

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

Discipline : STAPS

Spécialité : 74^{ème} Section – Biomécanique du sport

Présentée et soutenue publiquement par

STEPHANE VERMAND

Le 15 mai 2019

**Gestion des modifications podales et des pressions plantaires en ultra-trail
par des semelles orthopédiques équipées de barres rétro-capitales
métatarsiennes**

Thèse dirigée par

M. PHILIPPE JOLY (MCF, HDR) ET M. SEBASTIEN DUC (MCF)

JURY

M. Jérémie Coquart (PU) - Université de Rouen Normandie (PU) - *rapporleur*

M. Vincent Martin (MCF, HDR) - Université Clermont Auvergne - *rapporleur*

M. Guillaume Millet (PU) – Université Jean Monnet St-Etienne - *examinateur*

M. William Bertucci (PU) – URCA - *examinateur*

M. Guillaume Mornieux (MCF, HDR) – Université de Lorraine – *invité*

M. Marc Janin (PhD, podologue) – Université de Pau (UPPA) - *invité*



"A vaincre sans péril, on triomphe sans gloire"

Pierre CORNEILLE, Cid, II, 2

"J'aime entendre, raconter, j'aime montrer et j'aime voir

J'aime apprendre, partager, tant qu'y a de l'échange y'a de l'espoir

J'aime les gens, j'aime le vent, c'est comme ça, je joue pas un rôle"

Fabien Marsaud, je dors sur mes deux oreilles

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier toutes les personnes qui ont permis la réalisation de cette thèse à travers les différents laboratoires qu'elle a connue (GRESPI, LISM et PSMS) dans son périple débuté en 2014.

Bien entendu je voudrais remercier Sébastien, pour ses conseils et son écoute. Toutes tes remarques ont toujours apporté des avantages à cet écrit. Nos différents débats sur la structure et le déroulé de la thèse apportent un résultat final qui est en concordance avec les approches scientifiques et podologiques sans en perdre leurs valeurs respectives. Je ne peux que te remercier pour le temps que tu as passé à me former sur les différents outils et sur la pertinence de leurs utilisations...

Je souhaite aussi remercier Philippe pour ses conseils avisés, son expertise et ses précisions lors de l'écriture de la thèse. Ton arrivée dans l'équipe lui a apporté un second souffle et a relancé l'ambition que j'espérais en me lançant dans ce projet.

J'adresse tous mes remerciements aux rapporteurs, Jérémy Coquart et Vincent Martin, de m'avoir fait l'honneur d'accepter de lire, commenter et rapporter ce travail. Je remercie également les examinateurs, Guillaume Millet et William Bertucci, d'avoir évalué ce travail. Je remercie Marc Janin et Guillaume Mornieux d'avoir accepté d'être présent aujourd'hui en tant qu'invité. Que cette thèse soit analysée par de tels experts est pour moins un immense honneur.

Un grand merci à Frédéric Puel pour les nombreux conseils, ta patience dans l'écoute et la relecture de cette thèse, dans la dernière ligne droite.

Il est primordial de remercier tous mes patients qui me donnent tous les jours cette envie de trouver des réponses à leurs maux. J'ajoute à ceux-là tous mes patients-sujets qui ont eu la folie de me suivre dans cette aventure et de me "prêter leur corps pour la science". Merci aux associations de coureurs, Gravity running expérience, Esprit run, Vytajog, l'Arène Cross-fit d'Amiens, d'avoir joué le jeu dans ma recherche de coureurs. Merci à tous les participants pour leurs implications et le temps passé dans ces recherches. Merci à mes amis-sujets, Romain dit Ch'père, Pierrot Obame, FJ, Mimi, Cécile, Laurent, Noémie, Gribouille, Charles, Romain et Marina d'avoir participé sans trop vous poser de questions, juste pour aider.

Merci à Jean-Claude Gaillet de nous avoir ouvert les portes de l'université en tant que podologue. Ta motivation sans faille pour faire avancer notre profession est à saluer, et j'espère que nous en serons de dignes successeurs.

Je remercie aussi tous les membres de l'association de podologues du sport Podo'xygène, et notamment les deux présidents Pierre-Franck et Olivier ainsi que les membres du pôle recherche, pour les échanges et l'aide que vous m'avez fournie.

A travers vous, je souhaite remercier l'organisation de l'Ultra Trail du Mont Blanc de nous avoir permis d'utiliser leur superbe organisation dans le cadre de nos recherches. Je suis également très reconnaissant à l'égard de tous les participants de cette étude qui ont pris du temps pendant la "course d'une vie" pour satisfaire notre besoin de connaissance. De plus, j'ai un remerciement spécifique pour Frank-Jourdan, Pierre-Franck, Olivier, Amandine, Aurélie, Noémie, Vianney, Laurent, Thomas M., Thomas B., Alex dit Tonton. Sylvain et Audrey, pour votre dévouement et votre motivation sans faille pour la mise en place du protocole durant l'UTMB 2016.

Un grand merci à Marc pour ton investissement et tes nombreux conseils qui nous ouvrent des débats pertinents qui ont indéniablement enrichi cette thèse dans la dernière ligne droite.

Merci à tous les relecteurs de cette thèse, Audrey, FJ, Noémie, Cécile, Mimi et Bastian d'avoir pris le temps de m'apporter tous vos conseils et un regard extérieur à ce projet.

Enfin, je souhaite remercier toutes les personnes qui me sont proches, familles et amis, que j'ai quelque peu délaissées depuis un certain temps pour mener à bien ce projet.

Merci à mes parents, Brigitte et Alain, de m'avoir appris tant de choses, de m'avoir donné cette envie d'aller toujours plus loin en allant "au bout des choses", de votre soutien et de l'intérêt que vous avez porté à ce projet.

Merci à mon frère, Mickaël, pour tout le temps passé à peaufiner mes traductions même pendant son périple Américain à des milliers de kilomètres de nous.

Merci à mon acolyte de recherche, FJ, ami, devenu famille, qui a vu naître ce projet et qui m'a toujours soutenu dans les décisions importantes à prendre mais surtout qui m'a aidé à surmonter les énormes moments de doutes dans ce projet long et tumultueux.

Merci à ma femme pour ses longues heures de relecture et de correction, merci pour ton implication (avec Noémie) dans la nuit et le froid sur l'UTMB 2016 pour recruter tous les participants et désolé d'avoir été moins présent ces derniers temps pour essayer de mener à bien cette thèse.

Je dédie tout ça à mes enfants, Anaëlle et Valentine, qui me donnent la foi chaque jour d'essayer de leur apporter le meilleur.

Je remercie bien évidemment mes amis pour leur soutien à travers leur questionnement sur "pourquoi tu fais ça ?". Pour plusieurs raisons, la première car j'espère que dans quelques années des projets comme celui-là grandiront notre profession.

La deuxième par besoin personnel de répondre à des questionnements professionnels et la troisième pour partager ce moment de communion avec vous.

Pour finir, je pense fortement à mes grands-parents, Chantal et Michel, qui m'ont soutenu dans l'ensemble de mes projets depuis mon enfance, et plus particulièrement à notre étoile qui serait si fière de nous...

RESUME

La course d'ultra-trail en montagne provoque de nombreuses altérations d'ordre biomécaniques, physiologiques, neuro-musculaires, posturales et psychologiques qui peuvent engendrer certaines blessures. Cependant, assez peu d'études se sont intéressées aux modifications que peuvent subir les pieds. C'est dans ce cadre que nous avons réalisé 3 études. La première effectuée auprès de 10 coureurs a montré que les avant-pieds s'élargissent et la pression plantaire sous l'avant-pied augmente à partir de la mi-distance d'une épreuve d'ultra-trail de 170 km (UTMB®). La surpression sous l'avant-pied qui est due au déplacement vers l'avant du centre de pression, est susceptible d'accroître le risque de fracture de fatigue des métatarses. Ces modifications qui ont été observées jusqu'à la fin de la compétition sont probablement liées à la fatigue des sujets. Pour contrecarrer ces modifications, nous avons proposé d'utiliser des semelles orthopédiques moulées comportant chacune une barre rétro capitale (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes. La 2^{ème} étude réalisée chez 48 coureurs a montré que cet élément orthopédique permet lors du maintien de la posture debout de diminuer les pressions plantaires sous les avant-pieds, de reculer le centre de pression, mais aussi les centres articulaires de la hanche, des épaules et de la tête. La 3^{ème} étude avait pour objectif d'évaluer chez 10 coureurs à pieds l'effet immédiat, à court terme (après 4 semaines) et moyen terme (après 12 semaines) du port des semelles BRC sur la répartition des pressions plantaires et la cinématique articulaire. Un groupe contrôle de taille égale a utilisé pendant la même période des semelles moulées qui ne comportaient aucun élément orthopédique. Cette étude longitudinale a montré que les pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes étaient réduites immédiatement avec le port des semelles BRC. Après 4 semaines, cette réduction s'accentuait et l'angle de flexion de la cheville était augmenté lors de l'appui. Après 12 semaines, l'extension maximale du genou était augmentée et la plupart de ces modifications étaient aussi observées même lors des tests où les sujets couraient avec des semelles plates. Aucune variable n'a été modifiée chez les sujets du groupe contrôle. En ce qui concerne les applications pratiques de ces travaux de thèse, au regard de nos résultats, nous pouvons conseiller aux coureurs de longue distance souffrant de douleur au niveau de l'avant-pied de choisir des chaussures un peu plus larges et, d'utiliser des semelles orthopédiques BRC pour réduire la pression sous l'avant-pied.

Mots clés : ultra-trail ; pied ; semelles ; barre rétro-capitale métatarsienne ; pression plantaire ; course à pied

ABSTRACT

Mountain Ultra Marathon is causing many biomechanical, physiological, neuromuscular, postural and psychological alterations which can lead to certain injuries. However, there are few studies has been focused on the feet. In this context, we conducted three original studies. The first one, performed with 10 runners has shown that the front feet width and the plantar pressure under the forefoot has increased from the mid-distance of a 170km ultra-trail race (UTMB®). The overpressure under the forefoot is due to the forward displacement of the center of pressure which may increase the risk of stress fracture of the metatarsals. These changes that were observed until the end of the competition are probably related to the increase of muscular fatigue of the subjects. In opposition of these changes, we proposed to use moulded orthopaedic insoles that comprising a metatarsal retro-capital bar (MRCB) placed behind the metatarsal heads. The second study carried out in 48 runners has shown that this MRCB element allows to reduce the plantar pressures under the front feet during the standing support by moving backward the center of pressure, and also the hip, the shoulders and the head. The objective of the third study was to evaluate the immediate, short-term (after 4 weeks) and medium-term (after 12 weeks) effect of wearing MRCB insoles on plantar pressure distribution and joint kinematics during running with 10 runners. A similar control group of equal size used during the same period of training moulded insoles without orthopaedic element. This longitudinal study showed that the plantar pressures under the metatarsal heads were reduced immediately with wearing MRCB soles. After 4 weeks, this reduction was accentuated and the ankle's angle of flexion was increased during the stride support. After 12 weeks, the maximum knee extension was increased and most of these changes described above were also observed even in tests where subjects ran with flat insoles. Any significant changes have been observed in the control group whatever the test period. Regard to these results, we can advise long-distance runners that suffer of pain in the forefoot region to choose slightly larger shoes and to use MRCB orthopaedic insoles to reduce pressure under the forefoot.

Keywords: ultra-trail ; foot ; foot orthoses ; metatarsal retro-capital bar ; plantar pressure ; running

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS.....	3
RESUME	6
ABSTRACT.....	7
TABLE DES MATIERES	1
LISTE DES PUBLICATIONS	10
TABLES DES FIGURES.....	12
LISTE DES TABLEAUX	14
1 INTRODUCTION	15
2 BIOMECANIQUE DE LA COURSE A PIED	19
2.1 DESCRIPTION DE LA FOULEE.....	20
2.2 ANALYSE DES FORCES PRODUITES LORS DE L'APPUI	23
2.3 DESCRIPTION DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE LORS DE LA COURSE.....	24
2.4 INFLUENCE DU TYPE D'ATTAQUE DE L'APPUI ET DU PATTERN DE COURSE	27
2.5 INFLUENCE DE LA CHAUSSURE EN COURSE A PIED.....	31
2.6 LA FATIGUE EN COURSE A PIED	34
2.7 LES BLESSURES EN COURSE A PIED	37
3 LA PODOLOGIE : PRINCIPES THEORIQUES ET PRATIQUES	46
3.1 ANATOMIE DESCRIPTIVE DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR	47
3.2 BASES NEUROPHYSIOLOGIQUES DU CONTROLE POSTURAL.....	52
3.3 DEROULEMENT D'UNE CONSULTATION DE PODOLOGIE DANS LE CADRE DE LA PRATIQUE DE LA COURSE A PIED	62
3.4 PRINCIPES DE CONCEPTION D'UNE SEMELLE ORTHOPEDIQUE.....	64
4 PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES	73
5 EVOLUTION DU DEPLACEMENT DU CENTRE DE PRESSION, DE LA REPARTITION DE LA PRESSION PLANTAIRE ET DES MESURES DES PIEDS PENDANT UN ULTRA-TRAIL	75
5.1 RESUME.....	88
5.2 INTRODUCTION	89
5.3 MATERIEL ET METHODE	89
5.4 RESULTATS.....	93

5.5	DISCUSSION	96
5.6	APPLICATIONS PRATIQUES.....	98
5.7	LIMITES DE L'ETUDE ET PERSPECTIVES.....	99
5.8	CONCLUSION	99
6	EFFETS D' UNE BARRE RETRO-CAPITALE SUR LA POSITION GLOBALE DU CORPS ET LA REPARTITION DE LA PRESSION PLANTAIRE LORS DU MAINTIEN DE LA POSTURE DEBOUT.....	100
6.1	RESUME	109
6.2	INTRODUCTION	110
6.3	MATERIEL ET METHODE	110
6.4	RESULTATS.....	114
6.5	DISCUSSION	117
6.6	APPLICATIONS PRATIQUES.....	118
6.7	LIMITES DE L'ETUDE ET PERSPECTIVES	119
6.8	CONCLUSION	119
7	EFFETS IMMEDIAT, A COURT ET MOYEN TERME DE L'UTILISATION DE SEMELLES ORTHOPEDIQUES EQUIPEES D'UNE BARRE RETRO-CAPITALE SUR LES VARIABLES SPATIO-TEMPORELLES DE LA FOULEE, LES PRESSIONS PLANTAIRES ET L'ACTIVITE MUSCULAIRE LORS DE LA COURSE	120
7.1	RESUME	122
7.2	INTRODUCTION	124
7.3	MATERIEL ET METHODE	124
7.4	RESULTATS.....	132
7.5	DISCUSSION	140
7.6	APPLICATIONS PRATIQUES.....	144
7.7	LIMITES DE L'ETUDE ET PERSPECTIVES	145
7.8	CONCLUSION	146
8	DISCUSSION ET CONCLUSION GENERALE.....	147
9	BIBLIOGRAPHIE	151
10	ANNEXES.....	173

LISTE DES PUBLICATIONS

Cette thèse a fait l'objet de deux articles publiés et un en cours de soumission dans des revues internationales à comité de lecture :

- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, O. Garsin, M. Vermand & P. Joly. **Changes in foot measurements, plantar pressure and postural position during a Mountain Ultra-Marathon race.** *Science & Sports (sous presse)*
- S. Vermand, S. Duc, M. Janin, FJ. Ferrari, M. Vermand & P. Joly. **Orthopedic soles equipped with metatarsal retro-capital bar involve body backward displacement during a standing-up posture.** *International Journal of Clinical Medicine (sous presse)*
- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, M. Vermand & P. Joly. **Immediate, short and medium-term effects of running orthopedic insoles with a metatarsal retro-capital bar on biomechanical variables, plantar pressures and muscle activity.** Soumis dans *Gait & Posture*

Cette thèse a également permis la publication d'un article dans une revue nationale à comité de lecture :

- S. Vermand, C. Potier, FJ. Ferrari, O. Garsin, PF. Varvenne, F. Chérdo. **La course à pied : 1) Mythes et réalités en course à pieds ; 2) L'apport de la podologie en course à pied ; 3) La chaussure et les accessoires en course à pied ; 4) La réathlétisation du coureur à pied.** *La revue du podologue (2017), 74, 9-20.*

Cette thèse a également fait l'objet de quatre communications orales et affichées lors de congrès scientifiques nationaux avec la publication des résumés dans des revues internationales à comité de lecture :

Communications orales :

- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, PF Varvenne, O. Garcin, A. Ramos, A. Couffort, N. Topsent, V. Trachet, L. Besson, T. Bourgine, T. Mounet, A. Gely, S. Breton & P.Joly. **Postural position and architectural foot modifications during Mountain Ultra-Marathon.** 42^{ème} congrès de la société française de Biomécanique - Reims les 2 et 3 Novembre 2017.

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 20 (2017) 205–206.

- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, & P. Joly. **Effet d'un élément podologique d'avant-pied sur la posture du corps : étude stabilométrique et cinématique.** 24^{ème} congrès SOFPEL - Montpellier 2 Décembre 2017.

Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology (2017), 47(5), 348-349.

- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, & P. Joly. **Effet d'un élément podologique d'avant-pied porté à la course pendant trois mois sur la posture.** 25^{ème} congrès SOFPEL - Amiens les 7 et 8 décembre 2018.

Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology (2018), 48(6), 322-323.

Communication affichée :

- S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, O. Garsin, & P. Joly. **Effet d'un ultra-trail sur les données stabilométriques et les pressions plantaires du coureur à pied.** 25^{ème} congrès SOFPEL - Amiens les 7 et 8 décembre 2018.

Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology (2018), 48(6), 334.

TABLES DES FIGURES

Figure 1. Différence entre la marche et la course.....	19
Figure 2. Les différentes phases de la foulée en course à pied	21
Figure 3. Description des cycles de jambe en course à pied	22
Figure 4. Repère orthonormé direct des forces en course à pied	23
Figure 5. Force de réaction du sol mesurée lors de l'appui pendant la course.....	24
Figure 6. Durée et niveau d'activation des principaux muscles du membre inférieur lors d'une course à 15km.h ⁻¹	26
Figure 7. Attaque du pied au sol en course à pied.....	27
Figure 8. Force verticale mesurée au sol en fonction de l'attaque de l'appui.	28
Figure 9. Echelle de notation de la méthode Volodalen® permettant de déterminer le morphotype terrien ou aérien d'un coureur à pied.....	29
Figure 10. Système de notation pour la classification des chaussures	31
Figure 11. Exemple de chaussure maximaliste (Mizuno® Wave Ultima 7).....	32
Figure 12. Exemple de chaussure minimalist (Vibram® five fingers).....	33
Figure 13. Ostéologie du membre inférieur et du pied	48
Figure 14. (a) Zone d'innervation sensitive de chaque nerf ; (b) innervation motrice des muscles en fonction de leur racine de naissance	51
Figure 15. Localisation des mécanorécepteurs à adaptation lente (AL) et rapide (AR) de type I et II sous la plante des pieds.....	55
Figure 16. Voie sensorielle des colonnes dorsales et du lemnisque médian	57
Figure 17. Analyse posturale en fonction des verticales de Barré de dos et de profil, et analyse stabilométrique en podologie	63
Figure 18. Exemple d'analyse de la course à pied sur un tapis roulant instrumenté effectué lors d'une consultation en podologie.	64
Figure 19. Exemple de semelles orthopédiques	65
Figure 20. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous l'avant-pied.....	68
Figure 21. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous le médio-pied.	70
Figure 22. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous l'arrière-pied.....	72
Figure 23. Profil de l'UTMB 2016 avec les points kilométriques où ont été effectués les tests	90
Figure 24. Mesure de la longueur et de la largeur des pieds	91
Figure 25. Echelle de perception de l'effort utilisé pendant le test, selon Borg (1982)	92

Figure 26. Forme et position de la barre rétro-capitale (BRC) sur la semelle orthopédique .	111
Figure 27. Mesure des positions sur l'axe antéro-postérieur de la tête (Y_T), de l'épaule (Y_E), de la hanche (Y_H), du genou (Y_G) par rapport à la cheville (Y_C).....	112
Figure 28. Position moyenne du CdP sous les deux pieds (Y_{CdP}), mesurée avec le port des semelles orthopédiques sans correction dites neutres (N) et des semelles orthopédique équipées d'une barre rétro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.....	114
Figure 29. Pression plantaire sous les avants pieds (PP_{AP}), mesurée avec le port des semelles orthopédiques sans correction dites neutres (N) et des semelles orthopédique équipées d'une barre rétro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.....	115
Figure 30. Position sur l'axe antéro-postérieur des articulations du genou, de la hanche, de l'épaule et de la tête par rapport à la cheville mesurée avec le port de semelles orthopédiques sans correction dite neutres (N) et des semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.	116
Figure 31. Composition des semelles neutres (N) utilisées par les sujets du groupe contrôle et des semelles BRC utilisées par les sujets du groupe expérimental	126
Figure 32. Zones de l'avant-pied (a), du médio-pied (b) et de l'arrière-pied (c) délimitées par le logiciel du tapis de course Zebris FDM-TDSL lors de la course	128
Figure 33. Placement des capteurs de pression sur la semelle embarquée WinShoe.....	128
Figure 34. Mesures cinématiques lors de la course.....	130
Figure 35. Variation en % de la valeur RMS de l'activité EMG mesurée pendant 30 appuis successifs avec les semelles BRC par rapport aux semelles plates à T0, T4 et T12.....	139

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Incidence et prévalence des blessures en course à pied.	38
Tableau 2. Longueur du pied (L_p), largeur de l'avant-pied (l_{AP}), position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CdP}) et pression plantaire sous l'avant-pied (PP_{AP}), mesurées avant le départ (PRE) et après l'arrivée (POST) de l'UTMB..	94
Tableau 3. Evaluation de la longueur du pied (L_p), de la largeur de l'avant-pied (l_{AP}), de la position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CdP}), de la pression plantaire sous les avants pieds (PP_{AP}) mesurées avant le départ, aux trois points de contrôle et après l'arrivée de l'UTMB	95
Tableau 4. Données anthropométriques des sujets et des séances de course à pied réalisées à l'entraînement et en compétition pendant les trois mois de l'étude.	132
Tableau 5. Résultats des tests statiques effectués au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12).....	134
Tableau 6. Résultats des tests effectués en course à pied réalisés au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12) d'utilisation des semelles orthopédiques neutres pour le groupe contrôle.....	136
Tableau 7. Résultats des tests effectués en course à pied réalisés au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12) d'utilisation des semelles orthopédiques BRC pour le groupe expérimental.	137
Tableau 8. Description myologique de la loge antérieure de jambe	173
Tableau 9. Description myologique de la loge latérale de jambe.	174
Tableau 10. Description myologique de la loge postérieure superficielle de jambe.....	175
Tableau 11. Description myologique de la loge postérieure profonde de jambe.	176
Tableau 12. Description myologique de la loge dorsale du pied.	177
Tableau 13. Description myologique de la loge plantaire médiale du pied.	178
Tableau 14. Description myologique de la loge plantaire latérale du pied.	179
Tableau 15. Description myologique du compartiment superficiel de la loge plantaire intermédiaire du pied.....	180
Tableau 16. Description myologique du compartiment profond de la loge plantaire intermédiaire du pied.....	181

1 INTRODUCTION

La course à pied est en plein essor depuis le début du XXIème siècle, notamment grâce aux succès des marathons et des épreuves d'ultra-trails. Le nombre de demandes d'inscription pour l'ultra-trail du Mont-Blanc est passé de 2646 en 2009 à près 7861 en 2019 ! De plus en plus de personnes se mettent à courir car cette activité physique est peu coûteuse, et elle peut se pratiquer partout et par tous les temps. La course à pied dite « hors stade » est régie par la Fédération Internationale d'Athlétisme (IAF) que ce soit pour les courses sur route et pour les courses en milieu naturel. La course sur route se pratique la plupart du temps en circuit urbain ou sur des routes du réseau secondaire à faible dénivelé. La distance des épreuves sur route peut aller de 5 km jusqu'à 100 km pour les courses d'ultra-endurance, comme l'épreuve mythique des 100 km de Millau. Les épreuves les plus courantes et les plus prisées restent les marathons et les semi-marathons, notamment ceux qui sont organisés dans les plus grandes villes du monde (New York, Paris, Londres, Berlin...).

Ces dernières années ont vu l'expansion d'épreuves dites de « trail » qui s'effectuent en majeur partie sur des chemins accidentés en milieu naturel (forêt, montagne...). Les trails sont beaucoup plus variés que les épreuves sur route tant au niveau de la distance (de 5 à 330 km), du dénivelé (jusqu'à 24 000 m), et de la surface du terrain (chemin en terre, pierriers, neige). Même si tous les organisateurs essayent d'apporter une touche d'originalité à leur trail pour se différencier des autres, ils doivent respecter certaines règles définies par l'Association Internationale du trail (ITRA) comme celles qui stipulent que les portions bitumées ne doivent pas représenter plus de 20% du kilométrage total. Les trails les plus connus et les plus prisés sont classés dans la catégorie des ultra-trails (supérieur à 42 km) comme l'Ultra Trail du Mont Blanc (UTMB®, 171 km autour du Mont Blanc), le Grand Raid de la Réunion (Diagonale des Fous, 164 km traversant l'île de la Réunion du sud au nord) et le Tors des Géants (ronde circulaire de 330 km dans le val d'Aoste en Italie).

La pratique du trail permet d'allier la découverte de milieux naturels à la pratique de la course à pied et de la marche. La plupart des trailers recherchent d'avantage le plaisir de courir dans un milieu naturel et sauvage que le résultat sportif matérialisé par un temps chronométrique. L'état d'esprit général est aussi plus fraternel que lors des courses sur route car les trailers n'hésitent pas à s'entraider en cas de coup dur ou choisissent de rallier ensemble l'arrivée (cf. lors du Grand raid de la réunion en 2018, François D'Haene et Benoit Girondel ont franchi la ligne d'arrivée main dans la main).

Les épreuves d'ultra-trails induisent une fatigue plus importante que la plupart des autres épreuves de course à pied. De manière générale, la sensation de fatigue augmente graduellement lors des courses de longue distance et atteint son apogée à l'arrivée (Degache et coll., 2014; Giandolini et coll., 2016; Saugy et coll., 2013). Plus le temps passe, plus la fatigue augmente, plus le corps subit des modifications physiques, physiologiques, biomécaniques et/ou psychologiques qui altèrent la capacité de performance. Au fil des kilomètres, le coureur fonctionne de plus en plus de manière automatique car les réflexes du corps humain et ses facultés de répondre rapidement à un imprévu sont altérés. Cette fatigue extrême peut entraîner une diminution des capacités cognitives comme l'atteste la réponse beaucoup plus lente observée lors de simples tests psychologiques après un ultra-trail (Hurdie et coll., 2015), qui peut même se manifester par l'apparition d'hallucinations pendant la course. Le stress engendré par une épreuve comme l'UTMB, évalué à partir d'une échelle d'évaluation basique (Recovery-Stress Questionnaire for Athletes, RESTQ-Sport), ne disparait que deux semaines après la course (Nicolas, Banizette, & Millet, 2011), ce qui témoigne de l'influence de la fatigue sur le fonctionnement cognitif.

