am J Sports Med*, 33(8), 1174-1182.
- Garbalosa, Elliott, Feinn, & Wedge. (2015). The effect of orthotics on intersegmental foot kinematics and the EMG activity of select lower leg muscles. *Foot*, 25(4), 206-214.
- Gehring, Wissler, Mornieux, & Gollhofer. (2013). How to sprain your ankle - a biomechanical case report of an inversion trauma. *J Biomech*, 46(1), 175-178.
- Gribble, Bleakley, Caulfield, Docherty, Fourchet, Fong, Hertel, Hiller, Kaminski, McKeon, Refshauge, Verhagen, Vicenzino, Wikstrom, & Delahunt. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med*, 50(24), 1496-1505.
- Gribble, Delahunt, Bleakley, Caulfield, Docherty, Fong, Fourchet, Hertel, Hiller, Kaminski, McKeon, Refshauge, van der Wees, Vicenzino, & Wikstrom. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train*, 49(1), 121-127.
- Gribble, Delahunt, Bleakley, Caulfield, Docherty, Fourchet, Fong, Hertel, Hiller, Kaminski, McKeon, Refshauge, van der Wees, Vicenzino, & Wikstrom. (2013). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(8), 585-591.
- Gross, & Marti. (1999). Risk of degenerative ankle joint disease in volleyball players: study of former elite athletes. *Int J Sports Med*, 20(1), 58-63.
- Gross, Mercer, & Lin. (2012). Effects of foot orthoses on balance in older adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42(7), 649-657.

- Guskiewicz, & Perrin. (1996). Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23(5), 326.
- Gutierrez, Kaminski, & Douex. (2009). Neuromuscular Control and Ankle Instability. *PM&R*, 1(4), 359-365.
- Hamacher, Hollander, & Zech. (2016). Effects of ankle instability on running gait ankle angles and its variability in young adults. *Clin Biomech*, 33, 73-78.
- Hamlyn, Docherty, & Klossner. (2012). Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *J Athl Train*, 47(2), 130-135.
- Han, Waddington, Adams, Anson, & Liu. (2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci*, 5(1), 80-90.
- Handoll, Rowe, Quinn, & de Bie. (2001). Interventions for preventing ankle ligament injuries. *Cochrane Database Syst Rev*(3), CD000018.
- Harkey, McLeod, Van Scoit, Terada, Tevald, Gribble, & Pietrosimone. (2014). The immediate effects of an anterior-to-posterior talar mobilization on neural excitability, dorsiflexion range of motion, and dynamic balance in patients with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil*, 23(4), 351-359.
- Hass, Bishop, Doidge, & Wikstrom. (2010). Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med*, 38(4), 829-834.
- Herb, Chinn, Dicharry, McKeon, Hart, & Hertel. (2014). Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability. *J Appl Biomech*, 30(3), 366-372.
- Herb, & Hertel. (2015). Shank-rearfoot joint coupling in young adults with chronic ankle instability: a cross-correlation analysis. *J Sports Med Phys Fitness*, 55(6), 639-646.

- Herbaut, Chavet, Roux, Gueguen, Gillet, Barbier, & Simoneau-Buessinger. (2016). The influence of shoe drop on the kinematics and kinetics of children tennis players. *Eur J Sport Sci*, 16(8), 1121-1129.
- Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hershkovich, Tenenbaum, Gordon, Bruck, Thein, Derazne, Tzur, Shamiss, & Afek. (2015). A large-scale study on epidemiology and risk factors for chronic ankle instability in young adults. *J Foot Ankle Surg*, 54(2), 183-187.
- Hertel. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train*, 37(4), 364.
- Hertel, & Corbett. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 54(6), 572-588.
- Hertel, Denegar, Buckley, Sharkey, & Stokes. (2001). Effect of rear-foot orthotics on postural control in healthy subjects. *J Sport Rehabil*, 10(1), 36-47.
- Hertel, Denegar, Buckley, Sharkey, & Stokes. (2001). Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(7), 1000-1003.
- Hertel, Sloss, & Earl. (2005). Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(1), 26-30.
- Hiller, Kilbreath, & Refshauge. (2011). Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train*, 46(2), 133.

- Hiller, Nightingale, Lin, Coughlan, Caulfield, & Delahunt. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 45(8), 660.
- Hiller, Nightingale, Raymond, Kilbreath, Burns, Black, & Refshauge. (2012). Prevalence and impact of chronic musculoskeletal ankle disorders in the community. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(10), 1801-1807.
- Hintermann, Boss, & Schafer. (2002). Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *Am J Sports Med*, 30(3), 402-409.
- Hoch, Andreatta, Mullineaux, English, Medina McKeon, Mattacola, & McKeon. (2012). Two-week joint mobilization intervention improves self-reported function, range of motion, and dynamic balance in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res*, 30(11), 1798-1804.
- Hoch, & McKeon. (2011). Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res*, 29(3), 326-332.
- Hoch, & McKeon. (2014). Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 46(3), 546-556.
- Hoch, Staton, & McKeon. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*, 14(1), 90-92.
- Holme, Magnusson, Becher, Bieler, Aagaard, & Kjaer. (1999). The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports*, 9(2), 104-109.