Cette fatigue altère inévitablement l'ensemble des variables régissant la performance lors d'un ultra-trail. Les modifications neuromusculaires, physiologiques ou biomécaniques (Degache et coll., 2014; Giandolini, 2015; Giandolini, Gimenez, Millet, Morin, & Samozino, 2013; Giandolini et coll., 2016; Millet et coll., 2011; Saugy et coll., 2013) sont supposées augmenter le risque de blessures (Lopes, Hespanhol, Yeung, & Costa, 2012; Paillard, 2012; Van Gent et coll., 2007).

En fonction du type de course, chaque coureur essaye d'adapter minutieusement sa préparation afin de subir le moins de contraintes physiques et/ou psychologiques pendant l'épreuve et pour être plus compétitif. Malgré tout, la performance reste sous le couperet de la blessure. En effet, qu'elle arrive pendant la préparation ou en compétition, la blessure limite les capacités du corps humain et peut dans certain cas entraîner l'arrêt de la course.

L'atteinte d'un haut niveau de performance en course à pied nécessite forcément que le coureur soit en bonne santé et qu'il ne se blesse pas ou le moins fréquemment possible. En cas de blessure sévère, le coureur est la plupart du temps obligé de réduire ou d'arrêter son entraînement pour se soigner. Selon la littérature (Lopes et coll., 2012; Van Gent et coll., 2007), les blessures les plus fréquemment observées en course à pied se situent au niveau du membre inférieur, notamment au niveau des genoux (7,2 à 50%), des jambes (9 à 32,2%) et des pieds (5,7 à 39,3%).

L'ensemble de ces pathologies nécessitent une prise en charge médicale et paramédicale afin de permettre au coureur de retrouver le plus vite possible l'entraînement pour atteindre ses objectifs, tout en évitant le risque de récidive. Ces maux sont vus au quotidien dans les cabinets de podologie du sport, et bon nombre de coureurs viennent chercher une solution à travers la conception de semelles orthopédiques. L'analyse générale de la gestuelle de course ainsi que la prise en charge du patient dans sa globalité (hygiène de vie, chaussures, rééducation...) permet au podologue, en complémentarité des autres professions médicales et paramédicales, de proposer la solution la plus appropriée.

L'analyse de l'appui et des modifications des dimensions des pieds lors d'une épreuve de longue distance a été très peu étudiée. Certaines études ont néanmoins montré que la hauteur de la voûte plantaire est réduite à la fin d'un semi-marathon (Cowley & Marsden, 2013) et que la largeur du pied est augmentée lors d'une course à 14 km.h^{-1} (Blenkinsopp, Harland, Price, Lucas, & Roberts, 2012). La variable la plus étudiée concerne la répartition de la pression plantaire lors de l'appui. Plusieurs études ont montré que cette dernière est augmentée sous les avant-pieds, qu'il importe la distance (de 20 minutes sur un tapis de course en laboratoire à 246 km), ou le type de course (route ou milieu naturel) (Karagounis, Prionas, Armenis, Tsiganos, & Baltopoulos, 2009; Nagel, Fernholz, Kibele, & Rosenbaum, 2008; Rocha da., Machado, Kunzler & Carpes, 2014; Vie, Brerro-Saby, Weber, & Jammes, 2013; Wu, Chang, Wu, Guo, & Lin, 2012). Les podologues ont donc encore actuellement très peu de données scientifiques pour optimiser la prise en charge des coureurs de longue distance, notamment dans le cadre du traitement et de la prévention des blessures. De nombreuses études ont malgré tout évalué l'effet de semelles orthopédiques comportant un élément de correction sur l'équilibre postural, les données biomécaniques de la marche et de la course, etc... (Banwell, Mackintosh, & Thewlis, 2014; Mattacola et coll., 2007; Mündermann, Nigg, Neil Humble, & Stefanyshyn, 2003; Mündermann, Wakeling, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2006; Sadeghi M, Farmani F, & Saeedi S, 2013). L'efficacité de ces semelles sur le traitement des blessures a été la plupart du temps démontré (Bonanno, Landorf, Munteanu, Murley, & Menz, 2016; Mayor, 2016), notamment lorsque la prise en charge est individualisée et adaptée à la pathologie. En revanche, la plupart des études qui ont utilisé des semelles orthopédiques sans correction individuelle ont abouti à des échecs thérapeutiques (Bennell et coll., 2011; Munteanu et coll., 2014; Rasenberg, Riel, Rathleff, Bierma-Zeinstra, & Middelkoop, 2018; Reina, Lafuente, & Munuera, 2013; Sinclair et coll., 2015; Whittaker et coll., 2018; G. Whittaker et coll., 2017).

Bien que la littérature montre que la prise en charge individualisée apparait comme la meilleure solution thérapeutique, le podologue peut utiliser un large arsenal d'éléments de correction sans pour autant en connaître tous leurs effets. Il fait généralement ses choix selon son expérience, selon le ressenti du patient et selon ses concepts théoriques. Plusieurs théories s'affrontent dans le domaine de conception des semelles orthopédiques. Certains utilisent des semelles proprioceptives avec des éléments très fins (< 3mm) qui stimulent les mécanorécepteurs cutanés pour transmettre l'information, tandis que d'autres préfèrent une semelle biomécanique modifiant les positions osseuses et articulaires du pied engendrant, par effet domino, un changement sur les segments sus-jacents.

Au cours de cette thèse, nous allons essayer dans un premier temps d'étudier les modifications que peuvent subir les pieds (longueur, largeur et répartition des pressions plantaires) lors d'une épreuve d'ultra-trail. Puis dans un second temps nous chercherons à proposer une prise en charge podologique par le port de semelles comportant un élément spécifique dans le but de répondre aux problématiques de risques de blessures engendrées par la course à pied de longue distance. Nous étudierons tout d'abord l'effet d'un élément orthopédique spécifique en statique dans le cadre d'une consultation clinique de podologie qui pourra valider ou non l'idée du praticien. Enfin, nous évaluerons les effets immédiats, à court et à moyen terme (après 4 et 12 semaines) de l'utilisation de cet élément orthopédique sur les variables biomécaniques lors de la course à pied. A l'issue de ces travaux, nous pourrons déterminer si cet élément orthopédique a un réel effet ou pas.

2 BIOMECANIQUE DE LA COURSE A PIED

Lors des Jeux olympiques de Rio en 2016, le vainqueur de l'épreuve du 50 km marche s'est déplacé à une vitesse moyenne de 13,6 km/h. Lors du marathon de Paris en 2016, seulement 3,1% des 41801 coureurs ayant franchi la ligne d'arrivée ont couru à une vitesse plus élevée. Ces données montrent qu'il peut être difficile de différencier la course de la marche simplement à partir de la vitesse de déplacement, même si la marche athlétique est très éloignée de la marche quotidienne.

Selon (Farley & Ferris, 1998), la marche et la course peuvent être différenciées d'un point de vue biomécanique. Lors de la marche, un des deux pieds est toujours en contact avec le sol et on peut identifier une période de double appui (figure 1a). La course peut se définir comme une succession de deux périodes de simple appui séparées par une période de suspension où aucun des deux pieds n'est en contact avec le sol (Figure 1b).



Figure 1. Différence entre la marche et la course : double appui lors de la marche (a) et période de suspension lors de la course (b)

2.1 Description de la foulée

La course à pied consiste à enchaîner des cycles de course appelés foulées. La foulée définie par la longueur entre deux appuis successifs, comprend une phase d'appui, lorsqu'un des deux membres est en contact avec le sol et une phase d'oscillation lorsque ce même membre n'est pas en appui (Leboeuf et coll., 2006). La durée de la phase d'appui correspond au temps de contact (tc) et celle de la phase de suspension au temps de vol (tv).

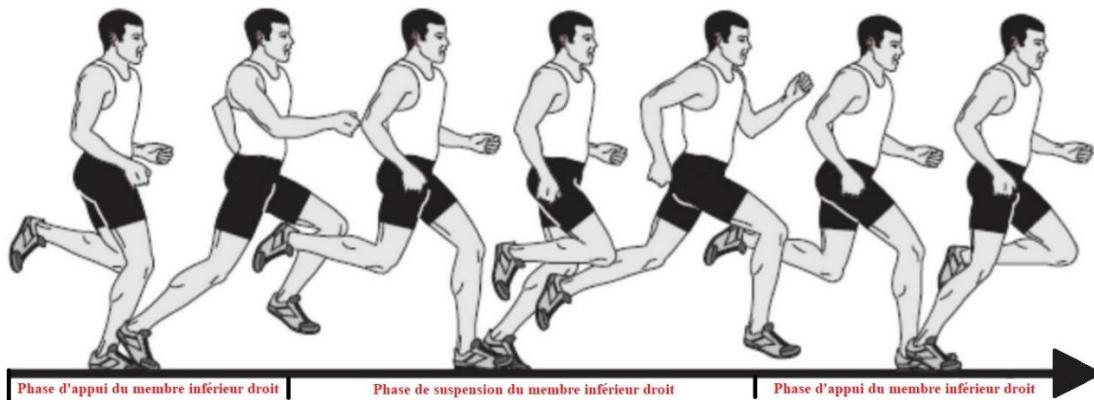
2.1.1 *La phase d'appui*

Elle est découpée en trois parties successives (figure 2) :

- La phase d'amortissement commence dès l'instant où le pied rentre en contact avec le sol. Lors de cette phase, le membre inférieur réalise une triple flexion des articulations de la cheville, du genou et de la hanche qui entraîne un abaissement du centre de gravité (Mann et Hagy, 1980). Les structures élastiques, notamment le tendon achilléen et le tendon rotulien, sont étirées lors de cette phase. La phase d'amortissement se termine au moment où le centre de gravité se projette au niveau de la surface d'appui du pied.
- La phase de soutien commence lorsque la projection du centre de gravité au sol est au niveau de la surface de l'appui et se termine lorsque le centre de gravité ne se projette plus dans la surface d'appui du pied, quand le bassin passe en avant de la projection du centre gravité. Le quadriceps continue de contrôler la flexion du genou et les muscles abdominaux, adducteurs et abducteurs de hanche contrôlent l'abaissement du bassin.
- La phase de propulsion commence dès que le centre de gravité passe en avant de la surface d'appui et se termine lorsque le bout du pied n'est plus en contact avec le sol. L'énergie accumulée pendant la phase d'amortissement est supposée être restituée lors de cette phase (principe du cycle étirement-détente). Pour produire la poussée en arrière du centre de gravité sur l'avant-pied, le membre inférieur réalise une triple extension de la cheville, du genou et de la hanche.

2.1.2 La phase d'oscillation ou de suspension

Lors de cette phase, aucun des deux membres inférieurs n'est en contact avec le sol (figure 2). Elle commence lorsque le bout du pied d'appui décolle du sol et se termine par le contact initial au sol de ce même pied. Pendant la phase de soutien du membre portant, le genou et la cheville controlatéraux sont fléchis et passent en avant du membre portant grâce à la flexion de la hanche.



*Figure 2. Les différentes phases de la foulée en course à pied
(Leboeuf et coll., 2006)*

2.1.3 La poulaine

La foulée peut également être décrite par la trajectoire du pied par rapport au bassin. Cette description appelée poulaine (Figure 3) est caractéristique de chaque coureur à pied :

- En poulaine avant (Figure 3a), le pied se rapproche plus rapidement du bassin, la flexion du genou et celle de la hanche s'effectuent en avant du bassin. L'impact du pied avec le sol se fait en avant du bassin par un mouvement antéro-postérieur type griffé. Le pied se pose plutôt par le médio pied, le bassin est alors haut et stabilisé. Lors de la phase de soutien, le pied poursuit un travail actif par la plante du pied jusqu'à la phase de propulsion où la cuisse s'engage rapidement vers l'avant. Juste avant la pose du pied, la cuisse est alors en avant de celle de la jambe d'appui.

- En poulaine arrière (Figure 3b) le pied passe plus de temps en arrière du bassin, et présente donc un retard par rapport aux autres articulations. L'impact du pied avec le sol est plus important. Il se produit par le talon, le bassin est plus antéversé. Lors de la phase de déroulé du pied, le travail du pied est passif, la flexion du genou et de la cheville sont accentuées. Lors de la propulsion, la cuisse continue d'osciller vers l'arrière puis dans les premiers temps d'oscillation, le genou se déplace vers l'arrière avant de revenir vers l'avant. Juste avant la pose du pied au sol, la cuisse du membre oscillant reste en arrière de la cuisse du membre portant.

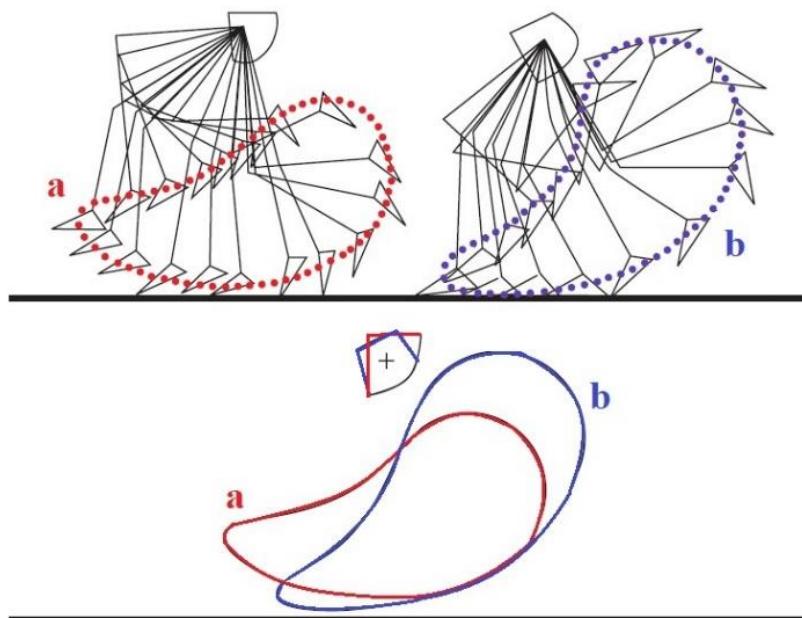


Figure 3. Description des cycles de jambe en course à pied.

a : Poulaine avant ; b : Poulaine arrière
(Leboeuf et coll., 2006)

2.2 Analyse des forces produites lors de l'appui

La force appliquée au sol par un coureur lors de l'appui est analysée à partir de la mesure de la force de réaction du sol selon trois axes dans un repère orthonormé direct où l'axe z est orienté vers le haut, l'axe y vers l'avant et l'axe x vers l'intérieur (figure 4).



Figure 4. Repère orthonormé direct des forces en course à pied

2.2.1 La force verticale

La force de réaction verticale (F_z) est positive lorsqu'elle est orientée vers le haut. Cette force augmente fortement dès le début de la phase d'amortissement, atteint un premier pic avant la fin de cette phase (dû à l'impact avec le sol), puis diminue légèrement lors de la phase de soutien avant d'atteindre sa valeur maximale au début de la phase de propulsion (Figure 5). Cette force diminue ensuite rapidement au fur à mesure que le pied décolle du sol.

2.2.2 La force antéro-postérieure

La force de réaction antéro-postérieure (F_y) est positive lorsqu'elle est orientée vers l'avant. Cette force est négative pendant la 1^{ère} moitié de l'appui, ce qui montre une action freinatrice du sujet. Lorsque le centre de gravité est aligné verticalement avec le centre de pression, cette force est nulle. Elle est ensuite positive jusqu'à la fin de l'appui, ce qui montre une action propulsive du sujet. En fin de phase de propulsion, la force diminue jusqu'à la fin de contact avec le sol.

2.2.3 La force médio-latérale

La force de réaction médio-latérale (F_x) est positive lorsqu'elle est dirigée vers l'intérieur. Lors de la phase d'amortissement, F_x est négative, ce qui correspond à une attaque de l'appui par le côté externe du pied. Lors du déroulé du pas, en phase de soutien, l'appui passe légèrement vers l'intérieur. Lors de la phase de propulsion, F_x est positive, ce qui signifie que le sujet exerce une force en direction de la partie interne du pied, au niveau de la colonne interne (premier métatarsien et hallux). Elle diminue ensuite progressivement jusqu'au soulèvement total du pied.

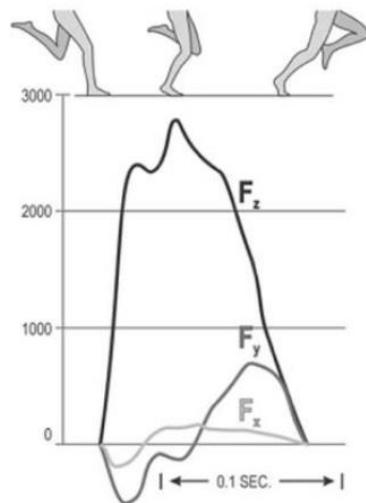


Figure 5. Force de réaction du sol mesurée lors de l'appui pendant la course. Les forces sont positives lorsqu'elles sont dirigées vers le haut, vers l'avant et vers l'intérieur.

F_z : force verticale ; F_y : force antéro-postérieure ; F_x : force médio-latérale.

2.3 Description de l'activité musculaire lors de la course

L'activité musculaire peut être analysée à partir de la mesure de l'activité électromyographique de surface (EMG) pendant la contraction, qui est généralement recueillie par des électrodes de surface. Le signal EMG correspond à la somme des trains des potentiels d'action des unités motrices¹ que les électrodes ont mesurés dans leur champ de détection. La figure 6 présente l'intensité de l'activité musculaire exprimée en % de contraction maximale volontaire (CMV) et la période d'activation des muscles gastrocnémien médial, tibial antérieur, vaste latéral, biceps fémoral, droit fémoral et grand fessier lors d'une course effectuée à 15 km/h.

¹ Une unité motrice correspond à l'ensemble des fibres musculaires innervée par le même motoneurone

Les gastrocnémiens commencent à être activés légèrement avant la fin de la phase d'oscillation et finissent de l'être juste après la première partie de la phase d'appui, ce qui représente environ 30% de la durée totale de la foulée. Leur niveau de contraction est supérieur à 25 % de la CMV (Mann, Moran, & Dougherty, 1986; Reber, Perry, & Pink, 1993). Ils agissent pendant la course pour fléchir le genou lors de la phase d'amortissement et lors de la propulsion pour réaliser l'extension de la cheville. Avec le tibial antérieur, ces muscles permettent aussi de stabiliser le pied (Hanon, Thépaut-Mathieu, & Vandewalle, 2005; Nummela, Vuorimaa, & Rusko, 1992).

Le tibial antérieur (TA) est presque activé tout au long de la foulée, excepté entre la fin de la phase d'appui et le début de la phase d'oscillation. Son activité moyenne est estimée à 30% de la CMV et la durée de sa période d'activation est proche de à 80% de la durée de la foulée (Hanon et coll., 2005). Ce muscle est activé lors de la pose du pied sur le sol pour contrôler la flexion, la supination et l'adduction de la cheville mais aussi lors de la phase d'oscillation pour préparer au mieux le pied en vue de l'appui suivant.

Le quadriceps joue un rôle primordial pendant la phase d'amortissement et pendant la phase de propulsion (Kapandji, 2009). La contraction excentrique du quadriceps lors du début de l'appui permettant d'amortir l'impact au sol (Mann et coll., 1986). L'activité moyenne du vaste latéral (VL) est estimée à 53% de sa CMV et sa durée d'activation représente 25% de la durée de la foulée. Le droit fémoral (DF) est activé en même temps que le vaste latéral mais aussi pendant la phase d'oscillation. Son niveau d'activation est de 25% de sa CMV et sa durée d'activation correspond à 20% de la durée de la foulée. Cette période d'activation supplémentaire est due à la fonction bi-articulaire de ce muscle (fléchisseur de hanche). Lors de la phase d'oscillation, le DF est recruté pour faire passer le membre oscillant devant le membre portant (Nilsson, Thorstensson, & Halbertsma, 1985).

Comme le DF, le biceps fémoral (BF) est activé lors de la phase d'appui et lors de la phase oscillante. Son niveau d'activation est proche de 25% de sa CMV et sa durée d'activation correspond à 60 % de la durée de la foulée. Lorsque le pied est au sol et que le centre de gravité est en avant du genou, le BF est recruté pour réaliser l'extension de la hanche lors de la propulsion. Lorsque le pied quitte le sol, le BF est recruté pour réaliser la flexion du genou lors de la phase d'oscillation dans le but de ramener le membre oscillant vers l'avant (Montgomery, Pink & Perry, 1994). Le niveau d'activation du grand fessier est de 25% de sa CMV et sa durée d'activation correspond à 20% de la durée de la foulée. Ce muscle est activé juste avant le début de la phase d'amortissement et pendant le 1^{er} tiers de l'appui. En fin de phase d'oscillation, il se contracte en excentrique pour diminuer la vitesse du déplacement antérieur de la cuisse.

Avec les muscles adducteurs, ce muscle permet de stabiliser le bassin dans le plan frontal, ce qui permet de réduire au maximum la perte de vitesse horizontale lors du contact du pied (Simonsen, Thomsen, & Klausen, 1985).

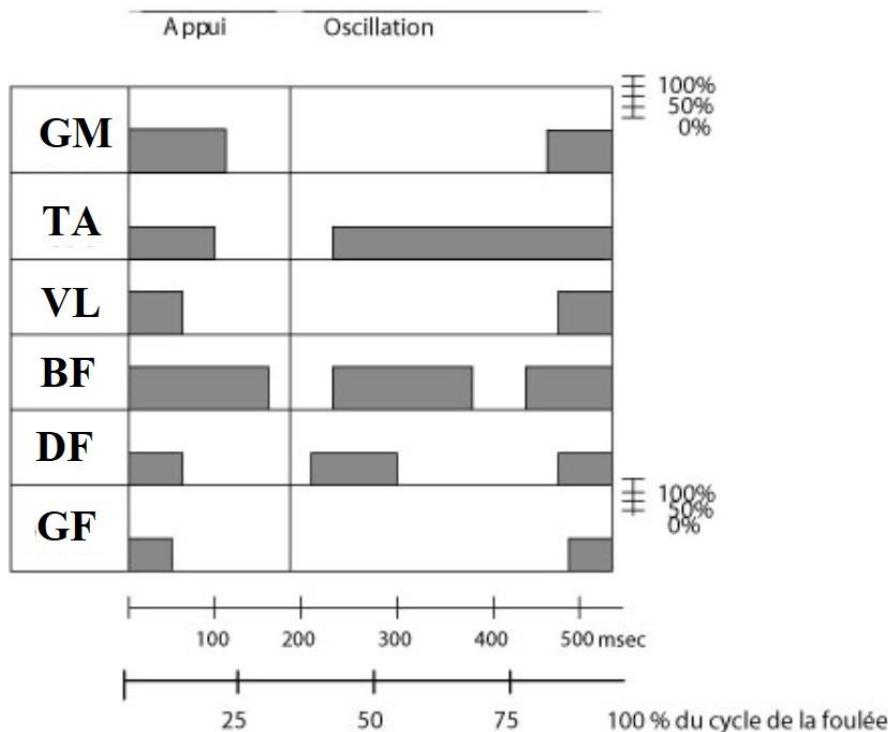


Figure 6. Durée et niveau d'activation des principaux muscles du membre inférieur lors d'une course à 15 km.h⁻¹

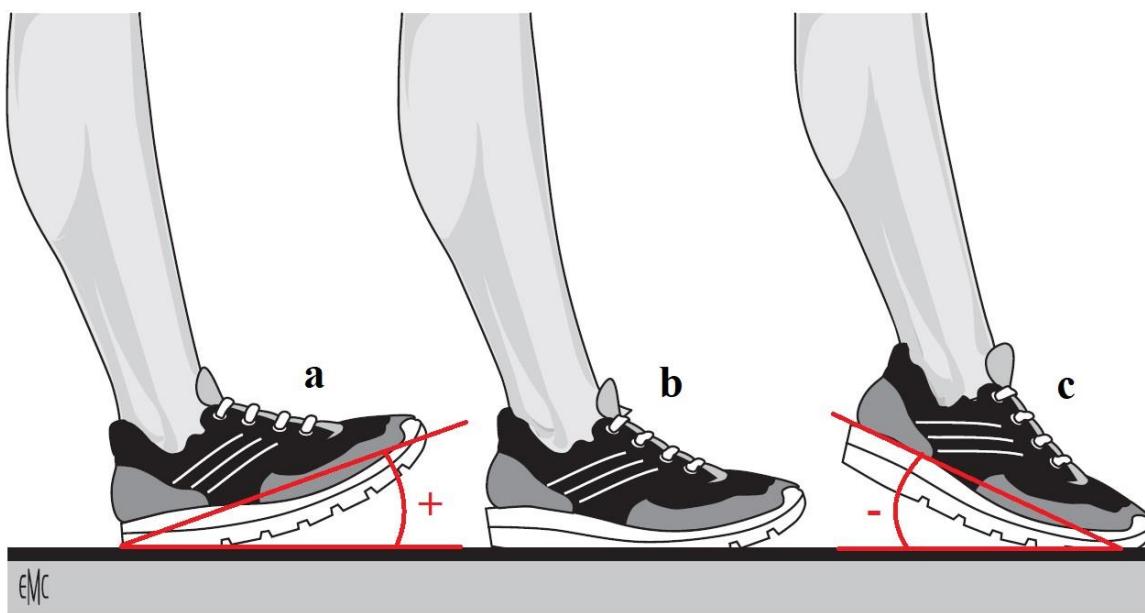
GM : gastrocnémien médial ; TA : tibial antérieur ; VL : vaste latéral ; BF : biceps fémoral ; DF : droit fémoral ; GF : grand fessier

Hanon et coll. (2005).

Plusieurs auteurs ont étudié l'effet de la vitesse de course sur l'activité musculaire du membre inférieur. Lorsque la vitesse augmente, le pic d'activité EMG des gastrocnémiens est plus important (Komi, Gollhofer, Schmidbleicher, & Frick, 1987). Les durées d'activation des gastrocnémiens, des vastes du quadriceps et du tibial antérieur sont diminuées (Hanon et coll., 2005) tandis que celles du biceps fémoral et du droit fémoral sont augmentées, notamment lors de la phase d'oscillation.

2.4 Influence du type d'attaque de l'appui et du pattern de course

La phase d'amortissement peut être initiée à partir du talon, du médio-pied ou de l'avant-pied. Ces différents types d'attaques du sol dépendent de l'angle que forme le pied avec le sol. Une attaque par le talon est caractérisée par un angle positif, une attaque par le médio-pied par un angle nul et une attaque par l'avant-pied par un angle négatif (Figure 7).