- Hootman, Dick, & Agel. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311-319.
- Hootman, Dick, & Agel. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train*, 42(2), 311-319.
- Hopkins, Coglianese, Glasgow, Reese, & Seeley. (2012). Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(2), 280-285.
- Houston, Van Lunen, & Hoch. (2014). Health-related quality of life in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 49(6), 758-763.
- Hsu, Lewis, Monaghan, Saltzman, Hamill, & Holt. (2014). Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *J Biomech*, 47(11), 2618-2625.
- Hubbard, & Hertel. (2006). Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports Med*, 36(3), 263-277.
- Hubbard-Turner. (2019). Lack of Medical Treatment From a Medical Professional After an Ankle Sprain. *J Athl Train*.
- Hubbard-Turner, & Turner. (2015). Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 50(7), 742-747.
- Hurd, Kavros, & Kaufman. (2010). Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. *Clin J Sport Med*, 20(6), 428-435.

- Imai, Ikoma, Kido, Maki, Fujiwara, Arai, Oda, Tokunaga, Inoue, & Kubo. (2015). Joint space width of the tibiotalar joint in the healthy foot. *J Foot Ankle Res*, 8, 26.
- Inman. (1976). The joints of the ankle. *Williams & Wilkins, Baltimore*.
- Jenkins, Williams, Bevil, Stanley, Blemker, Taylor, & O'Brien. (2011). Gender and foot orthotic device effect on frontal plane hip motion during landing from a vertical jump. *J Appl Biomech*, 27(2), 130-136.
- Jenkins, Williams, Durland, Adams, & O'Brien. (2009). Foot orthotic devices decrease transverse plane motion during landing from a forward vertical jump in healthy females. *J Appl Biomech*, 25(4), 387-395.
- Kadaba, Ramakrishnan, Wootten, Gainey, Gorton, & Cochran. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7(6), 849-860.
- Karlsson, & Andreasson. (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *Am J Sports Med*, 20(3), 257-261.
- Kautzky, Feger, Hart, & Hertel. (2015). Surface Electromyography Variability Measures During Walking: Effects of Chronic Ankle Instability and Prophylactic Bracing. *Athl. Train. Sports Health Care*, 7(1), 14-22 19p.
- Kim, Choi, Cha, Park, & Kim. (2017). Effects of Neuromuscular Training on the Rear-foot Angle Kinematics in Elite Women Field Hockey Players with Chronic Ankle Instability. *J Sports Sci Med*, 16(1), 137-146.
- Kim, Choi, & Kim. (2014). No correlation between joint position sense and force sense for measuring ankle proprioception in subjects with healthy and functional ankle instability. *Clin Biomech*, 29(9), 977-983.

- Kirby. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(9), 465-487.
- Kirtley. (2006). *Clinical gait analysis : theory and practice*. Edinburgh Toronto: Elsevier.
- Klein, & Sommerfeld. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs : bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.
- Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4), 1060-1070.
- Konradsen, Bech, Ehrenbjerg, & Nickelsen. (2002). Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports*, 12(3), 129.
- Konradsen, & Magnusson. (2000). Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8(4), 246-251.
- Kosonen, Kulmala, Muller, & Avela. (2017). Effects of medially posted insoles on foot and lower limb mechanics across walking and running in overpronating men. *J Biomech*, 54, 58-63.
- Kristianslund, Bahr, & Krosshaug. (2011). Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J Biomech*, 44(14), 2576-2578.
- Kulig, Reischl, Pomrantz, Burnfield, Mais-Requejo, Thordarson, & Smith. (2009). Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial. *Phys Ther*, 89(1), 26-37.

- Kuni, Mussler, Kalkum, Schmitt, & Wolf. (2016). Effect of kinesiotaping, non-elastic taping and bracing on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle instability. *Physiotherapy, 102*(3), 287-293.
- Kunugi, Masunari, Yoshida, & Miyakawa. (2017). Postural stability and lower leg muscle activity during a diagonal single-leg landing differs in male collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *J Sport Med Phys Fit, 6*(4), 257-265.
- Labovitz, Schweitzer, Larka, & Solomon. (1998). Magnetic resonance imaging of ankle ligament injuries correlated with time. *J Am Podiatr Med Assoc, 88*(8), 387-393.
- Lam, Lee, Ng, & Zheng. (2019). Effects of foot orthoses on dynamic balance and basketball free-throw accuracy before and after physical fatigue. *J Biomech, 96*, 109338.
- Lamb, Marsh, Hutton, Nakash, & Cooke. (2009). Mechanical supports for acute, severe ankle sprain: a pragmatic, multicentre, randomised controlled trial. *Lancet, 373*(9663), 575-581.
- Larsen, & Angermann. (1990). Association of ankle instability and foot deformity. *Acta Orthop Scand, 61*(2), 136-139.
- Laughton. (2002). A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc, 92*(5), 261-268.
- Leanderson, Wykman, & Eriksson. (1993). Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1*(3-4), 203-205.
- Leardini, Chiari, Croce, & Cappozzo. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture, 21*(2), 212-225.

- Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture, 21*(2), 212-225.
- Leardini, O'Connor, Catani, & Giannini. (2000). The Role of the Passive Structures in the Mobility and Stability of the Human Ankle Joint: A Literature Review. *Foot Ankle Int, 21*(7), 602-615.
- Lee, & Aronson. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception & Psychophysics, 15*(3), 529-532.
- Lee, & Hidler. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol, 104*(3), 747-755.
- Li, Ko, Walker, Brown, Schmidt, Kim, & Simpson. (2018). Does Chronic Ankle Instability Influence Knee Biomechanics of Females during Inverted Surface Landings? *Int J Sports Med, 39*(13), 1009-1017.
- Li, Ko, Walker, Brown, Schmidt, Kim, & Simpson. (2018). Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? *J Electromyogr Kinesiol, 38*, 81-87.
- Lin, Chen, & Lin. (2011). Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. *Am J Sports Med, 39*(9), 2007-2015.
- Liu, Nester, Jones, Lundgren, Lundberg, Arndt, & Wolf. (2012). Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Med Sci Sports Exerc, 44*(12), 2384-2391.
- Liu, Uygur, & Kaminski. (2012). Effect of Ankle Instability on Gait Parameters: A Systematic Review. *Athl. Train. Sports Health Care, 4*(6), 275-281 277p.

- Loudon, & Dolphino. (2010). Use of foot orthoses and calf stretching for individuals with medial tibial stress syndrome. *Foot Ankle Spec*, 3(1), 15-20.
- Louwerens, Hoek Van Dijke, Bakx, & Mulder. (1996). No relation between the position of the rearfoot at the moment of heel contact and chronic instability: A video analysis. *Foot*, 6(1), 30-36.
- Louwerens, van Linge, de Klerk, Mulder, & Snijders. (1995). Peroneus longus and tibialis anterior muscle activity in the stance phase. A quantified electromyographic study of 10 controls and 25 patients with chronic ankle instability. *Acta Orthop Scand*, 66(6), 517-523.
- Lugade, Lin, & Chou. (2011). Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture*, 33(3), 406-411.
- Lundberg, Goldie, Kalin, & Selvik. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot & ankle*, 9(4), 194.
- Lustosa, Furbino, Cruz, Andrade, & Venturini. (2011). Analysis of the maximum gluteus activation during women walk with ankle instability. *Fisioterapia em Movimento*, 24(3), 463-470 468p.
- Magee. (2013). *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences.
- Maharaj, Cresswell, & Lichtwark. (2018). The Immediate Effect of Foot Orthoses on Subtalar Joint Mechanics and Energetics. *Med Sci Sports Exerc*, 50(7), 1449-1456.
- Mainville, Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2019). Lower-limb biomechanics during unilateral drop jump landing in participants with chronic ankle instability. *Manuscript in preparation*.

- Manal, McClay, Stanhope, Richards, & Galinat. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*, *11*(1), 38-45.
- Mason-Mackay, Whatman, & Reid. (2015). The effect of ankle bracing on lower extremity biomechanics during landing: A systematic review. *J Sci Med Sport*, *19*(7).
- Mattacola, Dwyer, Miller, Uhl, McCrory, & Malone. (2007). Effect of Orthoses on Postural Stability in Asymptomatic Subjects With Rearfoot Malalignment During a 6-Week Acclimation Period. *Arch Phys Med Rehabil*, *88*(5), 653-660.
- McDermott, Wolfe, Lowry, Robinson, & French. (2018). Evaluating the immediate effects of wearing foot orthotics in children with Joint Hypermobility Syndrome (JHS) by analysis of temporospatial parameters of gait and dynamic balance: A preliminary study. *Gait Posture*, *60*, 61-64.
- McKay, Goldie, Payne, & Oakes. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med*, *35*(2), 103-108.
- McKeon Patrick, & Hertel. (2008). Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord*, *9*(1), 76.
- McKeon, & Wikstrom. (2016). Sensory-Targeted Ankle Rehabilitation Strategies for Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sports Exerc*, *48*(5), 776-784.
- McPoil, Cornwall, Dupuis, & Cornwell. (1999). Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods. *J Am Podiatr Med Assoc*, *89*(10), 495-501.
- McPoil, Schuit, & Knecht. (1989). Comparison of three methods used to obtain a neutral plaster foot impression. *Phys Ther*, *69*, 448-452.

- Mendez-Rebolledo, Guzman-Munoz, Gatica-Rojas, & Zbinden-Foncea. (2015). Longer reaction time of the fibularis longus muscle and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: A pilot study. *Phys Ther Sport, 16*(3), 242-247.
- Michaud. (2011). Human locomotion - The conservative management of gait-related disorders. Massachusetts: Newton biomechanics.
- Michell, Ross, Blackburn, Hirth, & Guskiewicz. (2006). Functional Balance Training, With or Without Exercise Sandals, for Subjects With Stable or Unstable Ankles. *J Athl Train, 41*(4), 393-398.
- Mills, Blanch, Chapman, McPoil, & Vicenzino. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *Br J Sports Med, 44*(14), 1035-1046.
- Milner, & Soames. (1998). Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle Int, 19*(11), 757.
- Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham. (2008). Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc, 40*(8), 1515-1521.
- Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham. (2008). Biomechanics of Ankle Instability. Part 2: Postural Sway-Reaction Time Relationship. *Med Sci Sports Exerc, 40*(8), 1522-1528.
- Moher, Liberati, Tetzlaff, Altman, & The. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Med, 6*(7), e1000097.
- Moisan, & Cantin. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait Posture, 46*, 75-80.

- Moisan, & Cantin. (2017). Effects of Foot Orthoses Extrinsic Rearfoot and Forefoot Posts on Muscle Activity During Walking: A Case Study. *J Prosthet Orthot*, 29(3), 137-144.
- Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*, 52, 381-399.
- Moisan, Descarreaux, & Cantin. (2018). Muscle activation during fast walking with two types of foot orthoses in participants with cavus feet. *J Electromyogr Kinesiol*, 43, 7-13.
- Moisan, Mainville, Descarreaux, & Cantin. (2019). Effects of foot orthoses on walking and jump landing biomechanics of individuals with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 40, 53-58.
- Monaghan, Delahunt, & Caulfield. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech*, 21(2), 168-174.
- Moon, Sung, An, Hernandez, & Sosnoff. (2016). Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis. *Hum Mov Sci*, 47, 197-208.
- Morrison, Hudson, Davis, Richards, Royer, Dierks, & Kaminski. (2010). Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot Ankle Int*, 31(11), 994-1000.
- Mulford, Taggart, Nivens, & Payrie. (2008). Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. *Appl Nurs Res*, 21(3), 153-158.
- Munn, Sullivan, & Schneiders. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 13(1), 2-12.
- Munuera, & Mazoterias-Pardo. (2011). Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain. *Prosthet Orthot Int*, 35(4), 342-349.

- Murley, & Bird. (2006). The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Biomech*, 21(10), 1074-1080.
- Murley, Landorf, & Menz. (2010). Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clin Biomech*, 25(7), 728-736.
- Murley, Landorf, Menz, & Bird. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*, 29(2), 172-187.
- Murley, Menz, & Landorf. (2014). Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds. *Gait Posture*, 39(4), 1080-1085.
- Murley, Menz, Landorf, & Bird. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *J Biomech*, 43(4), 749-756.
- Nakagawa, & Hoffman. (2004). Performance in static, dynamic, and clinical tests of postural control in individuals with recurrent ankle sprains. *J Sport Rehabil*, 13(3), 255-268.
- Nawata, Nishihara, Hayashi, & Teshima. (2005). Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *J Orthop Sci*, 10(3), 298-301.
- Nawoczenski, & Ludewig. (1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(5), 540-544.
- Nester, van der Linden, & Bowker. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture*, 17(2), 180-187.

- Nichols, & Holmes. (2002). Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples. *Hum Brain Mapp, 15*(1), 1-25.
- Nigg, Nurse, & Stefanyshyn. (1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc, 31*(7 Suppl), S421-428.
- Nigg, Vienneau, Smith, Trudeau, Mohr, & Nigg. (2017). The Preferred Movement Path Paradigm: Influence of Running Shoes on Joint Movement. *Med Sci Sports Exerc, 49*(8), 1641-1648.
- Nordin, & Frankel. (2001). Basic biomechanics of the musculoskeletal system: Lippincott Williams & Wilkins.
- Nurse, Hulliger, Wakeling, Nigg, & Stefanyshyn. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol, 15*(5), 496-506.
- Nyska, Shabat, Simkin, Neeb, Matan, & Mann. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *Br J Sports Med, 37*(6), 495-497.
- O'Driscoll, & Delahunt. (2011). Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 3*, 19.
- Orteza, Vogelbach, & Denegar. (1992). The effect of molded and unmolded orthotics on balance and pain while jogging following inversion ankle sprain. *J Athl Train, 27*(1), 80.
- Palluel, Nougier, & Olivier. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age, 30*(1), 53-61.