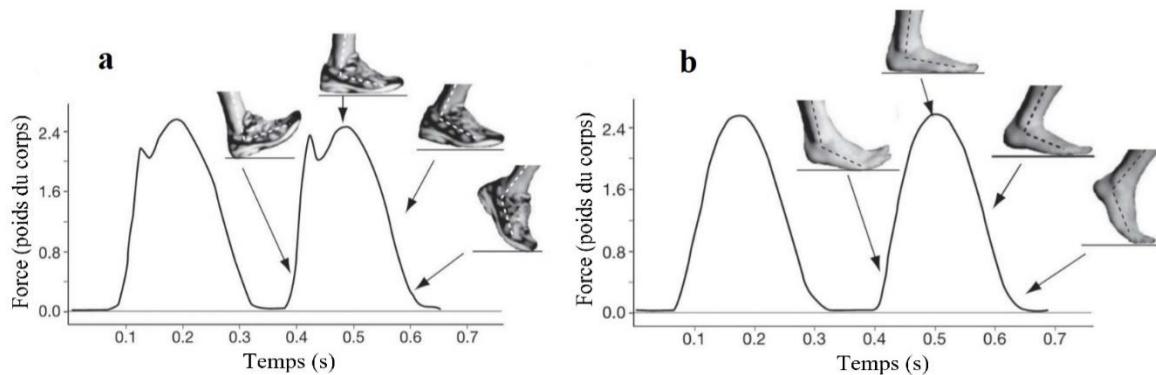


*Figure 7. Attaque du pied au sol en course à pied.
a : par le talon ; b : par le médio-pied ; c : par l'avant-pied
(Leboeuf et coll., 2006)*

L'attaque par le talon met en contact direct le calcanéus avec le sol, ce qui laisse peu de possibilité au tendon Achilléen d'utiliser un bras de levier pour emmagasiner de l'énergie potentielle élastique (Gindre, 2013). L'attaque par l'avant-pied entraîne un bras de levier important pour le tendon Achilléen (Lieberman et coll., 2010) et permet de mettre en tension la voûte plantaire. Ce type d'attaque se caractérise aussi par une phase de transition plus courte entre l'amortissement et la propulsion, ce qui permet de mieux restituer lors de la propulsion l'énergie élastique stockée par le tendon Achilléen au cours de l'amortissement (Lieberman et coll., 2010).

Le type d'attaque au sol influence le pattern de la force verticale (Figure 8). Pour un coureur qui initie la phase d'appui par le talon, F_z augmente fortement lors de l'impact, diminue pendant la phase de déroulé du pas, puis augmente de nouveau en début phase de propulsion (figure 8a). Le pic initial de la force verticale peut représenter plus de 2 fois le poids du corps du sujet.

C'est pour cela que cette variable est fréquemment associée aux blessures comme les fractures de fatigue ou les périostites. En revanche, chez le coureur qui pose en premier le médio ou l'avant-pied (Figure 8b), F_z augmente plus progressivement jusqu'à sa valeur maximale (Lieberman et coll., 2010).



*Figure 8. Force verticale mesurée au sol en fonction de l'attaque de l'appui.
a : par le talon ; b : par le médio-pied ou l'avant-pied
(Lieberman et coll., 2010)*

Une étude effectuée sur 415 coureurs au quinzième kilomètre d'un semi-marathon, a montré que 75% des coureurs à pied réalise une attaque talon, 24 % une attaque par le médio-pied et 1% une attaque par l'avant-pied (Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007). Cependant, une étude réalisée sur l'un des meilleurs traileurs de monde (cf. Kilian Jornet), a montré que ce dernier utilise une attaque par l'avant-pied pendant 49% du temps, 33% par le médio-pied et 18% par le talon lors des 20 premiers kilomètres d'un trail de 45 km (Giandolini et coll., 2015). Cette répartition ne semble pas être liée aux différences de vitesse ou à la variation de la pente du terrain. L'attaque par le talon chez ce coureur devient par contre de plus en plus fréquente lors des derniers km, probablement à cause de la fatigue. Bien que cette étude n'ait été réalisée que chez un seul coureur de très haut niveau, elle a le mérite de poser le débat de l'adaptation de la technique de course lors d'une épreuve de longue distance.

Récemment, Gindre, Lussiana, Hebert-Losier et Mourot (2016) ont identifié deux morphotypes différents chez les coureurs à pied à partir de l'observation visuelle de 5 caractéristiques du pattern de course à pied : le type d'appui, la position du pied lors de l'appui, la position du bassin, les mouvements des bras et les oscillations verticales de la tête. Chaque caractéristique est notée subjectivement par un score allant de 1 à 5 (méthode Volodalen). Si la somme des 5 scores est inférieure à 15, le coureur est classé dans le morphotype ‘terrien’. Si la somme des 5 scores est supérieure à 15, le coureur est classé dans le morphotype ‘aérien’ (Figure 9).

Cette méthode montre une fiabilité intra- et inter-évaluateur acceptable avec un coefficient de variation respectivement de $6.1 \pm 7.0\%$ et $6.6 \pm 6.5\%$.

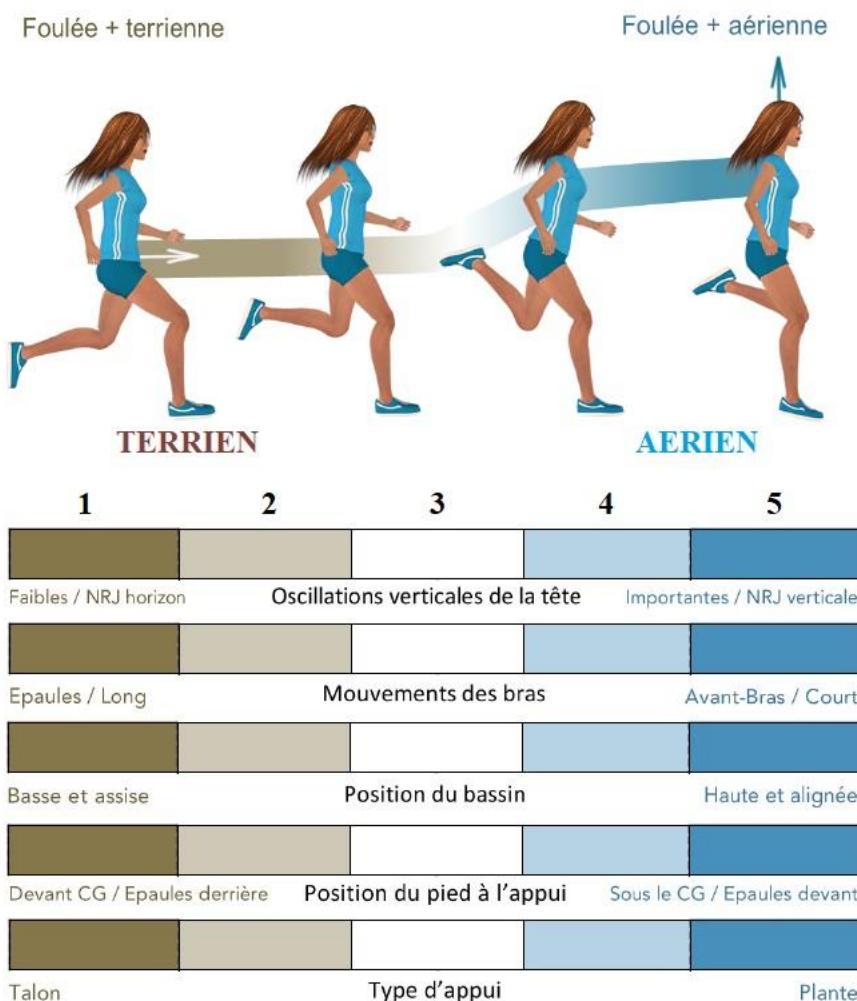


Figure 9. Echelle de notation de la méthode Volodalen® permettant de déterminer le morphotype terrien ou aérien d'un coureur à pied (Gindre et coll., 2016).

Le coureur terrien est caractérisé par une technique de course ancrée au sol proche d'une position "assis". La pose du pied lors du contact au sol par le talon se trouve en avant de la projection au sol du centre de gravité. La ceinture pelvienne est plutôt basse et placée en rétroversion. Le mouvement des bras est initié à partir des épaules et les articulations du poignet et du coude sont peu sollicitées. La tête reste droite, fixe et fait très peu de mouvements verticaux.

Le coureur aérien est caractérisé par une technique de course en "rebond". L'impact au sol se fait par le médio-pied ou l'avant-pied. La pose du pied lors du contact au sol se trouve alignée avec la projection au sol du centre de gravité. Le bassin est placé en antéversion et dans une position haute. Le mouvement des bras est initié à partir des coudes. La tête réalise des oscillations verticales importantes.

Ces deux morphotypes peuvent aussi être distingués d'un point de vue biomécanique. Le temps de contact au sol est plus important pour le coureur terrien alors que le temps en vol est plus important pour le coureur aérien. Chez le coureur aérien, pour permettre une attaque par la partie médiale ou l'avant-pied, la flexion dorsale de la cheville est réduite et le gastrocnémien latéral est plus activé juste avant le contact du sol. Lors de l'impact au sol par l'avant-pied, la flexion de la cheville est plus importante, ce qui permet d'augmenter l'amplitude angulaire de la cheville entre l'impact et la phase de propulsion et de mieux restituer l'énergie élastique du tendon d'Achille (Gindre et coll., 2016; Lieberman et coll., 2010; Perl, Daoud, & Lieberman, 2012). A l'inverse, le coureur terrien sollicite d'avantage le muscle semi-tendineux en début de la phase de contact et en phase de propulsion. Il propulse plus le corps vers l'avant plutôt que vers le haut pour lutter contre la gravité (Lussiana et coll., 2016). Le terrien est donc naturellement moins raide au niveau des jambes que l'aérien et présente donc une compression des membres inférieurs plus grande qui lui permet de mieux restituer l'énergie élastique du quadriceps (Novacheck, 1998). Cependant, malgré toutes ces différences, l'économie de course n'est pas significativement différente entre les coureurs aériens et les coureurs terriens (Lussiana et coll., 2016).

2.5 Influence de la chaussure en course à pied

La chaussure de course à pied doit répondre aux besoins des sportifs. Au début, conçue pour protéger le pied du sol, elle a subi au fil du temps des évolutions technologiques telles que les systèmes d'amorti, qui ont permis d'apporter aux coureurs à la fois confort et performance. On distingue de nos jours deux types de chaussures de course à pied : les chaussures classiques dites maximalistes et les chaussures dites minimalistes.

Selon Esculier, Dubois, Dionne, Leblond, & Roy (2015), il est possible de calculer un indice minimalist de n'importe quelle chaussure de course à pied en évaluant 5 critères : le poids de la chaussure (en g), l'épaisseur au talon (en mm), la différence de hauteur entre le talon et l'avant-pied appelé encore drop (en mm), la technologie et la flexibilité de la semelle (Figure 10).

Une fois que ces 5 critères sont notés de 0 à 5, il faut multiplier la somme totale par quatre afin d'avoir une note sur 100. Plus cette dernière s'approche de 100%, plus la chaussure est dite minimalist. Plus elle se rapproche de 0%, plus la chaussure est dite maximaliste.

	Note					
Caractéristiques	0	1	2	3	4	5
Poids de la chaussure (g)	>325	275 à 325	225 à 275	175 à 225	125 à 175	<125
Epaisseur au talon (mm)	>32	26 à 32	20 à 26	14 à 20	8 à 14	<8
Drop (mm)	>13	10 à 13	7 à 10	4 à 7	1 à 4	<1
Technologies de stabilités et de contrôle du mouvement :	5 technologies	4 technologies	3 technologies	2 technologies	1 technologies	aucune technologie
Flexibilité	Flexibilité longitudinale + torsionnelle					
Note	0	0,5	1	1,5	2	2,5
Longitudinale (°)	0	Max 45	45 à 90	Mini 90	360	>360
Torsionnelle (°)	0	Max 45	45 à 90	Mini 90	180 à 360	>360




Figure 10. Système de notation utilisé pour la classification des chaussures (Esculier et coll., 2015).

2.5.1 La chaussure traditionnelle dite maximaliste

La chaussure maximaliste est caractérisée par différentes technologies qui doivent permettre d'optimiser le confort et la performance du coureur (figure 11). Elle est généralement conçue avec un drop (différence de hauteur entre le talon et l'avant-pied) élevé pour faciliter le déroulé du pas. La partie arrière de la chaussure contient un élément d'amortissement (gel, air, anneau,...) pour réduire les effets délétères de l'impact avec le sol. La semelle épaisse et rigide est conçue pour faciliter le dynamisme (retour d'énergie) et le contrôle médio-latéral du pied (Altman & Davis, 2012).

Certains auteurs (Douglas, 2013; Lieberman et coll., 2010) pensent que le drop important des chaussures maximalistes oblige le coureur à attaquer par le talon, et donc diminuerait la capacité naturelle d'amortissement de la voûte plantaire.

De plus, le maintien de cette dernière et l'hyper-stabilité de la chaussure maximaliste affaiblissent les muscles intrinsèques du pied, qui sont des facteurs majeurs de l'amortissement (Braunstein, Arampatzis, Eysel, & Brüggemann, 2010; Perl et coll., 2012). Enfin, l'épaisseur de la semelle extérieure et les matériaux mous de la semelle intérieure diminueraient les afférences podales sensitives qui interviennent dans la stabilité de la cheville et du pied (Foisy & Kapoula, 2017; Lieberman, 2012).



Figure 11. Exemple de chaussure maximaliste (Mizuno® Wave Ultima 7)

2.5.2 La chaussure dite minimalist

Le principe de la chaussure dite minimalist est de reproduire le plus possible le pattern de course de la course pieds nus qui respecterait plus les principes de l'anatomie humaine (Lieberman et coll., 2010). Les principales caractéristiques de la chaussure minimalist sont l'absence de drop et de système d'amortissement au niveau du talon, la présence d'une semelle fine et d'une flexibilité importante (figure 12).

Pour certains, la chaussure minimaliste servirait seulement de protection cutanée du pied contre les risques de l'environnement (Jenkins & Cauthon, 2011), et permettraient ainsi de courir avec une sensation de pieds nus.

De par son drop quasi nul, la chaussure minimaliste favorise l'attaque par l'avant-pied (Hall, Barton, Jones, & Morrissey, 2013). Pour réduire le pic de F_z avec le sol ainsi que sa vitesse d'augmentation, le coureur qui utilise une chaussure minimaliste augmente la triple flexion cheville-genou-hanche (Hall et coll., 2013; Lieberman et coll., 2010). La fréquence de la foulée est augmentée tandis que la durée de la phase d'appui et celle de la phase de suspension sont diminuées (Divert, Mornieux, Baur, Mayer, & Belli, 2005; Jenkins & Cauthon, 2011; Lieberman et coll., 2010; Squadrone & Gallozzi, 2009).

Certains auteurs pensent que les chaussures minimalistes diminuent le risque de blessure du fait de la réduction de l'impact au sol (Perl et coll., 2012; Rixe, Gallo, & Silvis, 2012) alors que d'autres pensent au contraire qu'elles augmentent le risque de fractures de fatigue car le corps n'est plus habitué à la course pied nus (Altman & Davis, 2012; Ridge et coll., 2013).



Figure 12. Exemple de chaussure minimaliste (Vibram® five fingers)

2.6 La fatigue en course à pied

Quelle que soit le morphotype de la foulée et le type de compétition (course sur route ou trail) la course à pied de longue distance engendre une fatigue chez le coureur qui augmente graduellement pour atteindre son apogée à la fin de l'épreuve (Degache et coll., 2014; Giandolini et coll., 2016; Saugy et coll., 2013). Cet état de fatigue qui est généralement évalué de manière subjective à partir de l'utilisation d'une échelle visuelle analogique (EVA) (Tseng, Gajewski, & Kluding, 2010) ou de Borg (Borg, 1982), altère les capacités physiologiques du corps humain (notamment le fonctionnement des systèmes neuromusculaires et cardio-vasculaires), mais aussi la biomécanique de la foulée, la répartition des pressions plantaires et le contrôle postural.

2.6.1 Altérations neuromusculaires dues à la fatigue

La fatigue neuro-musculaire (FNM) est définie par l'incapacité d'un muscle de produire un niveau de force ou de puissance requis pour réaliser une tâche ou un exercice physique (Enoka & Duchateau, 2008). La réduction de la force musculaire peut être due à une défaillance du couplage excitation-contraction et/ou des capacités contractiles des fibres musculaires (FNM dite périphérique). Elle peut être aussi causée par une réduction de la commande motrice qui peut être initiée au niveau spinal ou supra-spinal (FNM dite centrale).

Plusieurs études ont observé une réduction de la force maximale volontaire isométrique des extenseurs du genou après une course de longue distance (Giandolini et coll., 2016; Martin et coll., 2010; Millet et coll., 2011; Saugy et coll., 2013). Cette baisse a été attribuée à une diminution de l'excitabilité du sarcolemme (Giandolini et coll., 2015) et/ou une altération du couplage excitation-contraction (Millet et coll., 2011), qui seraient dues à une diminution de la sensibilité des récepteurs cholinergiques, de la sensibilité des myofibrilles au calcium et/ou de la quantité d'ion calcique relâchée par le réticulum sarcoplasmique (Giandolini et al, 2015; Millet et coll., 2011; Place, Yamada, Bruton, & Westerblad, 2010; Saugy et coll., 2013).

Certaines de ces études ont aussi observé après un ultra-trail une diminution du pic de force des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires obtenu après une stimulation unique du nerf et une réduction du temps pour atteindre ce pic, traduisant une fatigue contractile (Millet et coll., 2011; Saugy et coll., 2013; Temesi et coll., 2014).

Plusieurs mécanismes peuvent expliquer cette altération comme une moindre excitabilité des motoneurones α ou l'inhibition des motoneurones par des afférences sensorielles (Gandevia , 2001; Giandolini et coll., 2015).

2.6.2 Altérations physiologiques dues à la fatigue

Lors d'un marathon, la consommation d'oxygène, la dépense énergétique et la fréquence cardiaque augmentent continuellement au cours du temps (Kyrolainen et coll., 2000; Nicol, Komi, & Marconnet, 1991). Cette cinétique n'a pas été observée lors d'une épreuve d'ultra-trail puisque la fréquence cardiaque moyenne (exprimée en % de la fréquence cardiaque de réserve) passe par exemple de 59 % dans la première partie d'une course de 166 km à 39% dans la deuxième partie (Vitiello et coll., 2013). Ces résultats semblent donc indiquer que les épreuves de course à pied de très longue distance telles que les ultra-trails altèrent d'avantage le fonctionnement du système cardio-vasculaire qu'une épreuve marathon.

La chute de la fréquence cardiaque peut néanmoins être due à la réduction de la vitesse de course, à l'oxydation plus importante des lipides et/ou à une augmentation du volume plasmatique (Vitiello et coll., 2013). La compliance artérielle est aussi plus importante chez les coureurs d'ultra-trail que chez des coureurs peu entraînés (Burr et coll., 2014). D'un point de vue du fonctionnement du myocarde, l'ultra-trail engendre une diminution de la systole et une augmentation de la diastole du ventricule gauche (Jouffroy et coll., 2015; Vitiello et coll., 2013). Ceci pourrait conduire à des dysfonctionnements permanents du ventricule gauche chez les coureurs d'ultra-trail.

2.6.3 Altérations biomécaniques de la foulée dues à la fatigue

Les variables spatio-temporelles de la foulée sont modifiées par l'apparition de la fatigue. La fréquence de la foulée et le temps de contact au sol augmentent à la fin d'une épreuve d'ultra-trail (Degache et coll., 2016) ou d'un marathon (Kyrolainen et coll., 2000). A l'inverse, la longueur de la foulée et le temps de vol diminuent. La raideur du membre inférieur et le déplacement vertical du centre de gravité sont aussi diminués à la fin d'un ultra-trail (Degache et coll., 2016; Giandolini, Gimenez, Millet, Morin, & Samozino, 2013; Giandolini et coll., 2016; Lazzer et coll., 2015; Morin, Tomazin, Edouard, & Millet, 2011).

La réduction de l'amplitude totale du mouvement de la cheville lors du cycle de course est corrélée avec la réduction de la force des fléchisseurs plantaires (Giandolini et coll., 2016). L'angle pied-sol diminue chez les coureurs qui attaquent par l'avant-pied (Giandolini et coll., 2013). Toutes ces modifications suggèrent que le coureur adopte une foulée plus terrienne avec l'instauration de la fatigue. L'étude de Giandolini et coll. (2015) réalisée chez un coureur d'ultra-trail de très haut-niveau corrobore cette hypothèse car ces auteurs ont observé que ce coureur attaquait plus avec le talon à la fin d'un trail de 45 km qu'au début.

2.6.4 Altération de la posture et de la répartition des pressions plantaires

L'étude de Degache (2014) a montré que le maintien de la posture debout était altéré avec la fatigue pendant un ultra-trail de 330 km (i.e., Tor des Géants). Cet effet a aussi été observé après une course de 30 minutes sur tapis (Derave, Tombeux, Cottyn, Pannier, & De Clercq, 2002). Le déplacement du centre de pression sur les axes antéro-postérieur et médio-latéral est plus important au milieu et à la fin d'un ultra-trail (Degache et coll., 2014). Selon Paillard (2012), plusieurs mécanismes peuvent expliquer l'altération du contrôle de la posture debout après une épreuve de course à pied :

- L'augmentation de la dépense énergétique lors de l'exercice amplifie le mouvement des liquides corporels et les contractions musculaires cardiaques et pulmonaires peuvent perturber la stabilisation posturale. Ces effets ont été observés lorsque l'intensité de la course est importante, au-dessus de 70% du seuil ventilatoire (Mello, de Oliveira, & Nadal, 2010) ou lorsqu'elle est supérieure à 60% de la FC_{max} (Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997).
- Les différents métabolites telles l'acide lactique et les phosphates inorganiques produites par les fibres musculaires et les microlésions musculaires induites par le travail excentrique en descente, peuvent inhiber les motoneuronnes α (Garland & Kaufman, 1995), et donc altérer le fonctionnement des boucles réflexes utilisées lors de la régulation posturale.

- Les nombreuses et importantes accélérations horizontales et verticales de la tête lors d'un ultra-trail peuvent modifier la sensibilité des otolithes de l'oreille interne. Les informations envoyées par le vestibule au CNS peuvent donc être faussées ou incomplètes, ce qui peut conduire à une altération du contrôle de la posture (Lepers, Bigard, Diard, Gouteyron, & Guezennec, 1997). Une déshydratation importante, souvent observée lors des efforts de très longue durée, peut aussi diminuer le fonctionnement du vestibule par la diminution du liquide endolymphatique (Sakuma, Kato, Ogino, Okada, & Takeyama, 1996) et de la pression labyrinthique (Lion et coll., 2010).

L'altération du maintien de la posture debout semble conduire à une modification de la répartition du poids du corps sous les pieds. Certaines études ont observé une augmentation de la pression plantaire sous la partie antérieure des pieds après une course de 20 minutes sur tapis (Wu et coll., 2012) ou après une épreuve sur route de 246 km (Karagounis et coll., 2009).

L'ensemble de ces modifications engendrées par la fatigue conduisent les coureurs à mettre en place des stratégies compensatrices qui peuvent conduire à des blessures, et donc altérer leur performance.

2.7 Les blessures en course à pied

Les chiffres rapportés en course à pied de l'incidence, qui est définie comme le nombre de nouveaux cas pendant une période déterminée, et de la prévalence, qui est définie comme le nombre de cas total (nouveaux et anciens) montrent que les blessures concernent toutes les parties du corps.

Les plus fréquentes blessures observées pendant l'entraînement en course à pied (Tableau 1) sont dans l'ordre décroissant : la périostite tibiale, les tendinites du tendon Achilléen et de la rotule et l'aponévropathie de la plante du pied (Lopes et coll., 2012; Mulvad, Nielsen, Lind, & Ramskov, 2018; Sobhani, Dekker, Postema, & Dijkstra, 2013). En compétition, les blessures les plus fréquentes sont la tendinite du tendon Achilléen et du tendon rotulien, et le syndrome fémoro-patellaire ou rotulien.

Tableau 1. Incidence et prévalence des blessures en course à pied. (Lopes et coll., 2012)

Blessures musculo-squelettiques	Pendant l'entraînement		En Ultra-marathon
	Incidence (%)	Prévalence (%)	Incidence (%)
Périostite tibiale	13,6 - 20	9,5	7,8 - 11,1
Tendinopathie Achilléenne	9,1 - 10,9	6,2 - 9,5	2 - 18,5
Aponévropathie Plantaire	4,5 - 10	5,2 - 17,5	/
Tendinopathie Patellaire	5,5 - 22,7	12,5	6,3 - 18,5
Entorse de cheville	10,9 - 15	9,5	5,1
Tendinopathie du tenseur du Fascia Lata	1,8 - 9,1	10,5	4,7
Fracture de fatigue du tibia	9,1	4,5	/
Syndrome fémoro-patellaire	5,5	5,5	7,4 - 15,6
Lombalgie	5,5	/	/
Tendinopathie du Tibial Postérieur	3,6	/	/
Tendinopathie des Fibulaires	/	/	3,1

Autres pathologies en période d'entraînement (incidence, i % — prévalence, p %) : lésion musculaire ischio-jambiers (i : 10,9 – p : 6,7) ; tendinopathie ischio-jambiers (i : 7,3 – p : 12,5) ; lésion musculaire gastrocnémiens (i : 3,6 à 4,5) ; bursite trochantérienne de hanche (i : 9,1) ; fracture de côte (i : 5) ; entorse du genou (i : 5) ; lésion musculaire des adducteurs de hanche (i : 4,5) ; fracture de fatigue de la crête iliaque (i : 4,5) ; bursite infra-patellaire (i : 4,5) ; tendinopathie des adducteurs de hanche (i : 3,6) ; lésion méniscale (p : 3,5).

Autres pathologies pendant l'ultra-marathon (prévalence, p %) : lésion musculaire du quadriceps (p : 1 à 4,7) ; bursite du psoas (p : 11,1) ; lésion musculaire du tibial antérieur (p : 1) ; tendinopathie des fléchisseurs dorsaux de cheville (p : 1 à 29,6) ; tendinopathie du long extenseur des orteils (p : 7,8) ; tendinopathie du long extenseur de l'hallux (p : 3,1).

Selon une étude récente (Bramah, Preece, Gill, & Herrington, 2018), le pattern de course d'un coureur atteint d'une tendinopathie Achilléenne, d'un syndrome fémoro-patellaire, d'une périostite tibiale ou du syndrome de la bandelette ilio-tibiale est altéré. Le tronc est plus incliné vers l'avant, l'extension du genou est plus importante, la flexion dorsale de cheville est augmentée et l'affaissement du bassin est plus marqué. Ces compensations peuvent favoriser le risque de blessure sur une autre partie du corps, notamment sur le membre opposé.

De nombreuses études ont comparé l'efficacité de différents traitements sur ces blessures où l'objectif était de permettre au coureur de reprendre le plus rapidement l'entraînement et la compétition, tout en évitant le risque de récidive.

2.7.1 Les pathologies musculo-tendineuses

2.7.1.1 La tendinopathie Achilléenne

Elle correspond à une affection du tendon achilléen qui relie les muscles de la loge superficielle postérieure de jambe (soléaire, gastrocnémien médial et gastrocnémien latéral) à l'os du calcanéus. Elle est caractérisée par une forte douleur ressentie au sein du tendon d'Achille ou à son insertion.

Le traitement de cette pathologie en kinésithérapie dure au moins quatre semaines et est basé sur les ondes de chocs, les massages et le renforcement musculaire en excentrique (Maffulli, Longo, Petrillo, & Denaro, 2012; Maffulli, Sharma, & Luscombe, 2004; Mayer, Hirschmüller, Müller, Schuberth, & Baur, 2007; Papa, 2012; Stanish, Rubinovich, & Curwin, 1986; Wasielewski & Kotsko, 2007; Woodley, Newsham-West, & Baxter, 2007).

En podologie, les tendinopathies du talon d'Achille sont traitées en travaillant sur les excès de pronation (Donoghue, Harrison, Laxton, & Jones, 2008; Gross, Davlin, & Evanski, 1991) ainsi que sur une éventuelle inégalité de longueur des membres inférieurs (Gross et coll., 1991).

2.7.1.2 L'aponévropathie plantaire

Elle correspond à une affection de l'aponévrose plantaire entre le calcanéus et les articulations métatarso-phalangiennes. Elle est caractérisée par une forte douleur ressentie au sein de l'aponévrose plantaire ou au niveau de l'insertion calcanéenne. Elle peut être plus importante après une phase de repos ou une période statique (le matin au réveil, après s'être assis longtemps, etc ...).

Le traitement en kinésithérapie décrit dans la littérature est réalisé à partir d'étirements, de renforcement musculaire, d'ondes de chocs et de massages profonds (Cole, Seto, & Gazewood, 2005; Roxas, 2005). L'injection sous cutanée de corticoïdes est aussi utilisée pour réduire la douleur (Cole et coll., 2005). L'utilisation d'appareillages comme une attelle pendant le sommeil (Cole et coll., 2005; Roxas, 2005) ou des semelles orthopédiques permettant le soutien de la voûte plantaire, l'amorti au talon et le contrôle d'une pronation excessive permettent une guérison plus rapide (Gross et coll., 1991; Landorf, Keenan, & Herbert, 2006; Lee, McKeon, & Hertel, 2009).

2.7.1.3 La tendinopathie patellaire

La tendinopathie patellaire correspond à une affection du tendon rotulien du quadriceps qui relie la patella à la tubérosité tibiale antérieure. Cette pathologie est caractérisée par une douleur ressentie pendant la course lors des phases d'impact au sol où le genou subit une flexion importante.

La rééducation en kinésithérapie s'effectue à partir de renforcement excentrique du quadriceps et d'onde de chocs qui permettent de réduire la douleur (Van der Worp et coll., 2011).

Le contrôle d'un excès de pronation ou la correction d'une inégalité de longueur par des semelles orthopédiques permet de traiter et de prévenir cette pathologie tendineuse (Gross et coll., 1991 ; Van der Worp et coll., 2011).

2.7.1.4 Le syndrome de la bandelette ilio-tibiale

La bandelette ilio-tibiale s'étend de la partie externe de la hanche, par l'intermédiaire du grand fessier, du fascia glutéal et du tenseur du fascia lata, et se termine au niveau du tubercule infra-condylaire du tibia. La douleur qui est ressentie au niveau du bord externe du genou, est provoquée par la friction de la bandelette ilio-tibiale avec la tubérosité condylienne fémorale externe lors de la flexion et de l'extension du genou pendant la course.

La mise en place de renforcements excentriques des muscles abducteurs de hanche ainsi que des exercices d'étirement en kinésithérapie réduit la douleur et favorise la reprise de l'entraînement par le coureur (Fredericson & Wolf, 2005; Lavine, 2010; Lindenberg, Pinshaw, & Noakes, 1984).

L'utilisation de semelles orthopédiques qui permettent de corriger une pronation excessive ou un varus calcanéen, accélère la guérison (Lindenberg et coll., 1984).

2.7.1.5 La tendinopathie du tibial postérieur

Elle correspond à une affection du tendon du tibial postérieur qui est un muscle de la loge profonde de la jambe sur la face postérieure. L'insertion de ce muscle s'effectue au niveau des faces postérieures de la fibula et du tibia ainsi que sur la membrane interosseuse les reliant. Il se termine par de multiples ramifications au niveau du naviculaire, du calcanéum, des os du tarse et sur les trois premiers métatarsiens. La douleur est ressentie au niveau interne de la cheville, en arrière de la malléole médiale.

Comme la plupart des pathologies tendineuses, la réduction de la douleur est obtenue en kinésithérapie par l'intermédiaire de renforcements excentriques et d'étirements (Bare & Haddad, 2001; Kulig, Lederhaus, Reischl, Arya, & Bashford, 2009; Kulig, Reischl, et coll., 2009; Maffulli et coll., 2012). Le traitement par des semelles orthopédiques a pour objectif de réduire une pronation excessive et d'accroître le soutien de la voûte plantaire (Kulig et coll., 2009; Maffulli et coll., 2012).

2.7.1.6 La tendinopathie des muscles fibulaires

Elle correspond à une affection du tendon des muscles fibulaires qui composent la loge externe de la jambe. Ces muscles prennent leurs origines sur les faces postérieures de la fibula et du tibia et se terminent au niveau de la styloïde du cinquième métatarsien pour le court fibulaire et sous la base du premier métatarsien pour le long fibulaire. La douleur est souvent ressentie en arrière de la malléole externe.

La base du traitement kinésithérapeutique consiste à immobiliser la cheville par l'intermédiaire d'un strapping, mais aussi à réaliser des exercices proprioceptifs et un renforcement excentrique (Maffulli et coll., 2012; Simpson & Howard, 2009). En podologie, l'ajout d'une cale externe sur la semelle permet de contrecarrer une éversion trop importante des pieds (Maffulli et coll., 2012).

2.7.2 *Les pathologies osseuses*

2.7.2.1 La périostite tibiale

C'est une inflammation du périoste du tibia qui est souvent due à un volume d'entraînement trop important. Dans les atteintes les plus graves, le temps de repos peut aller de deux à six semaines. La principale complication de cette pathologie est la fracture de fatigue du tibia qui nécessite un temps de repos pouvant aller jusqu'à trois mois.

Le traitement en kinésithérapie se fait par l'intermédiaire de renforcement excentrique du tibial antérieur et des muscles de la loge superficielle postérieure de jambe, ainsi que par un travail de gainage de la ceinture abdominale (Craig, 2008; Galbraith & Lavallee, 2009; Gross et coll., 1991; Rome, Handoll, & Ashford, 2005; Thacker, Gilchrist, Stroup, & Kimsey, 2002). La semelle orthopédique participe à la fois à la prévention et au traitement de cette pathologie par un contrôle de la pronation excessive et par une absorption des chocs avec un insert au talon (Craig, 2008; Galbraith & Lavallee, 2009; Rome et coll., 2005). Ce type de semelles peut aussi être utilisé en phase de reprise après une fracture de fatigue du tibia (Rome et coll., 2005; Thacker et coll., 2002).

2.7.2.2 Le syndrome fémoro-patellaire dit syndrome rotulien

Il correspond à une douleur induite par le contact entre le fémur et la rotule lors du glissement de cette dernière dans la gouttière inter-condylienne. Elle est principalement ressentie pendant la flexion du genou.

Pour traiter cette pathologie, le kinésithérapeute peut choisir de renforcer le vaste médial ou latéral, et d'effectuer des étirements des ischio-jambiers, des muscles de la loge postérieure de jambe, du quadriceps et des muscles antérieurs de hanche (Papadopoulos, Konstantinos, Stasinopoulos, & Ganchev, 2015; Petersen et coll., 2014). Le podologue peut quant à lui mettre en place des semelles de stabilisation pour contrôler une pronation excessive et pour amortir les chocs (Sinclair et coll., 2015; Vicenzino et coll., 2008).

2.7.2.3 Les métatarsalgies et les fractures de fatigue métatarsiennes

Ce sont des douleurs de la zone antérieure de la plante du pied, sous les têtes métatarsiennes, dues à des hyperpressions. Elles peuvent être localisées sous une seule tête métatarsienne ou couvrir l'ensemble de la zone (Espinosa, Brodsky, & Maceira, 2010). La principale complication est la fracture de fatigue provoquée par une répétition importante des contraintes, qui représente la blessure la plus fréquente recensée en course à pied au niveau du pied (Nagel et coll., 2008; Waterman, Gun, Bader, Orr, & Belmont, 2016).

Le principe de traitement de la métatarsalgie est de libérer les pressions plantaires sous les avant-pieds. En rééducation, certains auteurs préconisent la détente de la chaîne musculaire postérieure de jambe pour diminuer l'angle métatarsien-sol (Espinosa et coll., 2010). D'un point de vue podologique, le premier aspect est le conseil de chaussage avec une chaussure plus souple sous les avant-pieds, plus large et permettant une meilleure répartition des charges (Espinosa et coll., 2010). La semelle orthopédique aura pour but de mieux repartir les charges sous la plante, par un moulage (McCormick, Bonanno, & Landorf, 2013), et de libérer la zone antérieure du pied par un élément placé en arrière des têtes métatarsiennes (Hähni, Hirschmüller, & Baur, 2016; Yoon, 2015). La fracture de fatigue métatarsienne, plus grave, nécessite une prise en charge particulière. Pendant la phase de repos durant de quatre à six semaines, le kinésithérapeute peut mettre en place un traitement par ultrason (Harrast & Colonna, 2010). Comme pour une métatarsalgie, le podologue peut compléter son traitement par l'utilisation de matériaux souples pour absorber les chocs (Bonanno et coll., 2016; Mayor, 2016).

2.7.3 *Les pathologies ligamentaires*

2.7.3.1 L'entorse externe de cheville

C'est une pathologie qui touche les ligaments latéraux de la cheville lorsque celle-ci subit un mouvement forcé en éversion.

Le travail en kinésithérapie consiste à mettre en place des exercices proprioceptifs pour restimuler les ligaments atteints en complément de la pose de bande élastique de maintien (Verhagen & Bay, 2010). Le podologue peut fabriquer des semelles de maintien, notamment chez les sujets présentant un pied creux qui ont un risque plus grand de subir une entorse externe de cheville (Orteza, Vogelbach, & Denegar, 1992; Williams, McClay, & Hamill, 2001).

2.7.4 *La lombalgie*

La lombalgie est une pathologie qui correspond à une douleur localisée dans le bas du dos, au niveau du rachis lombaire. Cette pathologie, souvent décrite comme la maladie du siècle, a fait l'objet de nombreuses études en podologie.

La littérature en terme de rééducation est très complète et propose un grand nombre d'exercices ayant montré leur efficacité sur la réduction des douleurs lombaires (Chou et coll., 2007; Guzmán et coll., 2001; Koes, van Tulder, & Thomas, 2006). Le travail en podologie sur la pronation excessive du pied, l'absorption des chocs ou encore la modification d'une inégalité de la longueur des membres inférieurs permet aussi de diminuer efficacement les douleurs lombaires (Castro-Méndez, Munuera, & Albornoz-Cabello, 2013; Dananberg & Giuliano, 1999; Hill, Greenhalgh, Williams, & Nester, 2016 ; Kendall, Bird, & Azari, 2014).

A travers cette revue de littérature non exhaustive sur la course à pied, nous pouvons constater que la performance en course à pied est multifactorielle. Les facteurs techniques et biomécaniques liés à la foulée sont des éléments primordiaux à prendre en compte dans le cadre de la performance en ultra-trail. La fatigue engendrée par la course de longue distance entraîne des modifications importantes qui détériorent la capacité de performance. Cette fatigue peut altérer la gestuelle du coureur, et donc accroître le risque de blessure. La prévention et le traitement de ces diverses blessures par l'équipe médicale et paramédicale permettent de réduire les délais de retour à l'entraînement ainsi que le risque de récidive. Le podologue, qui est un maillon de cette chaîne, intervient sur la prise en charge posturale et sur les aspects biomécaniques de la course en proposant des semelles orthopédiques.

3 LA PODOLOGIE : PRINCIPES THEORIQUES ET PRATIQUES

La profession de pédicure-podologue entre dans le processus de complémentarité médicale dans la prise en charge du traitement et de la prévention des blessures. L'article L4322-1 du Code de la santé publique régit le pédicure podologue ainsi : *"Les pédicures-podologues, à partir d'un diagnostic de pédicurie-podologie qu'ils ont préalablement établi, ont seule qualité pour traiter directement les affections épidermiques, limitées aux couches cornées et les affections unguéales du pied, à l'exclusion de toute intervention provoquant l'effusion de sang.*

Ils ont également seule qualité pour pratiquer les soins d'hygiène, confectionner et appliquer les semelles destinées à prévenir ou à soulager les affections épidermiques.

Sur ordonnance et sous contrôle médical, les pédicures-podologues peuvent traiter les cas pathologiques de leur domaine de compétence.

Les pédicures-podologues analysent et évaluent les troubles morpho-statiques et dynamiques du pied et élaborent un diagnostic de pédicurie-podologie en tenant compte de la statique et de la dynamique du pied ainsi que de leurs interactions avec l'appareil locomoteur."

A partir des données recueillies lors de l'analyse du patient, le podologue met en place un traitement utilisant des éléments de semelles orthopédiques. Ces derniers agissent sur le corps selon plusieurs principes théoriques. Le placement d'éléments sur des zones anatomiques précises du pied permet à la fois de modifier la position biomécanique de certains os et aussi de stimuler les mécanorécepteurs plantaires pour induire des modifications posturales et mécaniques du corps.

3.1 Anatomie descriptive de l'appareil locomoteur

Pour se maintenir en équilibre et se déplacer, l'être humain s'appuie sur ses membres inférieurs dont la base est le pied et le sommet est le bassin.

3.1.1 Le système ostéo-articulaire du membre inférieur

La partie supérieure du membre inférieur est composée du bassin, qui est relié en haut à la colonne vertébrale par le sacrum et en bas avec les fémurs. L'articulation basse appelée coxo-fémorale, assure trois degrés de liberté (flexion-extension, adduction-abduction, rotation médiale-rotation latérale) qui peuvent s'associer pour former un mouvement de circumduction.

Le fémur est lié en bas selon deux articulations, une avec la patella et une avec le tibia, qui forment le genou. Le genou évolue selon un degré de liberté en flexion extension. Il peut subir de légers mouvements de rotations ainsi que des déformations dans le plan frontal appelées genu-valgum du côté médial et genu-varum du côté latéral.

Le complexe jambier est formé par le tibia et la fibula, et est relié par des articulations hautes et basses, qui ne permettent que de petits mouvements de glissement. Il est relié en bas au talus, premier os du pied, pour former la cheville, qui ne possède qu'un degré de liberté, la flexion-extension.

Le pied comprend plusieurs articulations complexes qui lui permettent d'effectuer des mouvements combinés en inversion (flexion plantaire, adduction et supination) et en éversion (flexion dorsale, abduction et pronation). Le tarse postérieur comprend le calcanéus et le talus. Ce dernier est posé sur le premier, par l'intermédiaire de l'articulation subtalaire, qui forme un complexe solide de l'arrière-pied. Le tarse antérieur est composé de l'os naviculaire, du cuboïde et des 3 os cunéiformes. Ces derniers sont reliés en arrière au cuboïde. Le plus médial d'entre eux est aussi relié au naviculaire. L'articulation transverse du tarse (articulation de Chopart) relie le calcanéus au cuboïde sur le côté externe et le complexe talo-calcanéen à l'os naviculaire sur le côté interne. L'articulation tarso-métatarsienne (articulation de Lisfranc) relie les os du tarse antérieur à la base des cinq métatarsiens. Ces derniers s'articulent en avant avec la phalange proximale des orteils correspondants. Chaque orteil possède trois phalanges sauf le gros orteil qui n'en possède que deux.

Les articulations métatarso-phalangiennes permettent de réaliser des mouvements en flexion-extension et en adduction-abduction, tandis que les articulations interphalangiennes permettent d'effectuer uniquement des mouvements en flexion-extension.

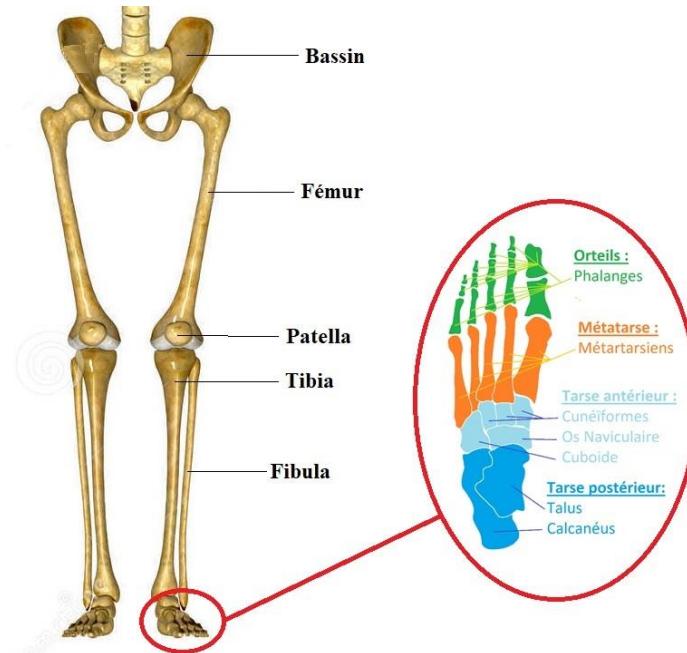


Figure 13. Ostéologie du membre inférieur et du pied

3.1.2 La myologie du membre inférieur

3.1.2.1 Les loges de la cuisse

La cuisse est constituée de trois loges musculaires :

- La loge antérieure est composée du quadriceps (vaste latéral, vaste médial, vaste intermédiaire, droit fémoral) et du sartorius. Les quatre muscles du quadriceps, sont extenseurs du genou, le droit fémoral est également un fléchisseur de la hanche et le sartorius est un fléchisseur de la hanche et du genou. Ce dernier participe aussi à la rotation interne du genou.
- La loge médiale est composée des trois muscles adducteurs, du pectiné et du gracile. Ces deux derniers participent à la rotation externe du genou.
- La loge postérieure est composée des trois muscles ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux) qui sont à la fois extenseur de la hanche et fléchisseur du genou. Le court chef du biceps participe uniquement à la flexion du genou.

3.1.2.2 Les loges de la jambe

La jambe est constituée, elle aussi, de trois loges musculaires :

- La loge antérieure est composée du tibial antérieur, du troisième fibulaire et des longs extenseurs de l'hallux et des orteils. Le rôle principal de tous ces muscles est de réaliser la flexion dorsale du pied.
- La loge latérale est composée des muscles fibulaires qui permettent l'éversion du pied.
- La loge postérieure de jambe est divisée en deux loges, une profonde et une superficielle. La loge profonde contient les muscles longs fléchisseurs des orteils et de l'hallux et le tibial postérieur. Les premiers participent à la flexion plantaire du pied tandis que le second est un inverseur du pied. La loge superficielle contient les gastrocnémiens latéral et médial et le soléaire. Ils réalisent tous la flexion plantaire du pied. Les gastrocnémiens participent aussi à la flexion du genou.

3.1.2.3 Les muscles intrinsèques du pied

Le pied se divise en deux loges musculaires :

- La loge dorsale est constituée des courts extenseurs des orteils et de l'hallux. Tous ces muscles permettent d'effectuer l'extension des orteils du pied
- La loge plantaire qui se divise en trois parties. La partie médiale est composée des muscles adducteurs, des courts fléchisseurs et des abducteurs de l'hallux. Ils permettent de réaliser respectivement l'adduction, la flexion et l'abduction de l'hallux. La loge latérale est composée du court fléchisseur, de l'abducteur et de l'opposant du 5^{ème} orteil. Leur rôle respectif est d'effectuer la flexion, l'abduction et l'adduction du 5^{ème} orteil. La loge intermédiaire est divisée en une loge superficielle qui comprend le carré plantaire et le court fléchisseur des orteils, et une loge profonde qui comprend, les muscles interosseux plantaires et dorsaux et les lombriques. Ils permettent de réaliser l'adduction, la flexion et l'abduction des 3 autres orteils.

3.1.3 La neurologie du membre inférieur

L'innervation motrice et sensorielle du membre inférieur (figure 14) naît des plexus lombaires et sacrées de la moelle épinière :

- Les rameaux lombaires originaires des 2^{ème} et 3^{ème} vertèbres lombaires donnent naissance aux nerfs cutanés latéraux de la cuisse ainsi qu'aux nerfs fémoraux et obturateurs.
- Les rameaux issus de la 4^{ème} vertèbre lombaire fusionnent pour donner naissance aux nerfs fémoraux, obturateurs internes et à ceux du tronc lombo-sacré.
- Les rameaux provenant de la 5^{ème} vertèbre lombaire participent à la formation du tronc lombo-sacré.
- Les rameaux naissant des vertèbres sacrées donnent naissance aux nerfs sciatiques, glutéaux inférieurs, obturateurs internes et cutanés postérieurs de la cuisse.

L'ensemble de ces nerfs vont cheminer dans la cuisse en donnant des rameaux cutanés et musculaires. Le nerf sciatique se divise en deux branches, dont le rôle est d'assurer l'innervation motrice et sensitive de la jambe : le nerf tibial qui se divise au niveau du pied en une branche latérale et une branche médiale, et le nerf fibulaire qui se divise en nerf plantaire médial et en nerf plantaire latéral. Le nerf tibial et le nerf fibulaire innervent respectivement la partie cutanée dorsale et plantaire du pied ainsi que l'ensemble des muscles intrinsèques du pied.

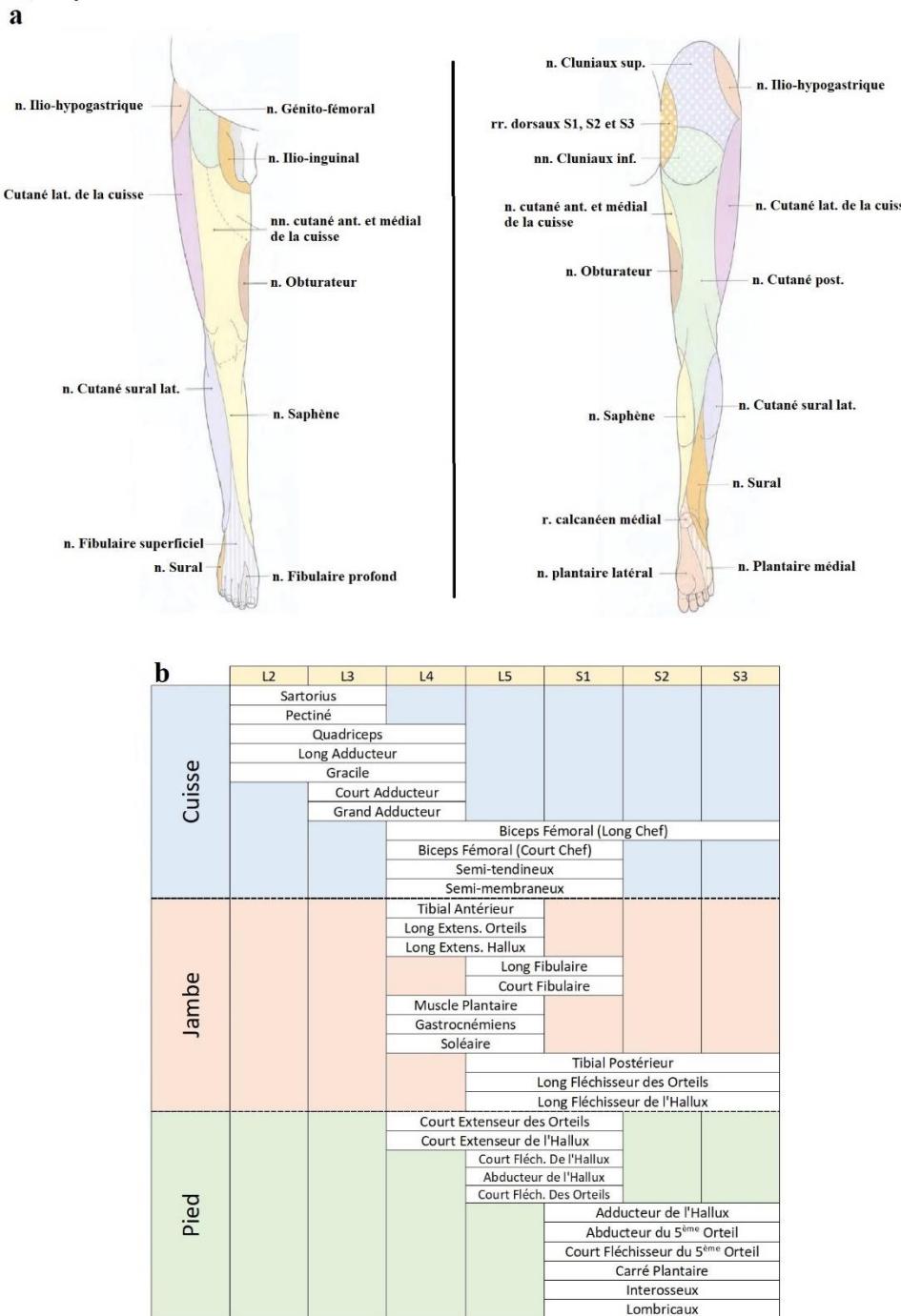


Figure 14. (a) Zone d'innervation sensitive de chaque nerf ; (b) innervation motrice des muscles en fonction de leur racine de naissance (L : racine lombaire ; S : racine sacrée) du membre inférieur
(Kamina, 2009).

3.2 Bases neurophysiologiques du contrôle postural

L'homme passe la majeure partie de son temps en position debout et apprend au fil de son développement à maîtriser cet équilibre. Pour qu'un corps soit en équilibre, selon les équations mécaniques de Newton-Euler (Newton, 1687), la somme des forces externes appliquées sur le centre de gravité du corps et celles des moments de forces doivent être nulles. Cet équilibre demeure néanmoins instable du fait des mouvements respiratoires et cardiaques, de la circulation des fluides corporels ou encore des contractions musculaires involontaires (Fitzpatrick, Rogers, & McCloskey, 1994; Hunter & Kearney, 1981). Vierordt (1871) a montré à l'aide d'une plume placée sur un casque à pointe, que des militaires réalisent constamment des micro-mouvements lorsqu'ils doivent se maintenir en équilibre debout sur un ou deux pieds, que les yeux soient ouverts ou fermés.

Murray et coll. (1967) considèrent que le corps est en parfait équilibre lorsque la projection du centre de masse (CdM) se confond avec le centre de pression (CdP). Néanmoins, le corps reste en équilibre tant que le CdM se projette à l'intérieur du polygone de sustentation du corps, polygone qui encadre la surface d'appui des pieds au sol. Quand le CdM se projette en dehors du polygone de sustentation, le corps est dit en déséquilibre (Hof, Gazendam, & Sinke, 2005). Si ce déséquilibre est trop important, le système nerveux central (SNC) met en place des corrections pour limiter le risque de chute (Collins & De Luca, 1993). Le corps s'équilibre sur le principe d'un pendule inversé, autour d'un point fixe représenté par la cheville (Loram & Lakie, 2002). Pour maintenir l'équilibre du corps, le SNC doit élaborer une réponse motrice à partir de la détection et du traitement de l'information sensorielle.

3.2.1 La détection de l'information sensorielle

Pour se stabiliser dans l'espace, le corps humain s'appuie sur plusieurs informations sensorielles transmises par des récepteurs qui proviennent principalement de l'œil, du vestibule et du système somatosensoriel. Dès lors qu'une perturbation externe quelconque survient, par exemple lorsque qu'un pied heurte un obstacle, le déséquilibre généré est détecté par ces récepteurs et une réponse motrice est mise en place pour éviter la chute (Nashner & McCollum, 1985).