- Pataky, Vanrenterghem, & Robinson. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J Biomech*, 48(7), 1277-1285.
- Pataky, Vanrenterghem, & Robinson. (2016). The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *J Biomech*, 49(9), 1468-1476.
- Payehdar, Saeedi, Ahmadi, Kamali, Mohammadi, & Abdollah. (2016). Comparing the immediate effects of UCBL and modified foot orthoses on postural sway in people with flexible flatfoot. *Prosthet Orthot Int*, 40(1), 117-122.
- Percy, & Menz. (2001). Effects of prefabricated foot orthoses and soft insoles on postural stability in professional soccer players. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(4), 194-202.
- Perry, & Burnfield. (2010). *Gait analysis : normal and pathological function* (2nd ed. ed.). Thorofare, N.J.: SLACK.
- Pope, Chinn, Mullineaux, McKeon, Drewes, & Hertel. (2011). Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait Posture*, 34(2), 154-158.
- Pourkazemi, Hiller, Raymond, Black, Nightingale, & Refshauge. (2018). Predictors of recurrent sprains after an index lateral ankle sprain: a longitudinal study. *Physiotherapy*, 104(4), 430-437.
- Powden, Vallandingham, & Gaven. (2019). Changes in Dorsiflexion and Dynamic Postural Control After Mobilizations in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Athl Train*.

- Prachgosin, Leelasamran, Smithmaitrie, & Chatpun. (2017). Effect of total-contact orthosis on medial longitudinal arch and lower extremities in flexible flatfoot subjects during walking. *Prosthet Orthot Int*, 41(6), 579-586.
- Prieske, Muehlbauer, Mueller, Krueger, Kibele, Behm, & Granacher. (2013). Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *Eur J Appl Physiol*, 113(12), 2943-2951.
- Qiu, Cole, Davids, Hennig, Silburn, Netscher, & Kerr. (2012). Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait & posture*, 35(4), 630-635.
- Qiu, Cole, Davids, Hennig, Silburn, Netscher, & Kerr. (2013). Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PLoS One*, 8(12), e83309.
- Redmond, Crosbie, & Ouvrier. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*, 21(1), 89-98.
- Reeves, Jones, Liu, Bent, & Nester. (2019). The between-day reliability of peroneus longus EMG during walking. *J Biomech*, 86, 243-246.
- Refshauge, Kilbreath, & Raymond. (2000). The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc*, 32(1), 10-10.
- Refshauge, Kilbreath, & Raymond. (2003). Deficits in detection of inversion and eversion movements among subjects with recurrent ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(4), 166.
- Richie. (2007). Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. *J Am Podiatr Med Assoc*, 97(1), 19-30.
- Riemann, & Lephart. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*, 37(1), 71.

- Riemann, & Lephart. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*, 37(1), 80-84.
- Riley, Dicharry, Franz, Croce, Wilder, & Kerrigan. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*, 40(6), 1093-1100.
- Ritchie, Paterson, Bryant, Bartold, & Clark. (2011). The effects of enhanced plantar sensory feedback and foot orthoses on midfoot kinematics and lower leg neuromuscular activation. *Gait Posture*, 33(4), 576-581.
- Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey. (2013). *Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics*.
- Röijezon, Clark, & Treleaven. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Ther*, 20(3), 368-377.
- Rome, & Brown. (2004). Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil*, 18(6), 624-630.
- Roos, Kerr, Mauntel, Djoko, Dompier, & Wikstrom. (2017). The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med*, 45(1), 201-209.
- Root, Weed, & Orien. (1971). *Neutral Position Casting Techniques: Clinical Biomechanics Corporation*.
- Rozzi, Lephart, Sterner, & Kuligowski. (1999). Balance training for persons with functionally unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(8), 478.

- Santilli, Frascarelli, Paoloni, Frascarelli, Camerota, De Natale, & De Santis. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med*, 33(8), 1183-1187.
- Santos, & Liu. (2008). Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(3), 150.
- Schmidt, Sauer, Lee, Saliba, & Hertel. (2011). Increased in-shoe lateral plantar pressures with chronic ankle instability. *Foot Ankle Int*, 32(11), 1075-1080.
- Sesma, Mattacola, Uhl, Nitz, & McKeon. (2008). Effect of Foot Orthotics on Single- and Double-Limb Dynamic Balance Tasks in Patients With Chronic Ankle Instability. *Foot Ankle Spec*, 1(6), 330-337.
- Shanbehzadeh, Mohseni Bandpei, & Ehsani. (2017). Knee muscle activity during gait in patients with anterior cruciate ligament injury: a systematic review of electromyographic studies. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 25(5), 1432-1442.
- Shih, Yu, Chen, Liao, Lin, & Yang. (2018). The effect of additional joint mobilization on neuromuscular performance in individuals with functional ankle instability. *Phys Ther Sport*, 30, 22-28.
- Simpson, Stewart, Macias, Chander, & Knight. (2019). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Phys Ther Sport*, 37, 210-219.
- Simpson, Stewart, Turner, Macias, Wilson, Chander, & Knight. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and

- expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. *Hum Mov Sci*, 64, 133-141.
- Sinkjaer, Toft, Andreassen, & Hornemann. (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*, 60(3), 1110.
- Soboroff, Pappius, & Komaroff. (1984). Benefits, risks, and costs of alternative approaches to the evaluation and treatment of severe ankle sprain. *Clin Orthop Relat Res*(183), 160-168.
- Spaulding, Livingston, & Hartsell. (2003). The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. *Gait Posture*, 17(2), 152-158.
- Springer, & Gottlieb. (2017). Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disord*, 18(1), 316.
- Stacoff, Quervain, Dettwyler, Wolf, List, Ukelo, & Stüssi. (2007). Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*, 17(3), 143-153.
- Steib, Hentschke, Welsch, Pfeifer, & Zech. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clin Biomech*, 28(7), 790-795.
- Stergiou, & Decker. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Hum Mov Sci*, 30(5), 869-888.
- Stormont, Morrey, An, & Cass. (1985). Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med*, 13(5), 295.

- Tanen, Docherty, Van Der Pol, Simon, & Schrader. (2014). Prevalence of chronic ankle instability in high school and division I athletes. *Foot Ankle Spec*, 7(1), 37-44.
- Taser, Shafiq, & Ebraheim. (2006). Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks. *Surg Radiol Anat*, 28(4), 391-397.
- Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, & Woodburn. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. *Gait Posture*, 38(3), 443-449.
- Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *J Biomech*, 46(9), 1489-1495.
- Terada, Bowker, Thomas, Pietrosimone, Hiller, Rice, & Gribble. (2015). Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Hum Mov Sci*, 40, 154-162.
- Terada, & Gribble. (2015). Jump Landing Biomechanics During a Laboratory Recorded Recurrent Ankle Sprain. *Foot Ankle Int*, 36(7), 842-848.
- Terada, Pfile, Pietrosimone, & Gribble. (2013). Effects of chronic ankle instability on energy dissipation in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*, 45(11), 2120-2128.
- Terada, Pietrosimone, & Gribble. (2013). Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: a systematic review. *J Athl Train*, 48(5), 696-709.
- Terada, Pietrosimone, & Gribble. (2014). Alterations in neuromuscular control at the knee in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 49(5), 599-607.
- Thacker, Stroup, Branche, Gilchrist, & Goodman. (2003). Prevention of ankle sprains in sports : an update : review article. *International SportMed Journal*, 4(4), 1-17.

- Thacker, Stroup, Branche, Gilchrist, Goodman, & Weitman. (1999). The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *Am J Sports Med*, 27(6), 753-760.
- Thompson, Lee, Seegmiller, & McGowan. (2015). Kinematic and kinetic comparison of barefoot and shod running in mid/forefoot and rearfoot strike runners. *Gait Posture*, 41(4), 957-959.
- Thompson, Schabrun, Romero, Bialocerkowski, van Dieen, & Marshall. (2018). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Med*, 48(1), 189-205.
- Tillman, Chimento, Trimble, Bauer, Cauraugh, Kaminski, & Hass. (2003). Tibiofemoral rotation in landing: the influence of medially and laterally posted orthotics. *Phys Ther Sport*, 4(1), 34-39.
- Tomaro, & Burdett. (1993). The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 18(4), 532-536.
- Tourné, & Mabit. (2015). La cheville instable : de l'entorse récente à l'instabilité chronique. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.
- Turco. (1977). Injuries to the ankle and foot in athletics. *The Orthopedic Clinics of North America*, 8(3), 669-682.
- Van Den Bekerom, Oostra, Golanó, & Van Dijk. (2014). The anatomy in relation to injury of the lateral collateral ligaments of the ankle: A current concepts review. *Clinical Anatomy*, 27(7), 1119-1119.