3.2.1.1 La vision

Le système visuel est primordial dans la prise d'information quotidienne. Il nous permet de situer les obstacles et leurs positions, d'identifier leurs tailles et le risque qu'ils représentent pour notre équilibre. Toutes ces informations nous aident à mettre en place des stratégies de prédictions qui permettent de limiter au maximum les situations de déséquilibre en déterminant la vitesse de déplacement, le positionnement et la forme d'un obstacle (Andersen, Cisneros, Atchley, & Saidpour, 1999). Le temps de réponse de l'œil après un stimulus est estimé à 75 ms lors d'une réponse réflexe involontaire, et à 150 ms lors d'une réponse volontaire (VanRullen & Thorpe, 2001).

Les informations détectées proviennent de la vision fovéale et de la vision périphérique. La première, centrale, permet d'obtenir un champ de détection avec une haute résolution mais très restreint alors que la deuxième permet une détection plus large mais moins précise. Lorsqu'un individu se déplace, l'environnement autour de lui se retrouve en mouvement, ce qui le place dans une situation égocentrique considérant le corps comme fixe et l'environnement en mouvement. De ce fait, les informations récoltées sont moins précises, notamment lors de l'évitement d'un objet même si ce dernier peut se faire sans même avoir une analyse précise de l'objet (Wilkie & Wann, 2006). Pour analyser au mieux l'environnement, les yeux effectuent constamment des micro-mouvements pour obtenir le plus d'informations possibles (Hayhoe & Rothkopf, 2011; Rymill & Dodgson, 2005). Les mouvements conjoints de la tête permettent de mieux orienter le regard et donc améliorent la détection de l'environnement.

3.2.1.2 Le système vestibulaire

Le système vestibulaire se situe dans l'oreille interne et détecte les accélérations linéaires et angulaires subies par le corps, et notamment par la tête. Anatomiquement, l'oreille interne est composée du vestibule, de la cochlée et des canaux semi-circulaires. La cochlée est située dans la partie antérieure, elle capte les sons environnants. Le vestibule est situé dans la partie centrale et gère l'équilibre du corps. Il est composé des organes otolithiques (utricule et saccule) recevant l'information positionnelle de la tête. La partie postérieure est composée de trois canaux semi-circulaires disposés dans les trois plans de l'espace. Dans ces derniers, circule l'endolymph qui se déplace en fonction des mouvements de la tête et donne les informations « 3D » de la position spatiale du corps au vestibule auquel tout le système est relié.

Les organes otolithiques perçoivent en permanence les accélérations gravitationnelles et celles créées par les mouvements volontaires ou non du sujet.

Lorsque le sujet est en équilibre bipodal, le vestibule intervient beaucoup moins dans le contrôle postural que l'œil (Fitzpatrick et coll., 1994; Simoneau et coll., 1999), car l'accélération des oscillations posturales est inférieure au seuil de perception des otolithes. Cependant, son rôle n'est pas négligeable car les sujets atteints de lésions vestibulaires présentent des chutes plus fréquentes lorsque leurs équilibres posturaux sont perturbés (Mbongo et coll., 2005).

3.2.1.3 Le système somatosensoriel

Ce système fournit au cerveau les informations sensorielles du toucher et de la proprioception. Par l'intermédiaire de boucles réflexes, ces dernières peuvent entraîner une réponse motrice rapide (40-60 ms) pour permettre une adaptation immédiate de la posture. La douleur lors d'un mouvement forcé ou d'une blessure est détectée par les terminaisons nerveuses libres.

La proprioception concerne les informations détectées par les récepteurs périphériques situés dans les muscles (fuseaux neuro-musculaires), les tendons (organes tendineux de Golgi) et les articulations (Riemann & Lephart, 2002).

Les fuseaux neuro-musculaires se situent dans la partie charnue des muscles striés squelettiques et sont enveloppés d'un tissu conjonctif contenant des fibres intrafusales dont l'innervation se fait par deux fibres afférentes sensitives différentes : les fibres Ia (primaires) et II (secondaires). Les premières sont sensibles aux variations de l'état de longueur du muscle ainsi qu'à sa vitesse d'allongement tandis que les secondes sont sensibles uniquement aux variations de l'état de longueur du muscle. Les fuseaux neuro-musculaires contrôlent la contraction d'un muscle et de son antagoniste par l'intermédiaire du réflexe myotatique qui joue un rôle primordial dans le maintien du tonus postural.

Les organes tendineux de Golgi sont situés à la jonction musculo-tendineuse du muscle et sont sensibles à la tension exercée par le muscle sur le tendon. Leur innervation est réalisée par les fibres sensitives afférentes Ib. Lorsque cette tension est excessive, ces récepteurs stimulent un interneurone au niveau spinal qui réduit très fortement l'activité du motoneurone α , et par conséquent la contraction du muscle agoniste. Cette boucle de régulation correspond au réflexe myotatique inverse.

Les capteurs articulaires situés dans la capsule de l'articulation comprennent les corpuscules de Paccini et les corpuscules de Ruffini. Les premiers sont sensibles au mouvement de l'articulation tandis que les seconds détectent les changements de position et de vitesse de déplacement de l'articulation. Ces capteurs sont dit phasico-toniques car leurs réponses sont rapides et durables (Proske, 2006).

Au sein des ligaments, on retrouve aussi les récepteurs de Golgi qui renseignent sur la position articulaire.

Le toucher ou sensibilité tactile met en jeu des récepteurs sensibles à la pression (les corpuscules de Ruffini et les disques de Merkel) et aux vibrations (les corpuscules de Meissner et Pacini). Ces deux groupes de mécanorécepteurs se différencient aussi par la vitesse de leur réponse au stimulus, le premier étant plus lent que le second. Kennedy & Inglis (2002) ont dénombré la présence de 104 mécanorécepteurs au niveau de la plante des pieds, dont 71 % à adaptation rapide. La plupart sont situés dans la partie antérieure du pied, plus particulièrement en arrière des têtes métatarsiennes (Figure 15). Tous ces mécanorécepteurs cutanés jouent un rôle primordial lors du maintien d'une posture debout (Edwards, 2007; Maurer, Mergner, Bolha, & Hlavacka, 2001) puisque l'anesthésie de la sole plantaire peut provoquer un déséquilibre postural important pouvant aller jusqu'à la chute (Do, Bussel, & Breniere, 1990).

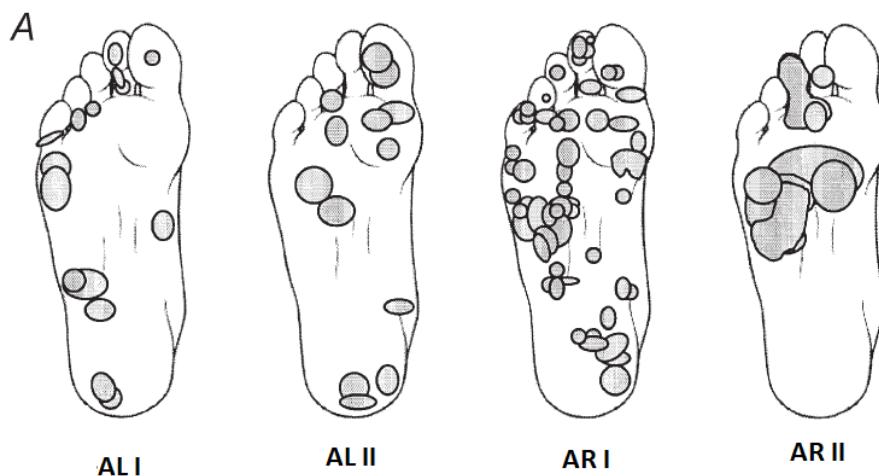


Figure 15. Localisation des mécanorécepteurs à adaptation lente (AL) et rapide (AR) de type I (petits champs de réception avec plusieurs points de sensibilité) et II (grands champs de réception mais un seul point de sensibilité) sous la plante des pieds (Kennedy & Inglis, 2002)

Les récepteurs tactiles et cutanés permettent de déterminer la nature du support sur lequel repose le pied. Les mécanorécepteurs ont pour rôle de déterminer les différents points de pressions en statique ou en dynamique afin d'adapter la posture ou la locomotion podale (Vedel & Roll, 1982). L'ensemble des variations que peuvent subir ces récepteurs informe le cerveau et provoque une stratégie de modification posturale importante. Ainsi, Kavounoudias et coll. (1998, 2001) ont montré que l'application de vibrations sous l'avant-pied augmente la pression au niveau de l'arrière-pied du fait du déplacement du corps vers l'arrière (Nurse & Nigg, 1999). Une vibration sous l'arrière-pied produit des effets inverses. L'utilisation d'une semelle interne équipée de picots entraîne une augmentation de la flexion plantaire et une réduction de l'activité musculaire du soléaire et du tibial antérieur lors de l'attaque du pas au cours de la marche (Nurse, Hulliger, Wakeling, Nigg, & Stefanyshyn, 2005). Cependant, les données spatio-temporelles, telles que la vitesse ou la longueur des pas, ne sont pas modifiées par l'incorporation de picots dans la semelle (Hatton, Dixon, Rome, Newton, & Martin, 2012).

3.2.1.4 Le traitement de l'information sensorielle

Lorsqu'un déséquilibre est détecté par les différents récepteurs présents auparavant, cette information est codée à destination du système nerveux central (SNC) qui doit la traiter rapidement pour apporter une réponse de rééquilibration posturale. La conduction des informations sensorielles et motrices utilisent des voies dites respectivement ascendantes et descendantes.

3.2.1.5 Les voies ascendantes

Elles sont composées des neurones qui transmettent les informations sensorielles au cortex sensoriel primaire. Les informations provenant des récepteurs somatosensoriels, thermiques et des nocicepteurs sont transmises par l'intermédiaire de deux voies :

- La voie des colonnes dorsales et du lemnisque médian transmet les informations issues de la sensibilité fine et de la proprioception (figure 16).
- La voie antérolatérale dite spino-thalamique transmet les informations de la douleur et de la température.

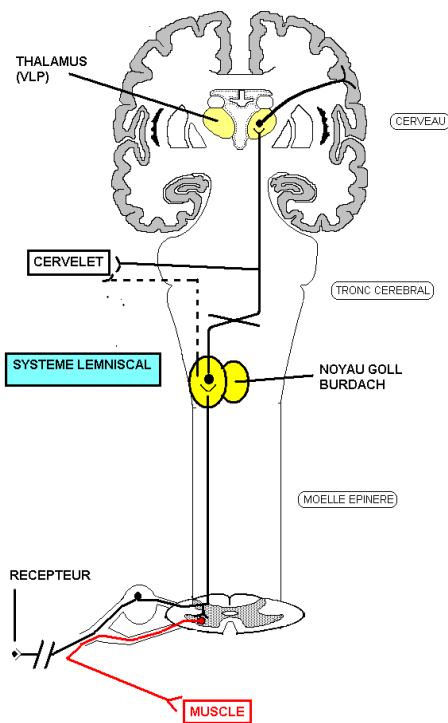


Figure 16. Voie sensorielle des colonnes dorsales et du lemnisque médian

3.2.1.6 Les voies descendantes

Selon la vitesse de la réponse posturale requise, la contraction musculaire peut être déclenchée par trois voies motrices différentes : la voie des boucles réflexes « courtes » et « longues » au niveau de la moelle épinière, la voie extra-pyramidal en provenance du tronc cérébral et la voie pyramidale en provenance des aires corticales motrices.

3.2.1.6.1 *Les boucles réflexes médullaires*

Le corps se rééquilibre à partir d'une multitude de boucles réflexes. Ces réponses sont beaucoup plus rapides que les mouvements volontaires car l'information sensorielle est traitée directement au niveau médullaire et à différents étages (Diener, Horak, Stelmach, Guschlbauer, & Dichgans, 1991).

Les boucles réflexes dites « courtes » modifient l'activation des motoneurones musculaires pour permettre un ajustement très rapide de la posture :

- Le réflexe myotatique induit la contraction réflexe d'un muscle à la suite de son étirement détecté par les fuseaux neuro-musculaires. Cette information transmise à la moelle épinière par l'intermédiaire des fibres Ia et II entraîne l'excitation des motoneurones α . Ce réflexe fait partie des réflexes monosynaptiques.
- Le réflexe myotatique inverse entraîne la contraction du muscle antagoniste à la suite d'une contraction musculaire excessive du muscle agoniste détectée par les organes tendineux de Golgi (transmis par l'intermédiaire des fibres Ib). Il inhibe en même temps la contraction du muscle agoniste. De par la présence d'interneurones, ce réflexe fait partie des réflexes polysynaptiques.

D'autres réflexes interviennent lors du maintien postural du corps humain, notamment ceux provenant des informations visuelles et vestibulaires. Par exemple, l'activation du vestibule provoque des mouvements compensatoires de la tête par rapport au corps (reflexe vestibulo-colique) et des yeux par rapport à la tête (reflexe vestibulo-oculaire) pour maintenir le regard. L'ensemble de ces informations est envoyé vers le cervelet, le noyau vestibulaire médian et le noyau *prepositus hypoglossi*. La réponse motrice est alors transmise vers les muscles extra-oculaires mais aussi vers les muscles du cou qui contrôlent la position de la tête. Le maintien de la posture est donc géré par des boucles réflexes proprioceptives, vestibulaires et visuelles indépendantes mais qui agissent ensemble et de manière différentes (Duysens, Clarac, & Cruse, 2000).

Les boucles réflexes dites « longues » contrôlent le tonus des muscles posturaux du corps entier par l'intermédiaire des noyaux vestibulaires et de la formation réticulée pontique et bulbaire :

- Le réflexe vestibulo-spinal trouve son origine dans les noyaux vestibulaires. Il contrôle les motoneurones α et γ des muscles axiaux et proximaux pour contrer les effets de la pesanteur. Les informations issues des noyaux vestibulaires sont transmises à la corne ventrale de la moelle par deux faisceaux, un latéral et un médial.

Le réflexe réticulo-spinal trouve son origine dans la formation réticulée. Il est composé de deux faisceaux : le réticulo-spinal médian, d'origine pontique, et le réticulo-spinal latéral, d'origine bulbaire. Le premier stimule les muscles antigravitairement, alors que le second a une action inhibitrice sur ces mêmes muscles.

3.2.1.6.2 Les voies extra-pyramidales et pyramidales

Le système extra-pyramidal est composé de deux voies descendantes vers la moelle épinière :

- La voie dorso-latérale est composée uniquement du faisceau rubro-spinal qui prend son origine au niveau du noyau rouge et se termine au niveau dorso-latéral de la corne ventrale de la moelle épinière. Il contrôle les mouvements volontaires des membres supérieurs.
- La voie ventro-médiale est composée des faisceaux vestibulo-spinaux, des faisceaux reticulo-spinaux médian et latéral, du faisceau cortico-spinal ventral et du faisceau tecto-spinal. Elle se termine au niveau ventro-médian de la corne ventrale de la moelle épinière et intervient dans le maintien de l'équilibre postural.

Le système pyramidal est composé des axones des neurones provenant du cortex moteur (aires motrices primaires et aires pré-motrices et motrices supplémentaires) et du cortex somesthésique primaire (aires somato-sensorielles). Ces faisceaux se terminent au niveau du bulbe rachidien par deux voies (latérale ou dorso-latéral, et ventrale), qui contrôlent la motricité fine des membres et le contrôle postural en association avec la voie ventro-médiale du système extra-pyramidal.

Lors de l'envoi de l'information par les aires motrices corticales, les noyaux gris centraux suppriment les commandes des mouvements non-désirés. En plus d'agir comme un filtre, ils utilisent les données mémorisées des expériences précédentes pour réguler la posture. Le cervelet intervient dans le contrôle de la posture en comparant la réponse prédictive avec la réponse réalisée à partir du retour de différentes informations sensorielles. Ces deux structures n'ont pas de projections directes sur les motoneurones de la moelle épinière mais sont connectées avec le cortex et le tronc cérébral.

3.2.2 La réponse motrice lors du contrôle postural

Le muscle strié squelettique est le principal organe effecteur de la réponse motrice. Sa contraction permet de générer un mouvement en déplaçant un ou plusieurs segments corporels ou de maintenir une posture. Chaque fibre musculaire est innervée par l'axone d'un motoneurone α provenant de la partie antérieure de la moelle épinière. Un motoneurone α peut innérer plusieurs centaines de fibres musculaires. L'ensemble des fibres musculaires innervées par le même motoneurone α correspond à une unité motrice (UM). Une UM ne contient qu'un seul type de fibres musculaires (I, IIa ou IIb). Les fibres I ou fibres lentes sont dites toniques. Elles sont innervées par des motoneurones α de petit diamètre, développent une force faible mais possèdent une grande capacité d'endurance. Les fibres IIb ou fibres rapides sont dites phasiques. Elles sont innervées par des motoneurones de très gros diamètre, développent une force importante dans un temps très court mais sont très fatigables. Les fibres IIa présentent des caractéristiques intermédiaires entre les fibres I et les fibres IIb. Les fibres IIa sont recrutées pour réaliser des mouvements de faibles amplitudes avec des faibles vitesses tandis que les fibres IIb sont recrutées pour effectuer des mouvements plus rapides et de plus grandes amplitudes.

Lors d'une contraction d'intensité progressive, les fibres de type I sont recrutées en premier, puis les fibres IIa et enfin les IIb. Ce mode de recrutement est régi par la taille du diamètre des motoneurones selon le principe de Henneman (1957). Une UM fonctionne selon la loi du « tout ou rien ». Lorsqu'un potentiel d'action acheminé par un motoneurone α est transmis aux fibres de l'UM par l'intermédiaire des jonctions neuromusculaires, s'il dépasse le seuil minimal d'excitation, alors toutes les fibres de l'UM se contractent en même temps. Si le potentiel d'action ne dépasse pas ce seuil d'excitation, aucune fibre ne se contracte.

Le tonus musculaire permet de garder de façon permanente et involontaire une tension minimale, et donc de maintenir une certaine rigidité musculaire lors du maintien de la posture. Ce tonus de base est supplié par l'activité musculaire phasique lorsque que le déséquilibre est plus important. Pour maintenir l'équilibre, en complément de l'action musculaire, le corps utilise d'autres moyens dits semi-passifs. Les congruences articulaires permettent grâce aux contacts osseux de stabiliser une articulation. Les structures entourant l'articulation, telles que la capsule et les ligaments jouent aussi un rôle dans la stabilisation globale du corps.

Lorsque l'équilibre postural est perturbé, le temps de latence de la réponse musculaire dépend de la voie nerveuse empruntée.

La réponse la plus rapide est celle des réflexes spinaux qui mettent en jeu une seule synapse (De Lisa & Mackenzie, 1984). Ces réponses à courte latence permettent d'adapter le tonus musculaire lors d'un déséquilibre postural (Fung & Macpherson, 1999). Les boucles réflexes qui font intervenir plusieurs synapses fournissent des réponses dites de moyenne et longue latence. Elles sont difficiles à différencier sur le plan temporel (Macpherson, Fung, & Jacobs, 1997) car leur temps de latence est compris entre 70 et 180 ms, ce qui les place entre les réflexes d'étirement (30-40 ms) et la motricité volontaire (180-250 ms). Quelle que soit la boucle réflexe empruntée, la réponse motrice s'exécute en boucle ouverte.

Une fois que l'information détectée a été transmise au tronc cérébral, le cortex cérébral peut intervenir dans les réponses posturales de courte latence par l'intermédiaire d'une boucle qui communique à travers le tronc cérébral, et pour les réponses de longue latence par l'intermédiaire de la boucle cortico-cérébelleuse (Jacobs & Horak, 2007).

Toutes ces connaissances anatomiques et neurophysiologiques du contrôle postural représentent les fondations de tout traitement podologique. Le podologue se sert de ces informations pour établir son diagnostic mais aussi pour mettre en place un traitement bénéfique pour son patient.

3.3 Déroulement d'une consultation de podologie dans le cadre de la pratique de la course à pied

Pour évaluer le traitement à mettre en place, le podologue fait un bilan global du patient en suivant les étapes suivantes :

- 1) Lors de l'arrivée du patient, le podologue l'interroge sur les motifs de sa consultation, la localisation de ses éventuelles douleurs, le questionne sur ses antécédents médicaux et sur ses objectifs sportifs futurs. Ce bilan permet de personnaliser la prise en charge selon le vécu de chaque patient.
- 2) À la suite de ce bilan, le praticien commence à orienter son diagnostic et recherche les douleurs par la palpation afin de localiser la ou les structure(s) anatomique(s) touchée(s).
- 3) A partir des informations recueillies sur l'origine de la douleur, le podologue commence alors une batterie de test afin d'en déterminer les causes. La première se déroule sur une table d'examen, en décharge, par une observation générale du positionnement du corps pour évaluer les effets des douleurs sur la posture. La réalisation d'un examen plus approfondi sur les plans musculaires, articulaires et cutanés permet de conforter les observations précédentes et d'approfondir la recherche des causes de la douleur.
- 4) Le podologue réalise ensuite une observation du positionnement corporel en charge, dans une position statique debout référencée (Gagey & Weber, 2005; Mouzat, Dabonneville, Roux, Borges, & Bertrand, 2005). Les pieds doivent former un angle d'ouverture de 30°, les talons doivent être alignés et séparés de deux centimètres. La position du corps est analysée par rapport aux deux verticales de Barré (Gagey & Weber, 2005) :
 - La verticale de profil correspond à la ligne perpendiculaire au sol passant par le bord postérieur de l'apophyse styloïdienne du 5^{ème} métatarsien, le bord postérieur de la patella, le grand trochanter, l'articulation acromio-claviculaire et le tragus de l'oreille.
 - La verticale de dos correspond à la ligne perpendiculaire passant par le milieu de l'espace inter-podal et alignant le pli fessier, l'épineuse de L3, l'épineuse de C7 et le vertex.

Le podologue objective la position de toutes les parties du corps dans les trois plans de l'espace par rapport à ces deux verticales pour poursuivre son investigation des causes de la douleur. Cette observation visuelle peut être couplée à une analyse du déplacement du CdP sur une plateforme stabilométrique. Lors de ce test, la posture debout doit être maintenue pendant 51,2 secondes selon la norme 85 de l'Association Française de Posturologie (AFP).

Les plateformes stabilométriques sont équipées de plusieurs capteurs de pression qui permettent de déterminer la répartition et la localisation du poids du corps sous chaque pied, ainsi que de trois jauges de contraintes déterminant toutes les données de la mobilité du CdP en fonction du temps. A l'issu de ce bilan, le praticien peut pratiquer des tests de mobilité articulaire en charge.

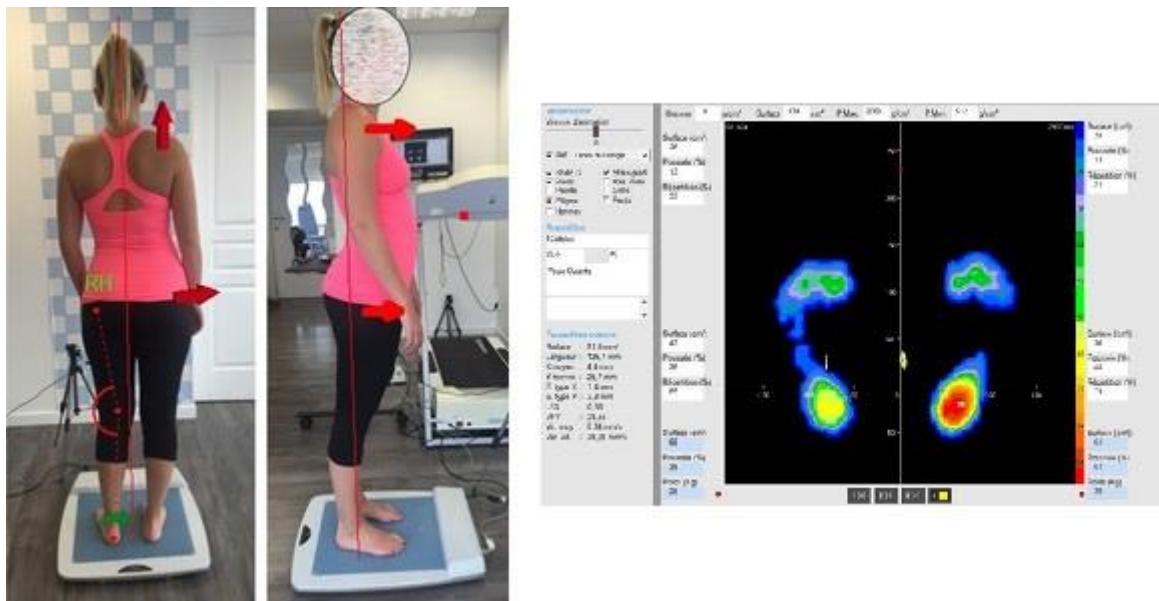


Figure 17. Analyse posturale en fonction des verticales de Barré de dos et de profil, et analyse stabilométrique en podologie

- 5) L'analyse dynamique permet au podologue de confronter l'ensemble de son analyse précédente lors de la marche, qui est la locomotion utilisée au quotidien par tous les patients. Lors de cette analyse, le praticien observe des pieds à la tête les éventuels excès articulaires (valgus, varus, valgum, varum, etc...) et dissymétries latérales pouvant expliquer les douleurs. Cette analyse qui est le plus souvent réalisée pieds nus à même le sol, peut aussi être complétée par des mesures cinétiques réalisées sur une plateforme posturographique de grande taille, sur un tapis de course instrumenté, ou à l'aide de semelles baropodométriques, afin d'évaluer la dynamique de la répartition de la pression plantaire.
- 6) Si le patient pratique la course à pied, le podologue peut réaliser une analyse cinématique de la foulée en filmant le sujet en train de courir sur un tapis de course. Il peut ainsi déterminer le pattern de course du sujet et mettre en lien cette analyse avec l'ensemble des données recueillies précédemment pour améliorer son diagnostic. S'il dispose du matériel adéquat, il peut aussi effectuer comme lors de la marche une analyse cinétique de l'appui.

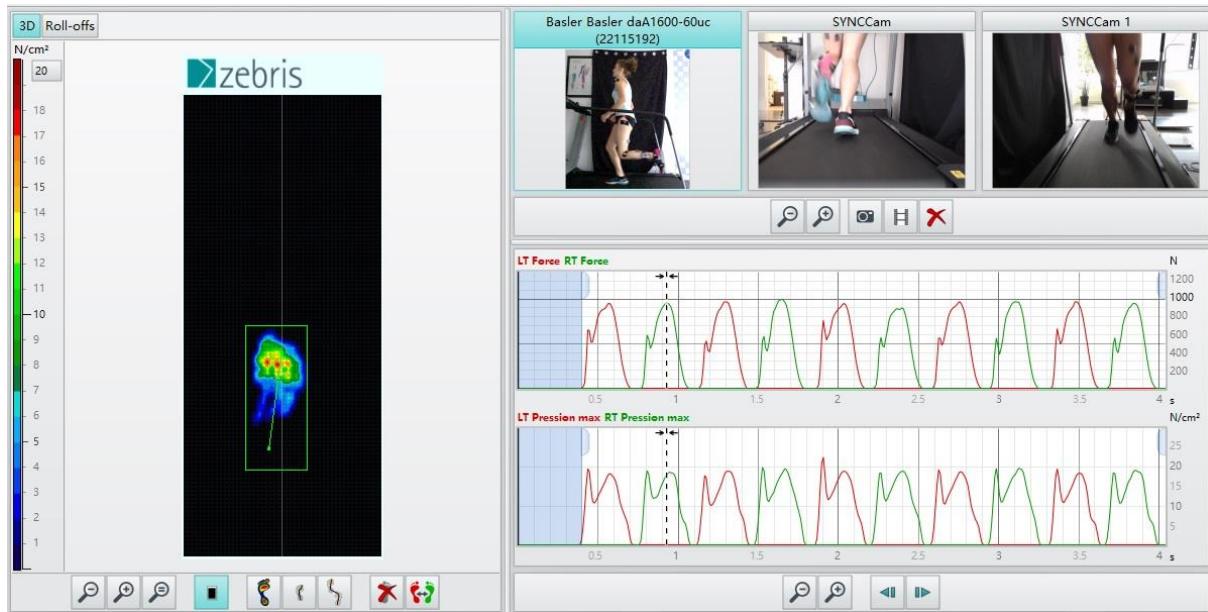


Figure 18. Exemple d'analyse de la course à pied sur un tapis roulant instrumenté effectué lors d'une consultation en podologie.