- van Rijn, van Os, Bernsen, Luijsterburg, Koes, & Bierma-Zeinstra. (2008). What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med*, 121(4), 324-331 e326.
- Verhagen, & Bay. (2010). Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. *Br J Sports Med*, 44(15), 1082-1088.
- Verhagen, van Mechelen, & de Vente. (2000). The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clin J Sport Med*, 10(4), 291-296.
- Waterman, Owens, Davey, Zacchilli, & Belmont. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am*, 92(13), 2279-2284.
- Wei, Fong, Chan, & Haut. (2015). Estimation of ligament strains and joint moments in the ankle during a supination sprain injury. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18(3), 243-248.
- Wiesler, Hunter, Martin, Curl, & Hoen. (1996). Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *Am J Sports Med*, 24(6), 754-757.
- Wikstrom, Bishop, Inamdar, & Hass. (2010). Gait termination control strategies are altered in chronic ankle instability subjects. *Med Sci Sports Exerc*, 42(1), 197-205.
- Wikstrom, Fournier, & McKeon. (2010). Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait Posture*, 32(1), 82-86.
- Wikstrom, & Hubbard. (2010). Talar positional fault in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(8), 1267-1271.
- Wikstrom, Tillman, Chmielewski, Cauraugh, Naugle, & Borsa. (2010). Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scand J Med Sci Sports*, 20(1), e137-e144.

- Willems, Witvrouw, Verstuyft, Vaes, & De Clercq. (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl Train*, 37(4), 487.
- Williams, Ng, Stephens, Klem, & Wild. (2018). Effect of prophylactic ankle taping on ankle and knee biomechanics during basketball-specific tasks in females. *Phys Ther Sport*, 32, 200-206.
- Winter. (2005). Biomechanics and motor control of human movement (3rd ed.). Hoboken, N.J.: John Wiley & Sons.
- Witchalls, Blanch, Waddington, & Adams. (2012). Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 46(7), 515-523.
- Wolf, Cameron, & Owens. (2011). Impact of joint laxity and hypermobility on the musculoskeletal system. *J Am Acad Orthop Surg*, 19(8), 463-471.
- Woods, Hawkins, Hulse, & Hodson. (2003). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med*, 37(3), 233-238.
- Wright, & Arnold. (2012). Fatigue's effect on eversion force sense in individuals with and without functional ankle instability. *J Sport Rehabil*, 21(2), 127.
- Wright, Arnold, & Ross. (2016). Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *J Athl Train*, 51(1), 5-15.

- Wright, Arnold, Ross, & Pidcoe. (2013). Individuals With Functional Ankle Instability, but not Copers, Have Increased Forefoot Inversion During Walking Gait. *Athl. Train. Sports Health Care*, 5(5), 201-209 209p.
- Wu, Song, Zheng, Zhou, & Bai. (2015). Morphological study of mechanoreceptors in collateral ligaments of the ankle joint. *J Orthop Surg Res*, 10, 92-92.
- Yeung, Chan, So, & Yuan. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med*, 28(2), 112.
- Yokoyama, Matsusaka, Gamada, Ozaki, & Shindo. (2008). Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *J Sports Sci Med*, 7(4), 480-485.
- Yu, Preston, Queen, Byram, Hardaker, Gross, Davis, Taft, & Garrett. (2007). Effects of wearing foot orthosis with medial arch support on the fifth metatarsal loading and ankle inversion angle in selected basketball tasks. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(4), 186-191.
- Zhang, Paquette, & Zhang. (2013). A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *J Foot Ankle Res*, 6(1), 45.
- Zifchock, & Davis. (2008). A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech*, 23(10), 1287-1293.

Annexe A : Questionnaires cliniques

ETIQUETTE

DATE

Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)

Evaluation des capacités fonctionnelles du pied et de la cheville

Merci de répondre à **chaque question** en donnant la réponse qui décrit le mieux votre état au cours de la semaine passée (une seule réponse par question).

Si l'activité en question est limitée par autre chose que votre pied ou votre cheville, notez non applicable (N/A).

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté sévère	Incapable de le faire	N/A
Se tenir debout	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sur un terrain régulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher pied nu sur un terrain régulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter une pente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Descendre une pente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter les escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Descendre les escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sur un terrain irrégulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter et descendre d'un trottoir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S'accroupir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se mettre sur la pointe des pieds	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Faire les premiers pas (le matin au réveil / après une position assise prolongée)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 5 minutes ou moins	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher environ 10 minutes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 15 minutes ou plus	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

En raison de **votre pied et de votre cheville**, quel est le niveau de difficulté pour faire:

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté importante	Incapable de le faire	N/A
Les tâches ménagères	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les activités de la vie quotidienne	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les soins personnels	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Un travail léger à modéré (se tenir debout, marcher)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Un travail lourd (pousser/tirer, grimper, porter)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les activités de loisirs	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement dans les activités habituelles de votre vie quotidienne de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville et 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités quotidiennes habituelles ?

.0 %

FAAM Echelle des activités sportives

En raison de votre **pied et de votre cheville**, quel est votre niveau de difficulté pour faire les activités suivantes:

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté importante	Incapable de le faire	N/A
Courir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sauter	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se réceptionner d'un saut	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Démarrer et s'arrêter rapidement	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Faire des pas chassés/ des déplacements latéraux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Activités sportives à faible impact (peu de chocs)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Capacité à exécuter votre activité sportive avec votre technique habituelle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Capacité à pratiquer votre sport aussi longtemps que vous le souhaitez	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement durant vos activités sportives de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville et 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités sportives habituelles ?