Plus la couleur est chaude (rouge) et plus la pression plantaire est importante. Les courbes définissent la force et la pression maximale par pied (droit en vert et gauche en rouge)

A partir de l'ensemble des données recueillies lors de son examen, le podologue propose au patient un arsenal thérapeutique le plus complet possible pour réduire la douleur, le guérir efficacement et prévenir le risque de récidive. Le podologue peut par exemple mettre en place des traitements par strapping, utiliser des méthodes de kinésiologie-taping, de thérapie manuelle, proposer des exercices rééducatifs mais son domaine de prédilection reste la conception de semelles orthopédiques.

3.4 Principes de conception d'une semelle orthopédique

La semelle orthopédique est un appareillage amovible qui est fabriquée par le podologue pour répondre à une problématique médicale chez un patient. A partir de l'ensemble des données exposées précédemment, le podologue établit un diagnostic qui s'achève la plupart du temps par la conception de semelles orthopédiques uniques et individualisées.

Le traitement en podologie reste avant tout le fruit d'un travail d'investigation et d'écoute, le plus souvent empirique, même s'il est parfois appuyé par des mesures scientifiques, que chaque praticien met en place différemment selon ses capacités et ses convictions.

3.4.1 Forme et base d'une semelle orthopédique.

La base de la semelle est réalisée à partir de matériaux plus ou moins souples (mousse, cuir, résine plastique, ...). La dureté de ces matériaux est exprimée en Shore A et elle peut aller pour les plus mous de 5 à 70 pour les plus durs. S'il souhaite favoriser l'amorti lors du contact avec le sol, il utilisera plutôt des matériaux mou (dureté 5 Shore A). En revanche, s'il souhaite favoriser augmenter la propulsion, il utilisera des matériaux beaucoup plus durs (dureté 70 Shore A).

La forme de la semelle est découpée dans un gabarit de pointure. Certains podologues conçoivent une semelle plate tandis que d'autres préfèrent réaliser un moulage de la semelle selon la forme du pied pour corriger la posture des patients. La base de la semelle doit être chauffée pour garder la forme du pied. Le recouvrement de la semelle peut être composé de cuir véritable ou synthétique, de mousse de différentes épaisseurs et de différentes duretés. Il est adapté en fonction de chaque patient, du type de chaussures et de l'utilisation des semelles au quotidien et/ou lors de la pratique d'une activité sportive.

Même si chaque praticien utilise ses propres techniques pour concevoir une semelle et innove en matière d'éléments et de formes dans ses corrections, tous les podologues suivent les mêmes principes théoriques.

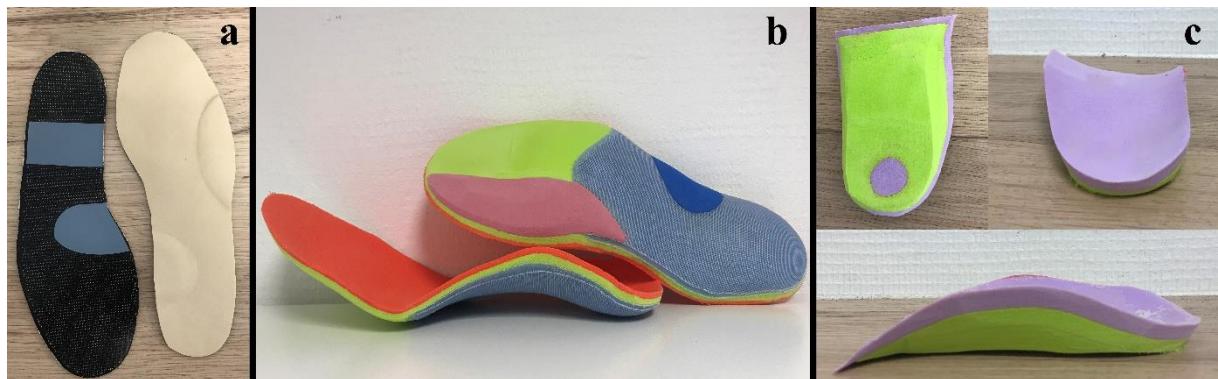


Figure 19. Exemple de semelles orthopédiques.

a : semelles plates dites "proprioceptives" ; b : semelles avec base résine avec corrections moulées dans des empreintes ; c : demi-semelle réalisée avec moulage en position neutre de la subtalaire par l'intermédiaire d'un plâtre

3.4.1.1 Le moulage

Le moulage du pied est effectué à partir de la prise d'une empreinte du pied dans la position souhaitée par l'intermédiaire de coussins empreinteurs, de sacs sous vides ou d'un plâtre (Sell, Verity, Worrell, Pease, & Wigglesworth, 1994). Il peut se faire dans des matériaux souples pour simplement épouser la forme du pied et y ajouter ensuite des éléments podologiques. Mais le plus souvent, le moulage est effectué dans des matériaux rigides car l'objectif est de corriger la position du pied.

Le moulage en position neutre par l'intermédiaire du maintien de l'articulation subtalaire est fréquemment utilisé pour traiter les lombalgies et les arthroses du pieds chez des patients avec des pieds pronateurs (Sell et coll., 1994). L'objectif de ce moulage est d'induire une supination des pieds et une inversion de la cheville couplée à une adduction de l'avant-pied (Eslami et coll., 2009; Halstead et coll., 2016; Mündermann et coll., 2003; Ng, 2012; Telfer, Abbott, Steultjens, & Woodburn, 2013a). Ces modifications permettent au muscle abducteur de l'hallux de produire une force plus importante (Jung, Koh, & Kwon, 2011), et favorisent le travail des muscles tibiaux antérieurs et solaires pendant la phase de prise de contact au sol et celui des gastrocnémiens, du tibial postérieur et du solaire pendant le déroulé du pas (Akuzawa, Imai, Iizuka, Matsunaga, & Kaneoka, 2016; Esmaeili, Anbarian, Esker, Hajiloo, & Sanjari, 2014; Hamed, Mehrdad, & Behrouz, 2014; Moisan & Cantin, 2016; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, & Woodburn, 2013b). Ce moulage entraîne aussi une augmentation de l'amplitude du mouvement de flexion et d'extension de la hanche au cours de la marche, et une diminution de l'adduction du genou et d'activité du biceps fémoral et du vaste latéral (Collins, Hart, Bonacci, Vicenzino, & Crossley, 2017; Mündermann et coll., 2003; Telfer et coll., 2013a, 2013b). Ce type moulage permet également à l'ensemble de la plante du pied d'être au contact pendant la marche. Les pressions plantaires sont donc mieux réparties (Halstead et coll., 2016; McCormick et coll., 2013). L'équilibre postural est significativement amélioré après deux semaines d'utilisation de ces semelles moulées en position neutre (Guskiewicz & Perrin, 1996; Mattacola et coll., 2007; Rome & Brown, 2016).

3.4.2 Les éléments podologiques de correction

Le podologue peut être amené à ajouter des éléments spécifiques pour optimiser le traitement podologique du patient. Théoriquement, s'il souhaite obtenir un effet mécanique, il utilisera des éléments supérieurs à 3 mm. S'il cherche à travailler sur les mécanorécepteurs, il utilisera des éléments plus fins (< 3 mm).

3.4.2.1 Les éléments orthopédiques de l'avant-pied

Les éléments d'avant-pieds correspondent à tous les éléments qui sont placés dans la partie antérieure du pied qui est délimitée par le bout des orteils et les bases des métatarsiens (figure 20).

La barre sous-pulpaire (BSP) des orteils est une barre qui se positionne en avant des têtes métatarsiennes jusqu'à la partie antérieure de la semelle (figure 20a). Cette barre peut être divisée en plusieurs sous-éléments pour un ou plusieurs orteils. Une BSP de faible dureté permet de diminuer un appui trop important et tend donc à entraîner un déplacement du corps vers l'avant alors qu'une BSP de dureté plus importante permet d'augmenter l'appui, ce qui tend à postérioriser le corps.

Les éléments sous diaphysaires des orteils se positionnent en arrière des phalanges distales, sous les phalanges proximales et intermédiaires (figure 20b). Leur but est de libérer l'appui des pulpes des orteils mais aussi de diminuer la pression sous les têtes métatarsiennes s'ils sont associés avec d'autres éléments, tels que les éléments rétro-capitaux.

Les éléments sous capitaux des têtes métatarsiennes sont des éléments qui se positionnent directement sous les têtes métatarsiennes (figure 20c). Ces éléments peuvent être utilisés sous toutes les têtes ou sous une seule en fonction de la zone de traitement. Si le matériel utilisé présente une dureté faible, l'élément sous capital réduit l'excès d'appui et entraîne un déplacement du corps vers l'avant (Hähni et coll., 2016). En revanche, s'il est plus dur, il augmente l'appui et entraîne donc un déplacement du corps vers l'arrière. Les éléments sous-capitaux localisés en interne ou externe permettent de mettre l'avant-pied, respectivement, en supination et en pronation. Ces éléments internes et externes utilisés de façon unilatérale créent aussi respectivement une rotation homolatérale et controlatérale des articulations scapulaires et pelviennes.

Les barres rétro-capitales (BRC) se positionnent entre l'arrière des têtes métatarsiennes et les articulations tarso-métatarsiennes (figure 20d). Leur objectif principal est de libérer les têtes métatarsiennes et de postérioriser le corps (Janin & Toussaint, 2005; Khodaei, Saeedi, jalali, Farzadi, & Norozi, 2017; Yoon, 2015). Elles entraînent aussi une meilleure répartition de la pression plantaire (Yoon, 2015), ce qui permet une meilleure stabilisation du CdP (Foisy & Kapoula, 2017). Elles peuvent être utilisées de façon ponctuelle sur une zone précise à décharger mais aussi en interne ou en externe dans le but de placer l'avant-pied en supination ou pronation. Ces éléments internes et externes utilisés de façon unilatérale créent respectivement une rotation homolatérale et controlatérale de tout le corps.

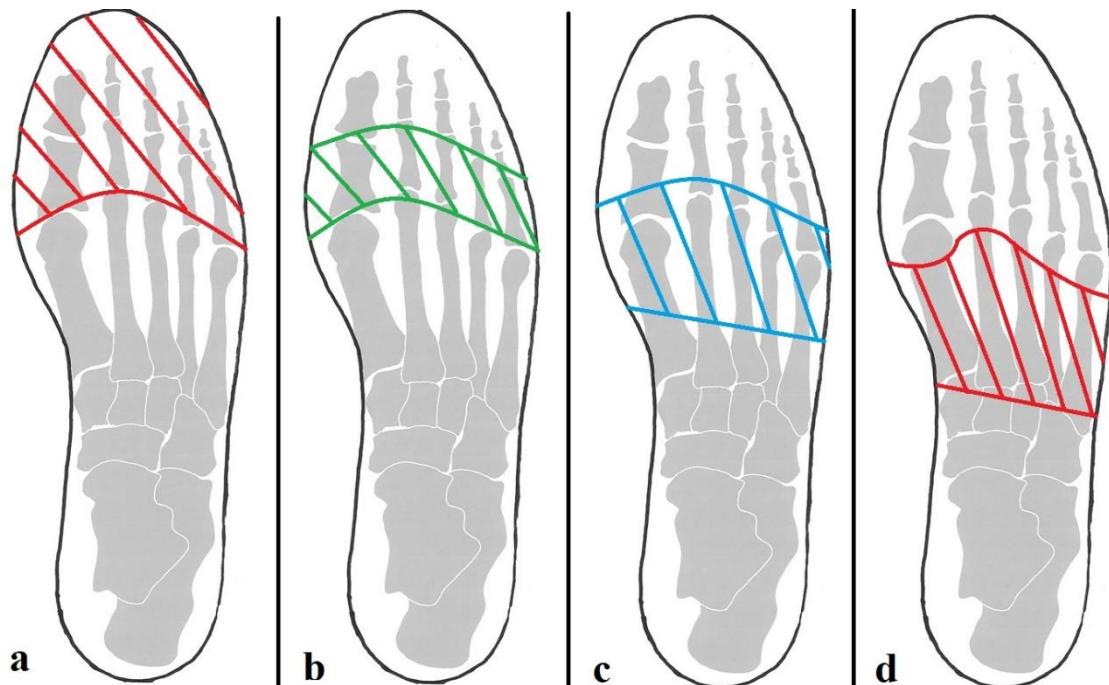


Figure 20. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous l'avant-pied.

a : Barre sous pulpaire ; b : Elément sous diaphysaire des orteils ; c : Elément sous capital ;
d : Barre rétro capitale

3.4.2.2 Les éléments orthopédiques du médio-pied

Les éléments orthopédiques du médio pied sont placés entre la base des métatarsiens et l'articulation entre le tarse antérieur et le tarse postérieur (figure 21).

La voûte interne est un élément qui s'étend sous toute la voûte plantaire interne du pied (figure 21a). Bien que certains auteurs minimisent ses effets en raison d'une variabilité inter-individuelle importante de la réponse des sujets (Wahmkow, Cassel, Mayer, & Baur, 2017), son rôle est multiple, allant du simple soutien à une correction du pied en supination ou permettant de diminuer la rotation interne du tibia (Stacoff et coll., 2007). Placée sous les deux médio-pieds, elle induit une rotation externe des membres inférieurs alors qu'elle entraîne une translation homolatérale du bassin vers l'extérieur lorsqu'elle est utilisée sous un seul pied (Janin & Dupui, 2009). Son utilisation unilatérale en dynamique entraîne une augmentation de la chute du naviculaire après une course de 30 minutes, qui engendre une augmentation de l'activité musculaire de l'abducteur de l'hallux (Vermand, Duc, Bertucci, Samper, & Ferrari, 2015; Vermand et coll., 2017).

L'élément médio-interne (EMI) est un élément de faible épaisseur placé sous la partie médiane du médio-tarse (figure 21b), qui est surtout utilisé pour stimuler la plante du pied. Son utilisation bilatérale provoque une rotation externe des membres inférieurs associée à une rétropulsion du corps, tandis que son utilisation unilatérale entraîne une rotation externe et une translation latérale homolatérale du bassin.

L'élément sous styloïdo-cuboïdien est placé à l'aplomb de l'os cuboïde (figure 21c). Son rôle est de stabiliser la partie externe du pied et de lutter contre le varus du pied. Utilisé bilatéralement, il provoque une rotation interne des membres inférieurs (Samper, Choukou, Gaillet, & Taiar, 2014) qui permet une meilleure stabilisation du corps dans le plan médio-latéral et un déplacement postérieur du CdP en statique (Foisy, Gaertner, Matheron, & Kapoula, 2015). Utilisé unilatéralement, il entraîne une rotation et une translation controlatérale du bassin (Foisy et coll., 2015; Samper, Duc, Vermand, Ferrari, & Bertucci, 2014).

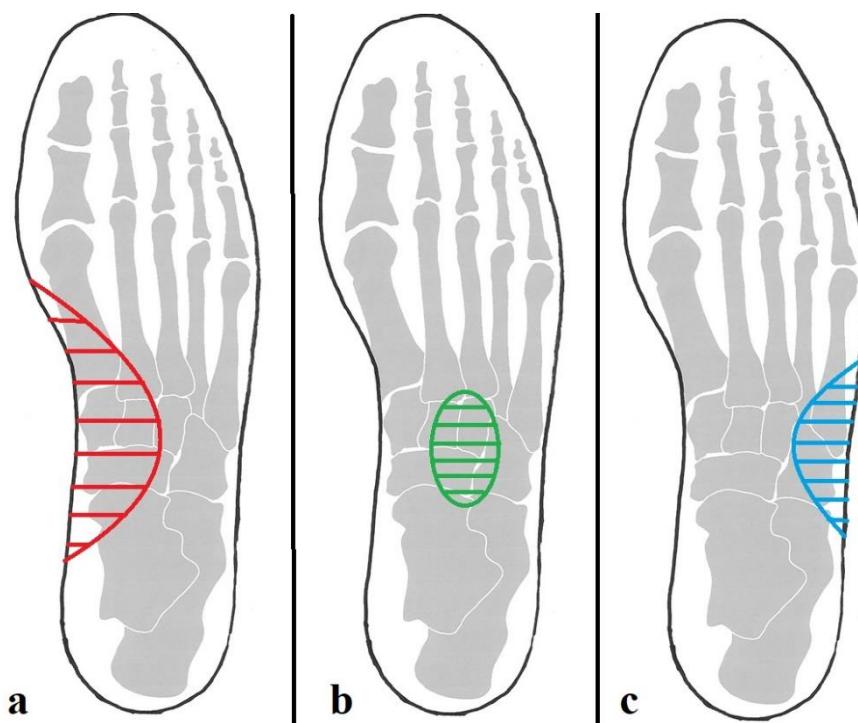


Figure 21. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous le médiopied.
a : Voûte interne ; b : Élément médiointerne ; c : Élément sous styloïdo-cuboidien

3.4.2.3 Les éléments de l'arrière-pied

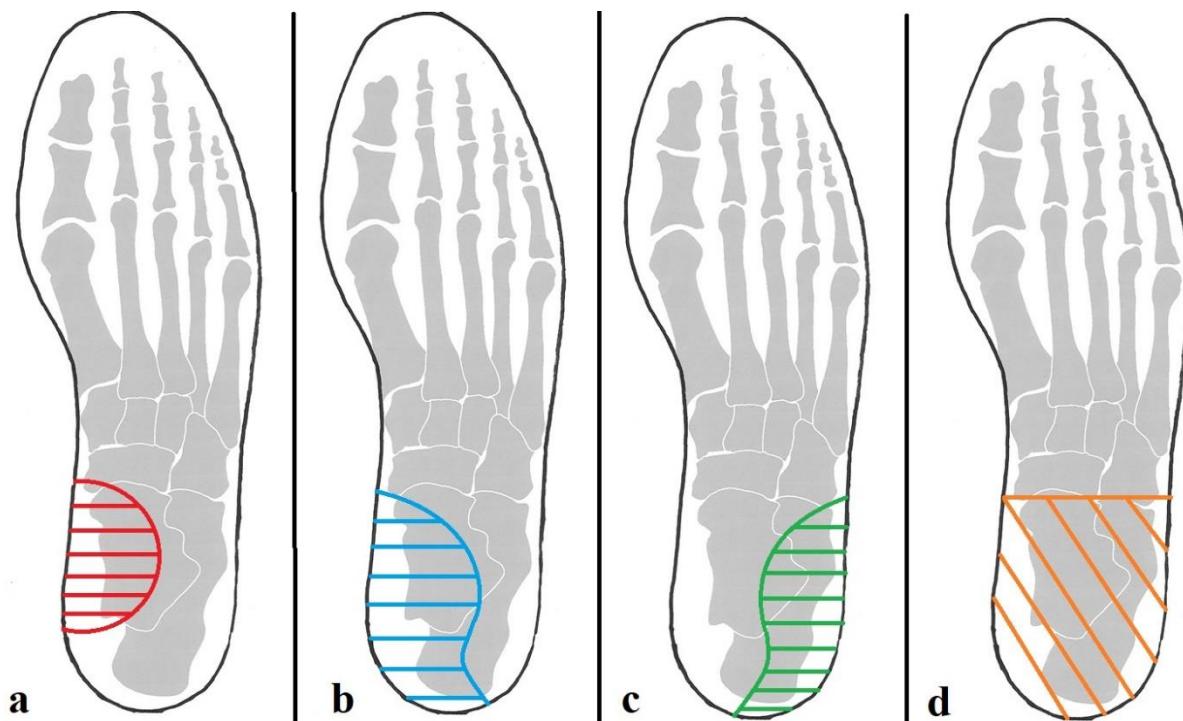
Le coin calcanéen interne (CCI) est placé sous la partie antéro-interne du tarse postérieur (figure 22a). Souvent de faible épaisseur car utilisé en stimulation, cet élément permet de contrecarrer la pronation de l'arrière-pied. Quand il est placé sous les deux pieds, il crée une rotation externe des membres inférieurs alors qu'il provoque une rotation et une translation homolatérale du bassin lorsqu'il est utilisé sous un seul pied (Foisy et coll., 2015; Samper et coll., 2014).

Le coin supinateur postérieur (CSP), ou cale interne, est placé sur l'ensemble de la partie interne du tarse (figure 22b). Il permet de s'opposer au valgus du pied (Dedieu, Drigard, Gjini, Dal Maso, & Zanone, 2013; Mündermann et coll., 2003). Il augmente la supination de la cheville (Dixon & McNally, 2008; Mündermann et coll., 2006; Rodrigues, Chang, TenBroek, & Hamill, 2013) et la pression plantaire au niveau de l'arrière pied du côté externe (Dixon & McNally, 2008), ce qui explique les effets positifs de cet élément sur le traitement de la douleur engendrée par un pied plat (Yurt, Şener, & Yakut, 2018). L'activité musculaire des muscles extrinsèques (tibia antérieur, long fibulaire et le triceps sural) est diminuée à la marche (Dedieu et coll., 2013; Murley & Bird, 2006). Il permet aussi une activation plus tardive du triceps sural à la marche (Dedieu et coll., 2013).

Le moment maximal de rotation externe du genou est réduit avec l'emploi de cet élément (Mündermann et coll., 2006), ce qui permet de diminuer la douleur chez des patients souffrant du syndrome fémoro-patellaire (Bahramian, Aminian, Bagherzadeh, Fardipoor, & Kashani, 2017). Le CSP favorise la stabilisation de la posture debout dans le plan médio-latéral (Ganesan, Lee, & Aruin, 2014), excepté chez les sujets pronateurs (Hemmati, Forghany, & Nester, 2014). Qu'il soit utilisé de manière unilatérale ou bilatérale, le CSP entraîne les mêmes effets que le CCI. L'utilisation du CSP chez des coureurs présentant des pieds plats diminue la consommation d'oxygène, la VO₂ max et la fréquence cardiaque lors d'un exercice sous maximal (Sadeghi et coll., 2013).

Le coin pronateur postérieur (CPP), ou cale externe, est placé sous toute la partie externe du tarse (figure 22c). Il permet de s'opposer au varus du pied (Butler, Barrios, Royer, & Davis, 2009; Dessery, Belzile, Turmel, & Corbeil, 2017). Il entraîne une diminution de l'activité EMG des longs fibulaires et du moyen fessier (Lack, Barton, Woledge, Laupheimer, & Morrissey, 2014b; Moisan & Cantin, 2016), de la rotation interne et du moment d'adduction à la marche (Allan, Woodburn, Telfer, Abbott, & Steultjens, 2017; Butler et coll., 2009; Dessery et coll., 2017; Lack et coll., 2014b) et du pic de force verticale lors de l'impact avec le sol (Barrios & Willson, 2017). Il facilite l'équilibre de la posture debout dans le plan frontal (Ganesan et coll., 2014). Il entraîne une rotation interne des membres inférieurs lorsqu'il est utilisé de manière bilatérale. Utilisé unilatéralement, il provoque une rotation et une translation controlatérale du bassin. Bien que cet élément soit souvent utilisé dans le traitement de l'arthrose du compartiment interne du genou, il ne permet pas de réduire la douleur de cette pathologie (Bennell et coll., 2011; Dessery et coll., 2017).

La talonnette est un élément placé sous tout l'arrière-pied (figure 22d). Son objectif est de surélever le talon par rapport à l'avant-pied. Elle permet de compenser une inégalité de longueur des membres inférieurs (Brady, Dean, Skinner, & Gross, 2003). A la marche, la surélévation des talons induit une flexion plantaire de la cheville et une flexion du genou plus importantes (Mika et coll., 2012). Elle entraîne une augmentation de l'activité EMG du tibial antérieur, du gastrocnémien interne, du droit fémoral et des érecteurs spinaux (Barton, Coyle, & Tinley, 2009; Mika et coll., 2012). Quand elle est utilisée bilatéralement et conçue avec des matériaux durs, elle crée un déport du corps vers l'avant, et, si le matériau est plus souple, un déplacement du corps vers l'arrière. Utilisée unilatéralement, elle engendre une rotation interne homolatérale du corps.



*Figure 22. Exemple d'éléments orthopédiques placés sous l'arrière-pied.
a : Coin calcanéen interne ; b : Coin supinateur postérieur ; c : Coin pronateur postérieur ; d : Talonnette*

3.4.3 Efficacité thérapeutique des semelles orthopédiques

Les résultats des études menées en podologie sur une même pathologie sont difficilement comparables du fait de la diversité des semelles orthopédiques et des caractéristiques des sujets. Dans leur revue de littérature, effectuée sur 3192 études réalisées en podologie, Richter, Austin, et Reinking (2011) ont observé que l'utilisation de semelles orthopédiques a entraîné une réduction significative de la douleur chez les patients dans seulement 22 études. Kendall et coll. (2014) ont aussi montré que les effets de semelles orthopédiques sur la réduction de la douleur chez des patients lombalgiques sont très variables car ils dépendent du type de pied et du type de semelle utilisée. A l'inverse, Hill et coll. (2016) ont démontré que la personnalisation de l'analyse et de la conception des semelles améliore la mobilité de sujets lombalgiques. Lorsque la semelle orthopédique est adaptée à chaque sujet, elle permet de diminuer respectivement de 28% et de 41% le risque de blessures et de fractures de fatigue chez le sportif (Bonanno et coll., 2016; Mayor, 2016).

4 PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES

La revue de littérature effectuée auparavant montre qu'une épreuve d'ultra-trail entraîne inévitablement une fatigue de l'appareil locomoteur qui engendre des modifications sur les plans neuro-musculaires, biomécaniques et physiologiques qui altèrent la performance. Le contrôle postural lors du maintien de la posture debout est aussi modifié dans les plans sagittaux et frontaux et de même que la répartition de la pression sous les pieds, ce qui augmente le risque de blessures, notamment sous l'avant-pied.

L'utilisation de semelles orthopédiques appropriées en course à pied peut permettre de contrecarrer certains de ces effets, et apporter ainsi des solutions curatives et préventives de certaines blessures de l'avant-pied.

Cependant, plusieurs problématiques se posent car d'une part, certaines modifications lors d'un ultra-trail demeurent mal connues, voire inconnues, et d'autre part, les caractéristiques de l'élément orthopédique (matériel, type, placement) et son efficacité restent à préciser. C'est dans ce cadre que 3 études ont été réalisées lors de cette thèse pour répondre à ces problématiques.

La première étude avait pour objectif de mesurer les modifications de l'équilibre postural, de la pression plantaire et des dimensions du pied au cours d'une épreuve d'ultra-trail. Au regard de la revue de littérature, nous avons supposé que :

- 1) le déplacement de centre de pression vers l'avant lors du maintien de la posture debout est plus important avec l'instauration de la fatigue
- 2) la pression plantaire augmente sous les avant-pieds à cause du déport antérieur du CdP
- 3) la longueur du pied augmente.

La seconde étude avait pour objectif d'évaluer l'effet de l'utilisation d'une barre rétro-capitale (BRC) sous l'avant-pied sur le déplacement du CdP et des articulations sus-jacentes de la cheville et sur la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout. Nous avons émis les hypothèses que l'utilisation d'un élément BRC en bilatéral permet :

- 1) de déplacer le centre de pression vers l'arrière ainsi que les articulations sus-jacentes de la cheville
- 2) de réduire la pression plantaire sous l'avant-pied.

La troisième étude avait pour objectif d'évaluer l'effet immédiat, à court terme (après 4 semaines) et à moyen terme (après 12 semaines) de l'utilisation bilatérale d'éléments BRC sur le contrôle postural et la biomécanique de la course à pied. Nos hypothèses pour cette étude étaient que :

- 1) les pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes sont diminuées pendant la course
- 2) la position des articulations de la cheville, du genou et de la hanche ainsi que l'activité musculaire des muscles postérieurs, sont modifiées après 4 semaines d'utilisation des éléments BRC
- 3) les pressions plantaires statiques sont diminuées et le CdP recule après 4 semaines d'utilisation
- 4) la plupart de ces effets sont réduits après 12 semaines d'utilisation par principe d'accommodation.

5 EVOLUTION DU DEPLACEMENT DU CENTRE DE PRESSION, DE LA REPARTITION DE LA PRESSION PLANTAIRE ET DES MESURES DES PIEDS PENDANT UN ULTRA-TRAIL

Cette étude a fait l'objet de :

- un article original

S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, O. Garsin, M. Vermand & P. Joly. **Changes in foot measurements, plantar pressure and postural position during a Mountain Ultra-Marathon race.** *Science & Sports (sous presse)*

+Model
SCISPO 3308 1–7

ARTICLE IN PRESS

Science & Sports (2019) xxxx, xxx.e1–xxx.e7



Disponible en ligne sur
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com



ORIGINAL ARTICLE

Changes in foot measurements, plantar pressure and postural position during a mountain ultra-marathon race

Modifications des mesures des pieds, de la pression plantaire et de la posture pendant un ultra-trail en montagne

S. Vermand^{a,c,d,*}, S. Duc^b, F.J. Ferrari^d, O. Garsin^d,
M. Vermand^e, P. Joly^a

^a Q2 ^b Laboratory of Engineering and Materials Science (LISM EA4695), University of Reims Champagne-Ardenne, France

^c Q3 ^b Research Group In Engineering Sciences (GRESPI EA 4694), University of Reims Champagne-Ardenne, France

^c Q4 ^c Podiatrist office and postural study, Amiens, France

^d Association of sport's podiatrist Podo'xygène, Tourcoing, France

^e Mines School, Campus ARTEM, Nancy, France

Received 17 April 2018; accepted 19 December 2018

KEYWORDS

Running;
Fatigue;
Center of pressure;
Foot width;
Foot length;
Pressure

Summary

Objectives. – The aim of this study was to compare the plantar pressure distribution and foot measurements during standing posture before, during and after a mountain ultra-trail race.

Methods. – Thirty-eight runners were tested before (km-0) and after (km-171) of the Ultra-Trail Mont-Blanc 2016. Ten runners among of them were also tested at three checkpoints (km-49, km-79 and km-124). Standing erected posture was recorded on a stabilometric platform and was analyzed by the mean position of the center of pressure (CoP) on the antero-posterior (Y_{CoP}) and medio-lateral (X_{CoP}) axis. The relative body weight under the forefoot (FFP), the foot length (LF) and the front foot width (WFF) were also measured. The rating of perceived overall fatigue (RPF) was evaluated by Borg scale.

Results. – Y_{CoP} moved forward ($P < 0.05$) after the UTMB while FFP and WFF were increased ($P < 0.05$). Changes in Y_{CoP} and changes in FFP were positively correlated ($r = 0.47$, $P < 0.05$). Y_{CoP} , FFP and RPF increased significantly ($P < 0.05$) from the start to km-79 but were unchanged between km-79 to km-171. WFF increased at km-79 then remain unchanged until the end. X_{CoP} and LF were unaltered throughout the UTMB.

* Corresponding author at: Laboratory of Engineering and Materials Science (LISM EA4695), University of Reims Champagne-Ardenne, France.

E-mail address: stephane.vermand@gmail.com (S. Vermand).

<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.12.009>

0765-1597/© 2019 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

32
33
34
35
36
37

MOTS CLÉS

Course à pied ;
Fatigue ;
Centre de pression ;
Largeur de pied ;
Longueur du pied ;
Pression

38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Conclusions.— The increase of the forefoot plantar pressure is related to the forward displacement of CoP. These results explain probably why many runners have injuries in this area during a MUM. The increase of the front foot width should be taken into account for the choice of the running shoes, as much as the foot length.

© 2019 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Résumé

Objectif.— Le but de cette étude était de d'évaluer les modifications des pressions plantaires, des mesures du pied et de la posture, en position debout avant, pendant et après une course d'ultra-trail en montagne.

Méthodes.— Trente-huit coureurs ont été testés avant (km-0) et après (km-171) de l'ultra-trail Mont-Blanc 2016. Dix coureurs parmi eux ont également été testés à trois points de contrôle (km-49, km-79 et km-124). La posture debout a été enregistrée sur une plate-forme stadiométrique permettant d'établir la position moyenne du centre de pression (CoP) sur l'axe antéro-postérieur (YCoP) et médio-latéral (XCoP). Le poids corporel relatif sous l'avant-pied (FPP), la longueur du pied (LF) et la largeur du pied avant (WFF) ont également été mesurés.

L'évaluation de la fatigue globale perçue (RPF) a été évaluée par échelle de Borg.

Résultat.— YCoP a avancé ($p < 0,05$) après l'UTMB tandis que FPP et WFF ont augmenté ($p < 0,05$). Les changements de YCoP et les changements de FPP étaient positivement corrélés ($r = 0,47$, $p < 0,05$). YCoP, FPP et RPF ont augmenté significativement ($p < 0,05$) du début au km-79, mais sont demeurés inchangés entre le km-79 et le km-171. Le WFF a augmenté au km-79 puis reste inchangé jusqu'à la fin. XCoP et LF étaient inchangés tout au long de l'UTMB.

Conclusions.— L'augmentation de la pression plantaire sous l'avant-pied est liée au déplacement vers l'avant de la CoP. Ces résultats expliquent probablement pourquoi de nombreux coureurs ont des blessures dans cette zone au cours d'une MUM. L'augmentation de la largeur du pied avant doit être prise en compte pour le choix des chaussures de course, autant que la longueur du pied.

© 2019 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

61

1. Introduction

Q5 Foot injuries, including stress fractures of the metatarsal heads, represent a large part (15%) of the all injuries observed after a long distance running race, i.e. a marathon [1–3]. The appearance of these injuries seems to be related to the increase of the ground reaction force under the front feet. Previous studies showed that the plantar pressure under the forefoot increased after a running race [1,4] or after an exhaustive laboratory running exercise [3,5,6]. Changes in foot architecture, such as a decrease of navicular height [7] or a widening of forefoot [8] or joint movement [9], and increase of muscular fatigue can also explain foot injuries [10,11]. Finally, the use of an orthopedic insole can be used to prevent most of these changes, and thus, would decrease the injury risk in this area. However, the measure of plantar pressure of a runner by a podiatrist is generally performed in rest without previous long distance running exercise and in a non-fatigued state. In addition, the evolution of the forefoot plantar pressure and foot measurements during a long distance running race in natural terrain (i.e. trail) remain unknown in spite of several recent scientific studies in ultra-trail runners [12–17].

Mountain ultra-marathons (MUMs; e.g., Western States 100, Ultra-trail du Mont-Blanc, Tor des Géants) represent an

opportunity to investigate the physiological responses of the human body when pushed to its limits because they comprise running/walking usually in high altitude on mountain trails with positive and negative slopes over a distance longer than the traditional marathon [18]. In addition, MUMs longer than 100 hours involve sleep deprivation [19], which is not an issue in shorter events. Several previous studies have already assessed the acute consequences of MUM on muscle damage and inflammation [13], muscular fatigue and neuromuscular function [12,13,16,20], running mechanics [15–17,21,22], energy cost [22] and postural control [14] but none of them have assessed the consequences of such an extreme event on foot measurements and plantar pressure.

Interestingly, each of the characteristics (e.g., unstable ground, muscle fatigue/damage, sleep deprivation, high altitude) of MUM is likely to impair plantar pressure and foot characteristics to a large extent. In this study, we aimed to compare the foot pressure, the length and the width of the foot by using data recorded prior to, during and after the world's popular single-stage MUM in the world, i.e. Ultra-Trail Mont-Blanc (UTMB). We tested the hypothesis that CoP of move forward due to muscle fatigue, and thus involve an increase of the pressure under the forefoot. In addition, we supposed that both foot length and width of the front foot increase throughout the MUM race.

110 **2. Methods**111 **2.1. Experimental design**

112 The race supporting this study was the Ultra-Trail Mont-
 113 Blanc (UTMB®) 2016 (171 km, 10,000 m positive elevation).
 114 The race included sixteen checkpoints with five with toler-
 115 ated assistance, and thus where testing is allowed without
 116 stopping is mandatory.

117 The runners were tested five times: before the run (Chamonix,
 118 France, altitude 1035 m, km-0, PRE-); during the
 119 run five minutes after their arrival (les Chapieux, France,
 120 altitude 1554 m, km-49, MID49-; Courmayeur, Italy, altitude
 121 1195 m, km-79, MID79-; Champex, Switzerland, altitude
 122 1465 m, km-124, MID124-); and approximately 5 minutes
 123 after the run (Chamonix, France, altitude 1035 m, km-0,
 124 POST-).

125 **2.2. Ethic statement**

126 All subjects were fully informed of the procedure and the
 127 risks involved. They were allowed to stop the study at all
 128 times and to refuse to perform the tests. The study was
 129 approved by the institutional ethics committee of the Uni-
 130 versity of Reims Champagne-Ardennes. All subjects provided
 131 written, voluntary, informed consent prior to participation.
 132 The experiment was conducted according to the Declaration
 133 of Helsinki.

134 **2.3. Population**

135 Thirty-eight runners (35 men and 3 women) took part in the
 136 present study at the beginning and the end, and 10 of them
 137 took part in the five testing sessions (i.e., PRE-, MID49-,
 138 MID79-, MID124- and POST-). All subjects were experienced
 139 in ultra-marathons/trails. Two subgroups of runners (PRE-
 140 MIDs-POST, n = 10; PRE-POST, n = 38) were considered in the
 141 present. There was no significant difference between the
 142 two groups for any characteristics.

143 **2.4. Postural stability protocol**

144 During the five test sessions, we used a platform coupling
 145 posturography and baropodometry (Fusyo-Medicapteur,
 146 Toulouse, France; Dekra certification) at a 40-Hz sampling
 147 rate. CoP data were recorded using Fusyo software (V1.2.1
 148 – Medicapteur, Toulouse, France). The posturographic
 149 platform was equipped with three pressure gauges (hysteresis < 0.2%) and the baropodometric part was equipped with
 150 2304 sensors pressures. Signal processing was accomplished
 151 using a 16-bit A/D converter. The duration of each test was
 152 51.2 seconds, resulting in a 2048-point time series.

153 The subjects were placed barefoot and their feet formed
 154 a 30° angle relative to each other with an inter-heel distance
 155 of 4 cm via a shim provided by the manufacturer. Their legs
 156 were extended, and the subjects were first instructed to
 157 maintain their balance with open eyes. They were instructed
 158 to keep their arms parallel to the trunk in relaxed position
 159 and to look straight ahead a fixed target placed at a distance
 160 of 90 cm on a wall at the level of their eyes. They were

instructed to stand double-leg on the platform while trying
 to maintain postural stability during the trials in all sessions.
 Only one postural test was performed in each test session. To
 limit testing time, no familiarisation session was conducted.

162 **2.5. Foot measurement protocol**

163 Foot measurements were performed barefoot, by a podiatrist
 164 in the same subject's position. The length of each foot
 165 (LF) was measured using a rule graduated in mm (Kapro®,
 166 Lake Mills, USA) equipped with a cursor placed at the most
 167 anterior point of the foot [23]. The width of each fore-
 168 foot (WFF) was determined between the first and the fifth
 169 metatarsal head [23] by an electronic caliper graduated in
 170 mm (Dexter, Lille, France).

171 **2.6. Perceived overall fatigue**

172 The rating of perceived fatigue (RPF) was measured at the
 173 end of each test session using a visual numeric scale graded
 174 from 6 to 20 like to RPE Borg's scale [24].

175 **2.7. Data acquisition**

176 CoP data were collected to extract postural stability param-
 177 eters: average position of CoP in AP and ML axis; and
 178 distribution of plantar pressure in percentage of bodyweight
 179 under the forefoot (FFP). The average position of CoP in AP
 180 (Y_{CoP}) and ML axis (X_{CoP}) were measured in cm with respect to
 181 the platform reference point. The forefoot and rearfoot sur-
 182 faces were identified by a median which was drawn from the
 183 half-distance between the most anterior and the most pos-
 184 terior points of each foot compared to the baropodometric
 185 footprint. FPP was averaged between the two feet.

186 **2.8. Statistical analyses**

187 All data presented in the text and tables are the mean
 188 value \pm SD. Data were screened for normality of distribution
 189 and homogeneity of variance using Shapiro-Wilk normality
 190 tests, respectively. Since all data did not show a normal
 191 distribution, statistical analysis was performed with using
 192 non-parametric tests.

193 To compare means for each dependent variable (pos-
 194 tural stability parameters, foot pressure distribution and
 195 foot measurement parameters) between the two indepen-
 196 dent experimental sessions (pre, post), we used a Wilcoxon
 197 signed-rank test for each dependent variable. To com-
 198 pare means for each dependent variable (postural stability,
 199 foot pressure distribution and foot measurement parame-
 200 ters) between the five independent experimental sessions
 201 (PRE, MID49, MID79, MID124, POST), we used a Friedman
 202 Anova test for each dependent variable followed by post-
 203 hoc Tukey tests. Spearman's rank correlation coefficient
 204 was calculated between PRE- to POST-MUM changes in pos-
 205 tural stability, foot pressure distribution parameters and
 206 perceived overall fatigue. To compare the 2 groups, a
 207 Wilcoxon-Mann-Whitney test was used.

208 For all statistical analyses, a P-value of 0.05 was accepted
 209 as the level of significance. Statistical analyses were com-

	Start	Finish
RPF	6	16 (± 3)*
LF, (mm)		
Right	265,9 ($\pm 13,2$)	267,2 ($\pm 12,1$)
Left	267,8 ($\pm 13,8$)	269,3 ($\pm 12,7$)
WFF, (mm)		
Right	103,8 ($\pm 5,6$)	105,8 ($\pm 5,3$)*
Left	103,9 ($\pm 5,3$)	106,1 ($\pm 4,9$)*
Y _{CoP} , (mm)	-37,1 ($\pm 15,1$)	-20,3 ($\pm 14,43$)*
X _{CoP} , (mm)	-2,1 ($\pm 6,1$)	-4,4 ($\pm 7,4$)
FFP, (% of body weight)	46,8 ($\pm 7,9$)	50,6 ($\pm 7,9$)*

Q8 Significant difference are indicated by * ($P < 0.05$).

214 puted using commercially available software (Statistica
215 version 10; StatSoft Inc., USA).

216 3. Results

217 Thirty-eight subjects completed the UTMB race. Mean
218 ($\pm SD$) race time was 41:34:23 \pm 4:12:17 (Range: 37:14:00
219 – 46:08:15).

220 3.1. Data comparison before and after the UTMB 221 ($n = 38$)

222 The rating of perceived overall fatigue (RPF) was signifi-
223 cantly ($P < 0.01$) increased from 6.0 ± 0.0 at the start to
224 16.0 ± 3.2 at the end of UTMB. Table 1 shows the average
225 position of CoP and the foot characteristics measured before
226 and after the UTMB. The CoP moved significantly ($P < 0.01$)
227 ~ 17 mm forward after UTMB. The medio-lateral position of
228 CoP (X_{CoP}) was unchanged. The forefoot plantar pressure
229 (FFP) was significantly increase by $\sim 8.1\%$ after the UTMB.
230 Although the length of the right and left foot (LF) was unal-
231 tered after the UTMB, the width of the left and right forefoot
232 (WFF) was significantly ($P < 0.01$) increase by 1.9% and 2.2%
233 respectively.

234 We found a positive weak correlation between changes
235 in Y_{CoP} and changes in FFP ($r = 0.47$, $P < 0.05$). All the other
236 variables were not significantly correlated.

237 3.2. Data comparison throughout the UTMB ($n = 10$)

238 Table 2 reports the CoP of and foot characteristics data
239 obtained in ten subjects before the start (km-0), at three
240 check points (km-49, km-79, km-124) and after the arrival
241 (km-171). RPF increased continuously during the UTMB race
242 and it reached its maximum value at the finish line. Signifi-
243 cant higher values of RPF were measured at km-79, km-124
244 and km-171 when compared to km-0 ($P < 0.05$) and to km-
245 49 ($P < 0.05$). A significant difference in RPF was also found
246 between km-0 ($P < 0.05$) and km-49 ($P < 0.05$). No significant

differences in RPF were found between km-79, km-124 and
247 km-171.

No significant changes in the length of the right and
248 the left foot were observed throughout the UTMB race. In
249 contrast, width of the right and the left forefoot were signifi-
250 cantly higher at km-79, km-124 and km-171 when compared
251 to km-0 ($P < 0.05$) and km-49 ($P < 0.05$). No significant differ-
252 ences in forefoot width were found between km-0 and km-49
253 nor between km-79, km-124 and km-171. The Y_{CoP} was signifi-
254 cantly decreased between km-0 and km-49 ($P < 0.05$) then
255 between km-49 and km-79 ($P < 0.05$) but remained constant
256 between km-79 and the finish line. The X_{CoP} was not signifi-
257 cantly changed throughout the UTMB. These results indicate
258 that the CoP moved toward on the antero-posterior axis but
259 was unchanged on the medio-lateral axis. The FFP was sig-
260 nificantly higher throughout the UTMB race when compared
261 to km-0 ($P < 0.05$). A significant difference in FFP was also
262 found between km-0 and km-49 ($P < 0.05$) and between km-
263 49 and km-79. No significant differences in FFP were found
264 between km-79, km-124 and km-171.

265 4. Discussion

The main result of the study was that the pressure under the
266 forefoot increase during a 171 km MUM race due to the for-
267 ward displacement of center of pressure. In addition, while
268 the length of the foot was unchanged, the forefoot width
269 increased apart the middle of a 171 km MUM race.

Alterations of standing postural control during a MUM
270 race had ever been reported by Degache et al. [14]. Postural
271 sway parameters of experienced runners were primarily
272 affected at the end of the Tor des Géants (TdG) in the
273 frontal plane (AP direction) with reduced effects in sagittal
274 plane (ML direction). Tdg (330 km) is carried out over several
275 days (between 4 and 7) thus inducing a large magnitude of
276 sleep deprivation compared to shorter MUMs such as UTMB.
277 However, since none significant alteration in postural control
278 have been observed in control group with similar sleep
279 deprivation, these postural changes have been attributed to
280 increase of general fatigue.

Our results are partly agree with those of Degache et al.
281 [14] since we observed that CoP moved in forward direction
282 from km-0 to km-79 but remained in the same position in AP
283 axis until the end of the UTMB. While they focused to the
284 range of CoP sway in AP and ML directions, we chosen to
285 analyze the average position of COP on AP and ML axes to
286 determine the equilibration strategy of each runner. Thus,
287 even if the runner increases the length of his displacements
288 in the AP and ML planes, the average position is only altered
289 in the plane AP showing that the current changes its stabil-
290 ization pattern forward. This change is largely explained by
291 unidirectional running gesture in the sagittal plane and the
292 modification of the efforts related to the race profile (climb,
293 flat, descent) where the body alternates between the front
294 and rear positions to stabilize. In addition, the changes in the
295 ML plan found themselves on a much longer ordeal (Tor des
296 Giants, 330 km) where the conditions of sleep and fatigue
297 are much greater.

We found no significant correlation between changes
298 in CoP in AP direction and changes in rating of per-
299 ceived fatigue. However, RPF and Y_{CoP} changed in same way

Table 2 Rating of perceived overall fatigue (RPF), length of foot (LF), width of forefoot (WFF), average position of Center of Pressure on the antero-posterior axis (XCoP) and on the medio-lateral axis (YCoP), forefoot plantar pressure (FFP) measured before the start, at the three check points and after at the arrival of the UTMB race.

	Chamonix PRE	Chapieux Km-49	CourmayeurKm-79	ChampexKm-124)	Chamonix POST
RPF	6	12 (± 2) ^a	15 (± 1) ^{a,b}	16 (± 1) ^{a,b}	17 (± 3) ^{a,b}
LF, (mm)					
Right	271,4 ($\pm 0,8$)	270,6 ($\pm 0,9$)	271,6 ($\pm 0,9$)	271,7 ($\pm 0,8$)	272,1 ($\pm 0,8$)
Left	273,5 ($\pm 0,9$)	271,8 (± 1)	272,8 ($\pm 0,9$)	271,3 ($\pm 1,1$)	274,5 (± 1)
WFF, (mm)					
Right	105,8 ($\pm 4,2$)	105,2 ($\pm 3,7$)	108,4 ($\pm 3,5$) ^{a,b}	108, 9 ($\pm 3,2$) ^{a,b}	108,5 ($\pm 3,8$) ^{a,b}
Left	104,8 ($\pm 4,4$)	105,2 ($\pm 4,2$)	106,9 ($\pm 3,2$) ^{a,b}	107,7 ($\pm 4,5$) ^{a,b}	108 ($\pm 3,6$) ^{a,b}
Y _{CoP} , (mm)	-31,8 ($\pm 11,7$)	-24,2 (± 11) ^a	-20,7 ($\pm 10,8$) ^{a,b}	-21,8 ($\pm 9,4$) ^{a,b}	-21,1 ($\pm 13,7$) ^{a,b}
X _{CoP} , (mm)	-4,3 ($\pm 9,2$)	-0,6 ($\pm 7,1$)	-2,1 ($\pm 5,2$)	-1,2 ($\pm 7,8$)	-3,1 ($\pm 5,2$)
FFP, (% of body weight)	47,5 ($\pm 3,5$)	52 ($\pm 5,1$) ^a	54,5 ($\pm 3,3$) ^{a,b}	54,2 ($\pm 4,3$) ^{a,b}	53 ($\pm 3,9$) ^{a,b}

Significant differences ($P < 0,05$) when compared to km-0 and to km-49 are indicated by "a" and "b", respectively.

throughout UTMB since they increased from km-0 to km-79 and remained constant until the end of the race. These concomitant evolutions confirm that the standing postural control is related in part to the occurrence of fatigue.

It has been suggested that alteration of standing postural control after a MUM race were related to the neuromuscular fatigue of lower limb [14]. It has been shown that maximal voluntary isometric force of knee extensors and foot plantar flexors decreased significantly in the middle and at the end of a Mountain Ultra Marathon (MUM), such as Ultra-Trail Mont-Blanc (UTMB) or Tor des Géants [12,13,16]. The increase in muscle fatigue of the plantar flexors is directly related to the increase of support under the feet [25] by increasing the foot-to-ground angle at impact [16]. In the present study, the decrease of force production ability combined with an increase in reaction time to an external stimulus [12,13,16] could explained the observed forward displacement of CoP. As the oscillatory movements became more important during standing [14], the central nervous system chosen to skip between the ankle strategy to the hip strategy for postural control in order to save energy. As the talo-crural joint was more locked, the CoP moved forward, and thus, the plantar pressure under the forefoot was increased. However, the higher forefoot plantar pressure could also be a result of a lowering of the arch of the foot since it has been reported that navicular drop was decreased at the end of a road Half Marathon [7].

Our result is in accordance with several previous studies who shown that plantar pressure under the forefoot was increased during an exhausted laboratory running exercise [3,6] or after a race [1,4]. Moreover, as in the present study, Vie et al. [5] found a positive relationship between the forward displacement of the CoP and the increase of forefoot plantar pressure. Exercise modality for assessing plantar pressure after a prolonged running does not to be dependent factor since the increase in forefoot plantar pressure was observed during walking [1,4], running [3,6] or in a static standing position [5].

Our hypothesis that foot measurements are changed during a MUM race is partly validated since we observe that the forefoot width was significantly higher during the second part of the race while the foot length was unchanged.

The increase of the forefoot width had ever been observed during a laboratory running exercise at $4\text{m}.\text{s}^{-1}$ in trained runners [8] without notion of fatigue of a race. In addition, it is known that the joints of the feet (in particular of the back foot) undergo movements during the race [9]. This fatigue and the repetition of the gesture causes a fall of the navicular bone at the end of a half-marathon [7]. These results are in line with ours and show changes in the architecture of the feet during races. However, our results occur only from the km-49 contrary to the navicular fall appearing from km-21. During a MUM, the repetition of stride (several thousand hundreds of cycles) combined with the instability of ground support and the increase of muscular fatigue [12,13,16] could explain the widening of the forefoot but especially that this modification persists starting from km-49.

5. Practical applications

These results show some practical applications for reducing the risk of low limb injuries during long distance running. The increase of plantar pressure under the forefoot can involve higher risk of metatarsalgia and stress fracture in this area. In the case of these injuries, the runner have to rest and therefore suspend his training. Treatment by individual orthopedic soles could be proposed in prevention to the forward displacement of CoP, and, thus, could potentially reduce the pressure under this forefoot [26,27].

The second practical application of this study is related to the modification of the forefoot width during a MUM without changing the length. Most of runners choose their shoes with an extra size without paying attention to the width. The increase of forefoot width can involve blisters and wounds due to the higher compression of the forefoot by the shoe. Therefore, runners that engaged in long distance MUM race should to use larger shoe in the forefoot area to prevent this phenomenon. However, starting with a wider shoe can cause a significant risk of friction. This change may occur around kilometer 79, when the width actually changes during the race. However, this strategy is only possible today with some brands offering different widths whereas for the majority of

387 commercial shoes the increase of the width of the forefoot
388 goes with an increase of the length.

389 5.1. Limits of the study and perspectives

390 The first limit of this study is that only 10 subjects of the
391 38 completed the UTMB have been tested between the start
392 and the finish line. The second limit is that these athletes did
393 not performed all the tests at the same time of day which
394 could affect the postural response [28].

395 Future studies should evaluate knee, hip, shoulder and
396 head positions on anterior-posterior axis in order to explain
397 why the CoP moved forward with the occurrence of the
398 fatigue after a MUM race. Dynamic evaluation of the
399 stride during long distance running, notably the pronation-
400 supination degree, the navicular height and the position of
401 calcaneus would be interested to understand the foot mea-
402 surement changes.

403 6. Conclusion

404 This study showed that a 171-km running MUM involved a
405 forward displacement of centre of pressure during a stand-
406 ing erected position which increased the forefoot pressure.
407 These results could explain the higher risk of injury for
408 trail long distance runners in this area. The increase of the
409 forefoot width observed in the present study should be con-
410 sidered for the choice of running shoes by practisers.