.0 %

Globalement, comment estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement ?

Normal

Presque normal

En dessous de la normale

Bien en dessous de la normale



IPAQ

International Physical Activity Questionnaire

(Version française juillet 2003)

Nous nous intéressons aux différents types d'activités physiques que vous faites dans votre vie quotidienne. Les questions suivantes portent sur le temps que vous avez passé à être actif physiquement au cours des **7 derniers jours**. Répondez à chacune de ces questions même si vous ne vous considérez pas comme une personne active. Les questions concernent les activités physiques que vous faites au lycée, lorsque vous êtes chez vous, pour vos déplacements, et pendant votre temps libre.

Bloc 1 : Activités intenses des 7 derniers jours

1. Pensez à toutes les **activités intenses** que vous avez faites au cours des **7 derniers jours**. Les activités physiques intenses font référence aux activités qui vous demandent un effort physique important et vous font respirer beaucoup plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

1-a. Au cours des **7 derniers jours**, **combien y a-t-il eu de jours** au cours desquels vous avez fait des **activités physiques intenses** comme porter des charges lourdes, bêcher, faire du VTT ou jouer au football ?

__ jour(s)

Je n'ai pas eu d'activité physique intense

⇒ **Passez au bloc 2**

1-b. Au total, combien de **temps** avez-vous passé à faire des **activités intenses au cours des 7 derniers jours** ?

__ heure(s) __ minutes

Je ne sais pas

Bloc 2 : Activités modérées des 7 derniers jours

2. Pensez à toutes les **activités modérées** que vous avez faites au cours des **7 derniers jours**. Les activités physiques modérées font référence aux activités qui vous demandent un effort physique modéré et vous font respirer un peu plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

2-a. Au cours des **7 derniers jours**, **combien y a-t-il eu de jours** au cours desquels vous avez fait des **activités physiques modérées** comme porter des charges légères, passer l'aspirateur, faire du vélo tranquillement ou jouer au volley-ball ? Ne pas inclure la marche.

__ jour(s)

Je n'ai pas eu d'activité physique modérée

⇒ **Passez au bloc 3**

2-b. Au total, combien de **temps** avez-vous passé à faire des **activités modérées au cours des 7 derniers jours** ?

__ heure(s) __ minutes

Je ne sais pas



Programme Pralimap • **P**romotion de l'**A**limentation et de l'**A**ctivité **P**hysique

I IPAQ

Version 2 du 11 septembre 2007

8 | 20



Bloc 3 : La marche des 7 derniers jours

3. Pensez au temps que vous avez passé à **marcher au moins 10 minutes d'affilée** au cours des **7 derniers jours**.

Cela comprend la marche au lycée et à la maison, la marche pour vous rendre d'un lieu à un autre, et tout autre type de marche que vous auriez pu faire pendant votre temps libre pour la détente, le sport ou les loisirs.

3-a. Au cours des **7 derniers jours**, **combien y a-t-il eu de jours** au cours desquels vous avez marché pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

___ jour(s)

Je n'ai pas fait de marche

⇒ **Passez au bloc 4**

3.b. Au total, combien d'épisodes de marche d'**au moins 10 minutes d'affilée**, avez-vous effectué au cours des **7 derniers jours** ?

_____ nombre d'épisodes de 10 minutes d'affilée

Exemples :

Lundi :	1 marche de 60 minutes	6 épisodes
Mardi :	1 marche de 20 minutes et 3 marches de 5 minutes	2 épisodes
Mercredi :	1 marche de 35 minutes	3 épisodes
Jeudi :	1 marche de 8 minutes	0 épisode
Vendredi :	1 marche de 6 minutes puis 3 marches de 4 minutes →	0 épisode
Samedi :	1 marche de 18 minutes	1 épisode
Dimanche :	1 marche de 10 minutes et 3 marches de 5 minutes	1 épisode
	Total	<u>13 épisodes</u>

Je ne sais pas

Bloc 4 : Temps passé assis au cours des 7 derniers jours

4. La dernière question porte sur **le temps que vous avez passé assis** pendant les jours de semaine, au cours des **7 derniers jours**. Cela comprend le temps passé assis au lycée, à la maison, lorsque vous étudiez et pendant votre temps libre. Il peut s'agir par exemple du temps passé assis à un bureau, chez des amis, à lire, à être assis ou allongé pour regarder la télévision, devant un écran.

4-a. Au cours des **7 derniers jours**, pendant les jours de semaine, **combien de temps**, en moyenne, avez vous passé **assis** ?

___ heure(s) ___ minutes

Je ne sais pas