411 Disclosure of interest

412 The authors declare that they have no competing interest.

413 Acknowledgments

414 We thank the organization of the UTMB and in particular
415 the medical pole for the freedom of organization that we
416 had during the race. Another thank you goes to all my
417 podiatrist collaborators, the podo'xygene association, for
418 their dedication and their help. I am particularly grateful to
419 Pierre-Franck Varvenne, Amandine Ramos, Aurélie Couffort,
420 Noémie Topsent, Audrey Vermand, Vianney Trachet, Laurent
421 Besson, Thomas Bourgine, Thomas Mounet, Alexandre Gely
422 and Sylvain Breton for their dedication, voluntarism and pro-
423 fessionalism in the development of this study. The greatest
424 thanks go directly to the runners for their participation and
425 the inconvenience that we have created for them during
426 such an important race.

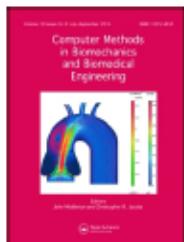
427 References

- [1] Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture* 2008;27:152–5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>.
- [2] Vitez L, Zupet P, Zadnik V, Drobnic M. Running injuries in the participants of Ljubljana Marathon. *Slov J Public Health* 2017;56:196–202, <http://dx.doi.org/10.1515/sjph-2017-0027>.
- [3] Weist R, Ells E, Rosenbaum D. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *Am J Sports Med* 2004;32:1893–8.
- [4] Karagounis P, Prionas G, Armenis E, Tsiganos G, Baltopoulos P. The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot Ankle Spec* 2009;2:173–8, <http://dx.doi.org/10.1177/1938640009342894>.
- [5] Vie B, Brerro-Saby C, Weber JP, Jammes Y. Decreased foot inversion force and increased plantar surface after maximal incremental running exercise. *Gait Posture* 2013;38:299–303, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.004>.
- [6] Wu W-L, Chang J-J, Wu J-H, Guo L-Y, Lin H-T. EMG and plantar pressure patterns after prolonged running. *Biomed Eng Appl Basis Commun* 2012, <http://dx.doi.org/10.4015/S1016237207000483>.
- [7] Cowley E, Marsden J. The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *J Foot Ankle Res* 2013;6:20, <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-6-20>.
- [8] Blenkinsopp R, Harland A, Prince D, Lucas T, Roberts J. A method to measure dynamic dorsal foot surface shape and deformation during linear running using digital image correlation. *Procedia Eng* 2012;34:266–71, <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.04.046>.
- [9] Arndt A, Wolf P, Liu A, Nester C, Stacoff A, Jones R, et al. Intrinsic foot kinematics measured *in vivo* during the stance phase of slow running. *J Biomech* 2007;40:2672–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.009>.
- [10] Arendt EA. Stress fractures and the female athlete. *Clin Orthop* 2000;372:131–8.
- [11] Bennell K, Matheson G, Meeuwisse W, Brukner P. Risk factors for stress fractures. *Sports Med* 1999;28:91–122, <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-19992802-00004>.
- [12] Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson R-C, et al. Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *Plos One* 2011;6:e17059, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0017059>.
- [13] Saugy J, Place N, Millet GY, Degache F, Schena F, Millet GP. Alterations of neuromuscular function after the world's most challenging mountain ultra-marathon. *Plos One* 2013;8:e65596, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0065596>.
- [14] Degache F, Zaen JV, Oehen L, Guex K, Trabucchi P, Millet G. Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultra-marathon. *Plos One* 2014;9:E84554, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0084554>.
- [15] Degache F, Morin J-B, Oehen L, Guex K, Giardini G, Schena F, et al. Running Mechanics during the world's most challenging mountain ultramarathon. *Int J Sports Physiol Perform* 2016;11:608–14, <http://dx.doi.org/10.1123/IJSP.2015-0238>.
- [16] Giandomini M, Gimenez P, Temesi J, Arnal PJ, Martin V, Rupp T, et al. Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact acceleration and lower leg kinematics. *Plos One* 2016;11:e0151687, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0151687>.
- [17] Giandomini M, Gimenez P, Millet GY, Morin J-B, Samozino P. Consequences of an ultra-trail on impact and lower limb kinematics in male and female runners. *Footwear Sci* 2013;5:S14–5, <http://dx.doi.org/10.1080/19424280.2013.799527>.
- [18] Vitiello D, Rupp T, Bussière J-L, Robach P, Polge A, Millet GY, et al. Myocardial damages and left and right ventricular strains after an extreme mountain ultra-long duration exercise. *Int J Cardiol* 2013;165:391–2, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijcard.2012.08.053>.
- [19] Doppelmayr MM, Finkernagel H, Doppelmayr HI. Changes in cognitive performance during a 216 kilometer extreme endurance footrace: a descriptive and prospective Study.

- 508 Percept Mot Skills 2005;100:473–87, <http://dx.doi.org/10.2466/pms.100.2.473-487>.
509 [20] Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi J-C, Geyssant
510 A, Bonnefoy R, et al. Central and peripheral contribu-
511 tions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill
512 run. *J Appl Physiol Bethesda Md 1985* 2010;108:1224–33,
513 <http://dx.doi.org/10.1152/japplphysiol.01202.2009>.
514 [21] Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY. Changes in run-
515 ning mechanics and spring – mass behavior induced by a
516 mountain ultra-marathon race. *J Biomech* 2011;44:1104–7,
517 <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.028>.
518 [22] Lazzer S, Salvadego D, Taboga P, Rejc E, Giovanello N, di Pram-
519 pero PE. Effects of the Etna uphill ultramarathon on energy
520 cost and mechanics of running. *Int J Sports Physiol Perform*
521 2015;10:238–47, <http://dx.doi.org/10.1123/ijssp.2014-0057>.
522 [23] Teyhen DS, Stoltzenberg BE, Collingsworth KM, Giesel CL,
523 Williams DG, Kardouni CH, et al. Dynamic plantar pres-
524 sure parameters associated with static arch height index
525 during gait. *Clin Biomech* 2009;24:391–6, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.006>.
526 [24] Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci
Sports Exerc* 1982;14:377–81.
527 [25] Christina KA, White SC, Gilchrist LA. Effect of localized muscle
528 fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci* 2001;20:257–76,
529 [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00048-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00048-3).
530 [26] Janin M, Toussaint L. Changes in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. *Gait
Posture* 2005;21(1):579, [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(05\)80259-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(05)80259-0).
531 [27] Yoon SW. Effect of the application of a metatarsal bar on
532 pressure in the metatarsal bones of the foot. *J Phys Ther Sci*
533 2015;27:2143–6, <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.27.2143>.
534 [28] Griddle PA, Hertel J. Changes in postural control during a 48-hr
535 sleep deprivation period. *Percept Mot Skills* 2004;99:1035–45,
536 <http://dx.doi.org/10.2466/pms.99.3.1035-1045>.
537

- un article publié dans le cadre du 42^{ème} congrès de la société française de Biomécanique Reims les 2 et 3 Novembre 2017

S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, PF Varvenne, O. Garcin, A. Ramos, A. Couffort, N. Topsent, V. Trachet, L. Besson, T. Bourgine, T. Mounet, A. Gely, S. Breton & P.Joly. **Postural position and architectural foot modifications during Mountain Ultra-Marathon.** *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 20 (2017) 205–206.



Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

ISSN: 1025-5842 (Print) 1476-8259 (Online) Journal homepage: <http://www.tandfonline.com/loi/gcmb20>

Postural position and architectural foot modifications during Mountain Ultra-Marathon

S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, PF Varvenne, O. Garcin, A. Ramos, A. Couffort, N. Topsent, V. Trachet, L. Besson, T. Bourgine, T. Mounet, A. Gely, S. Breton & P. Joly

To cite this article: S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, PF Varvenne, O. Garcin, A. Ramos, A. Couffort, N. Topsent, V. Trachet, L. Besson, T. Bourgine, T. Mounet, A. Gely, S. Breton & P. Joly (2017) Postural position and architectural foot modifications during Mountain Ultra-Marathon, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 20:sup1, 205-206, DOI: [10.1080/10255842.2017.1382934](https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382934)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2017.1382934>



© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group



Published online: 27 Oct 2017.



Submit your article to this journal



Article views: 1962



View related articles



View Crossmark data

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
<http://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=gcmb20>

Postural position and architectural foot modifications during Mountain Ultra-Marathon

S. Vermand^{a,c,d}, S. Duc^b, F.J. Ferrari^d, P.F. Varvenne^d, O. Garcin^d, A. Ramos^d, A. Couffort^d, N. Topsent^d, V. Trachet^d, L. Besson^d, T. Bourgine^d, T. Mounet^d, A. Gely^d, S. Breton^d and P. Joly^a

^aLaboratoire d'Ingénierie et Sciences des Matériaux (LISM), Université Reims Champagne-Ardenne, France; ^bGroupe de Recherche En Sciences Pour l'Ingénieur, Université Reims Champagne-Ardenne, France; ^cCabinet de podologie et d'étude posturale, Amiens, France; ^dAssociation de podologue du sport Podo'oxygène, Tourcoing, France

KEYWORDS Mountain ultra-marathon; foot; posture; plantar pressure; podiatry

1. Introduction

Long distance races increase the risk of injury to runners including fatigue fractures (Nagel et al. 2008). The body undergoes modifications in particular during the Mountain Ultra-Marathon (MUM) by increasing the displacement of the center of pressure on the antero-posterior and medio-lateral axis (Degache et al. 2014). The analysis of muscular response at UTMB® shows a modification to a voluntary contraction of knee extensors and plantar flexors of feet (Millet et al. 2011; Giandolini et al. 2016). These data provide biomechanical changes in the pitch frequency, contact time and knee or ankle joint angles after the same effort (Giandolini et al. 2013; Degache et al. 2016).

The objective of this study is therefore to evaluate, throughout a MUM, the changes in the position of the center of gravity, the pre-foot pressure and the overall foot architecture.

2. Methods

2.1. Population

A hundred UTMB® runners, 171 km and 10000 m of ascending elevation, (43.3 ± 8.8 yrs, 1.77 ± 0.07 m, 71.6 ± 9.6 kg) maintained a standing position erected for 51.2 seconds (AFP Norm) at different points of refueling: Chamonix (km 0, n=100), Chapieux (km 49, n=29), Courmayeur (km 79, n=11), Champex (km 124, n= 23), Chamonix (km 171, n=38).

2.2. Experimental Protocol

When each runner arrived at the checkpoint, he must maintain a standing position in the standard position (AFP standard) for 51.2 s. Before recording, the length

and width of the front feet were measured in this same position while the rider evaluates his fatigue.

2.3. Measures

The mean position of Center Of Pressure (COP) on Y and X axis and the percent of the weight of the forefoot (FFP) averaged between the two feet, were determined from a Fusyo stabilometry platform (Medicaptors®, Balma, France) at 40 Hz.

The width of the feet (WFF) was determined between the 1st and the 5th metatarsal head (Teyhen et al. 2009) by an electronic calliper graduated in mm (Dexter, Lille, France).

The length of each foot (LOF) was measured using a rule graduated in mm (Kapro, Lake Mills, USA) equipped with a cursor placed at the most anterior point of the foot (Teyhen et al. 2009).

A graded scale of fatigue of 6 to 20 (Borg 1982) evaluated the global state of exhaustion.

2.4. Statistical analyses

All the architectural data (LOF and WFF), fatigue scale, and stability (Y mean and X mean) and posturographic

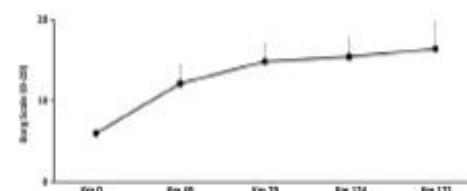


Figure 1. Evolution of fatigue during an Mountain Ultra-Marathon.

CONTACT S. Vermand  stephane.vermand@gmail.com

© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Table 1. Summary of data during MUM (significant effect with: a km 0, b km 49, c km 79, d km 124; p < 0,05).

Data studied		Chamonix km 0	Chapieux km 49	Courmayeur km 79	Champex km 124	Chamonix km 171
Borg Scale		6	12.1 ± 2.2 ^a	14.8 ± 2.1 ^{ab}	15.4 ± 2.2 ^{ab}	16.4 ± 3.2 ^{ab}
Length of foot (mm)	Right	265.9 ± 13.2	269.2 ± 13.5	271.3 ± 9.5	269.6 ± 9.9	267.2 ± 12.1
	Left	267.8 ± 13.8	270.9 ± 12.4	273 ± 8.7	271.1 ± 11.1	269.3 ± 12.7
Width of foot (mm)	Right	103.2 ± 6.1	103.1 ± 4.9	108.4 ± 3.3 ^{ab}	108.9 ± 4.2 ^{ab}	106.7 ± 5.2 ^{ab}
	Left	103.4 ± 6.2	104.1 ± 4.7	107.3 ± 3.8 ^{ab}	107.2 ± 4.3 ^{ab}	106.6 ± 4.8 ^{ab}
Ymean (mm)		-37.1 ± 15.1	-29.3 ± 11.7 ^a	-19.3 ± 11.3 ^a	-30.3 ± 13.9 ^a	-20.3 ± 14.4 ^a
Xmean (mm)		-2.1 ± 6.1	-1.3 ± 6.5	-2.2 ± 4.9	-0.28 ± 6.4	-4.4 ± 7.4
Front foot plantar pressure (% of BW)		47.4 ± 7.9	50.3 ± 5.5 ^a	54.8 ± 33.4 ^a	50.3 ± 5.3 ^a	50.2 ± 7.9 ^a

data (FFP) were tested from Wilcoxon's nonparametric test throughout the course of the race. A correlation coefficient was calculated by the Spearman test to determine the degree of linear relationship between all variables. The level of significance for all tests was set at the 5% threshold.

3. Results and discussion

The fatigue scale shows a significant increase in the feeling of fatigue between departure and km 50 (p<0.01) and between km 50 and km 80 (p<0.05) where it reaches its maximum and does not change until arrival.

The length of the right foot and the left foot does not change during the whole race.

WFF right and WFF left did not change significantly between the start and Chapieux, then widened significantly in Courmayeur (p<0.01) and then did not change until arrival.

The mean position of the CDP on the antero-posterior axis (Y) shows a progression between the point km 0 and 50 (p<0.01) and then stabilizes in this advanced position, without changing, until the end.

The average position of the CDP on X does not change during the race.

The overall plantar pressure of both feet showed a significant increase between departure and Chapieux (p<0.01) and then stabilized throughout the race.

Spearman tests revealed a weak relationship between Width left foot and width right foot ($r=0.55$, $p<0.05$) and between Y mean and front foot plantar pressure ($r=0.5$, $p<0.05$).

These results show that the modification of the posture shows an offset towards the front of the center of pressure correlated with an increase in the forefoot plantar pressure. This plantar pressure, under the forefoot, remaining more important during the race, could partly explain the increase in stresses under this zone that can cause stress fractures (Nagel et al. 2008).

The overall foot architecture showing an increase in the width of the foot after 50 km also shows the importance of this foot zone. The non-modification of the length of the foot goes against the classical thoughts of the riders who should perhaps favour the increase of the width of the feet (Blenkinsopp et al. 2012) rather than the length.

4. Conclusions

Through this study, we notice that the postural modification is a factor to be considered during a MUM as well as the increase in the width of the feet for a preventive and performance purpose.

Acknowledgements

We thank first of all the members of the Podo'oxygène's association for their involvement in this study, the organizers of the UTMB to have us facilitate access to the race and all the runners for their kindness and their implications.

References

- Blenkinsopp R, Harland A, Price D, Lucas T, Roberts J. 2012. A Method to Measure Dynamic Dorsal Foot Surface Shape and Deformation During Linear Running Using Digital Image Correlation. *Procedia Eng.* 34:266–271.
- Borg GA. 1982. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc.* 14:377–381.
- Degache F, Morin JB, Oehen L, Guex K, Giardini G, Schena F, Millet GY, Millet GP. 2016. Running Mechanics During the World's Most Challenging Mountain Ultramarathon. *Int J Sports Physiol Perform.* 11:608–614.
- Degache F, Zaen JV, Oehen L, Guex K, Trabucchi P, Millet G. 2014. Alterations in Postural Control during the World's Most Challenging Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE.* 9:e84554.
- Glandolnt M, Gimenez P, Millet GY, Morin JB, Samozino P. 2013. Consequences of an ultra-trail on impact and lower limb kinematics in male and female runners. *Footwear Sci.* 5:S14–S15.
- Glandolnt M, Gimenez P, Temest J, Arnal PJ, Martin V, Rupp T, Morin JB, Samozino P, Millet GY. 2016. Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PLOS ONE.* 11:e0151687.
- Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Botisson R-C, Gergéle I, Féasson L, Martin V. 2011. Neuromuscular Consequences of an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE.* 6:e17059.
- Nagel A, Fernholz E, Kibele C, Rosenbaum D. 2008. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture.* 27:152–155.
- Teyhen DS, Stoltenberg BE, Collingsworth KM, Giesel CL, Williams DG, Kardouni CH, Molloy JM, Goffar SL, Christie DS, McPoil T. 2009. Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clin Biomech.* 24:391–396.

- une publication dans le cadre du 25^{ème} congrès SOFPEL organisé à Amiens les 7 et 8 décembre 2018

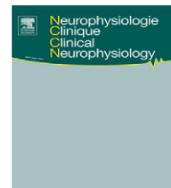
S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, O. Garcin, & P. Joly. **Effet d'un ultra-trail sur les données stabilométriques et les pressions plantaires du coureur à pied.** *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology* (2018), 48(6), 334.

Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology (2018) 48, 313–336



Disponible en ligne sur
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



ABSTRACTS

Résumés du XXV^e congrès annuel de la Société francophone Posture Équilibre Locomotion (SOFPEL), Amiens, 7–8 décembre 2018

CA-32

Effet d'un ultra-trail sur les données stabilométriques et les pressions plantaires du coureur à pied



Stéphane Vermand ^{1,2,3,*}, Sébastien Duc ¹, Frank-Jourdan Ferrari ³, Olivier Garsin ³, Philippe Joly ¹

¹ Laboratoire performance santé métrologie et société, PSMS, Reims, France

² Cabinet de podologie du sport et d'étude posturale, Amiens, France

³ Association de podologues du sport Podo'xygène, Tourcoing, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : stéphane.vermand@gmail.com (S. Vermand)

Introduction L'objectif de cette étude était de déterminer les effets d'un ultra-trail sur la posture du coureur.

Matériel et méthodes Dix sujets y ont participé à l'UTMB® 2016 (171 km, 10 000 m de dénivelé). Ils ont maintenu une position érigée sur une plateforme pendant 51,2 secondes au départ, aux kilomètres 50, 80, 120 et à l'arrivée. La position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (YCdp) et sur l'axe médiolatéral (XCdp), la surface du statokinégramme (SCdp), la longueur de déplacement du Cdp (LCdp), l'accélération du Cdp (ACdp), les longueurs sur X (Lx), sur Y (Ly) et les pressions plantaires d'avant pied (PPAP) ont été mesurées.

Résultats YCdp se déplace en avant (≈ 17 mm) au km 50 ($p < 0,01$) puis se stabilise jusqu'à l'arrivée. LY évolue de la même façon (≈ 180 mm) sauf qu'il revient à sa valeur de base à l'arrivée ($p < 0,01$). La PPAP augmente de 9 % au km 50 et l'ACdp augmente de 80 % au km 80, puis elles ne se modifient plus jusqu'à la fin ($p < 0,01$). LCdp augmente au km 50 et au km 80 respectivement de 40 et 50 %, par rapport au départ, avant de retrouver au km 120 le niveau du km 50, puis de revenir à sa valeur de base à l'arrivée ($p < 0,01$). La SCdp augmente de 20 % aux km 80 et 120 par rapport au départ avant de retrouver une valeur de base à l'arrivée ($p < 0,01$).

Discussion/Conclusion La modification continue du pattern d'équilibration du coureur et l'augmentation de la PPAP sont des éléments importants à prendre en compte dans la préparation de trails longs.

Mots clés Course à pied ; Ultra-trail ; Pressions plantaires ; Posture

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.063>

5.1 Résumé

Objectif : Le but de cette étude était d'évaluer les modifications des pressions plantaires, des mesures du pied et de la posture debout au cours d'une épreuve d'ultra-trail.

Méthodes : Trente-huit coureurs ont participé à cette étude qui a été réalisée en 2016 pendant l'Ultra-Trail du Mont Blanc (UTMB® : 171 km). Tous les coureurs ont été testés avant (PRE) et après (POST) l'épreuve et dix parmi eux, ont également été testés à trois points de contrôle intermédiaires (MI-49, MI-79 et MI-124). Le déplacement du centre de pression (CdP) lors du maintien de la posture debout a été mesuré à l'aide d'une plateforme stabilométrique, et analysé à partir des variations des positions moyennes du CdP sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CoP}). La pression plantaire sous l'avant-pied (PP_{AP}), la longueur du pied (L_P) et la largeur de l'avant-pied (l_{AP}) ont également été déterminées. La fatigue générale a été évaluée à partir d'une échelle subjective graduée de 6 à 20.

Résultats : La Y_{CdP} a avancé de 17.1 ± 11.3 mm après l'UTMB ($p < 0.01$) tandis que la PP_{AP} et la l_{AP} ont augmentées de $8.1 \pm 19.3\%$ ($p < 0.01$) et de $2.1 \pm 2.2\%$ ($p < 0.01$), respectivement. La fatigue était significativement augmentée à la fin de l'UTMB (PRE : 6.0 ± 0 vs POST : $16. \pm 3.2$; $p < 0.01$). La variation de Y_{CdP} était corrélée avec la variation de PP_{AP} ($r = 0.47$, $p < 0.05$). Y_{CdP} , PP_{AP} et la fatigue ont significativement augmenté ($p < 0.01$) entre MI-49 et MI-79, entre MI-79 et MI-124 et entre MI-124 et POST. La X_{CdP} et la L_P n'ont pas été significativement modifiées pendant et après l'UTMB.

Conclusion : L'augmentation de la pression plantaire sous l'avant-pied et celle de la largeur de l'avant-pied observées pendant la première partie d'un ultra-trail et qui persistent jusqu'à la fin de l'épreuve, peuvent expliquer en partie pourquoi de nombreux coureurs ressentent des douleurs au niveau de l'avant-pied. Ces modifications pourraient accroître le risque de blessures dans cette zone.

5.2 Introduction

Lors de la revue de littérature, nous avons rapporté que la fatigue générale de l'appareil locomoteur observée après un ultra-trail engendre des modifications sur les plans neuro-musculaires, biomécaniques et physiologiques qui altèrent la performance. Le contrôle postural lors du maintien de la posture debout est aussi modifié, ainsi que la répartition de la pression sous les pieds, ce qui augmente le risque de blessures, notamment sous l'avant-pied.

Cette première étude avait pour objectif de mesurer les modifications de l'équilibre postural, de la pression plantaire et des dimensions du pied au cours d'une épreuve d'ultra-trail. Au regard de la revue de littérature, nous avons supposé que :

- 1) le déplacement de centre de pression vers l'avant lors du maintien de la posture debout est plus important avec l'instauration progressive de la fatigue
- 2) la pression plantaire augmente sous les avant pieds à cause du déport antérieur du CdP
- 3) la longueur du pied augmente.

5.3 Matériel et méthode

5.3.1 Sujets

Cent coureurs ont participé volontairement à cette étude qui a été réalisée en 2016 pendant l'Ultra-Trail du Mont-Blanc (UTMB®, 171 km, dénivelé positif de 10 000 m). Conformément à la déclaration d'Helsinki, tous les sujets ont fourni un consentement écrit, volontaire et éclairé après avoir été pleinement informés des objectifs de l'étude, du déroulement du protocole expérimental et des risques potentiels encourus (World Medical Association 2001). Avant de prendre part à cette étude, tous les sujets avaient participé à au moins trois ultra-marathons au cours des deux années précédentes. Ils pouvaient arrêter l'épreuve, et donc l'étude, à tout moment.

Seule trente-huit d'entre eux, 35 hommes (âge : 43.2 ± 8.8 ans ; taille : 177.1 ± 7.5 cm ; masse : 71.6 ± 9.6 kg) et 3 femmes (âge : 41.3 ± 6.4 ans ; taille : 165.1 ± 4.5 cm ; masse : 58.6 ± 6.6 kg), ont terminé l'UTMB® en 2016.

5.3.2 Protocole expérimental

Les coureurs ont été testés cinq fois (figure 23) : avant la course (Chamonix, France, altitude 1035 m, km-0 (PRE)) ; pendant la course à 3 points de contrôle intermédiaires où l'assistance était tolérée, (les Chapieux, France, altitude 1554 m, km-49 (MI-49) ; Courmayeur, Italie, altitude 1195 m, km-79 (MI-79) ; Champex, Suisse, altitude 1465 m, km-124 (MI-124)) ; et après la course (Chamonix, France, altitude 1035 m, km 171 (POST)). Les tests réalisés avant la course ont été effectués le matin du jour du départ de l'UTMB qui était prévu à 18:00. Les tests effectués aux différents points de contrôle intermédiaires et à la fin de l'épreuve ont été réalisés 5 minutes après l'arrivée de chaque coureur.

Sur les 38 participants, seuls dix d'entre eux ont réalisé tous les tests lors des 3 points de contrôle intermédiaires. Les données ont donc été analysées en prenant en compte uniquement ces 10 sujets (groupe PRE-MI-POST) ou la totalité des sujets (groupe PRE-POST, n = 38).



Figure 23. Profil de l'UTMB 2016 avec les points kilométriques où ont été effectués les tests

5.3.3 Mesures

Le déplacement du centre de pression (CdP) lors du maintien de la posture debout bipodale a été enregistré pendant 51.2 secondes à une fréquence d'acquisition de 40 Hz à l'aide une plateforme d'analyse stabilométrique (Fusyo-Medicapteur®, Balma, France, certification Dekra). Le déplacement du CdP a été analysé à partir de la mesure des positions moyennes du CdP sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CdP}) exprimées en mm par rapport au centre de la plateforme. La pression plantaire moyenne sous l'avant-pied (PP_{AP}) a été calculée, moyennée pour les 2 pieds et exprimée en % du poids de corps.

91 Evolution du déplacement du centre de pression, de la répartition de la pression plantaire et des mesures des pieds pendant un ultra-trail

L'avant-pied a été délimité de l'arrière-pied par la ligne passant par les points les plus médiaux et latéraux du médiopied.

Toutes les mesures ont été réalisées pieds nus et jambes tendues. Les pieds formaient un angle de 30 ° l'un par rapport à l'autre avec une distance inter-talon de 4 cm. Les sujets devaient maintenir la position debout les yeux ouverts, en étant le plus détendu possible, garder leurs bras parallèles au tronc, et regarder en face d'eux une cible fixée sur un mur à une distance de 90 cm et à la même hauteur que leurs yeux. Pour limiter la durée des tests, aucun essai de familiarisation n'a été réalisé au préalable et une seule mesure a été effectuée pour chaque session de test.

Les mesures du pied (figure 24) ont été effectuées par un podologue dans la position debout, décrite précédemment. La longueur de chaque pied (L_p) a été mesurée en utilisant une règle graduée en mm (Kapro®, Lake Mills, USA), le curseur était placé au niveau du point le plus antérieur du pied (Teyhen et coll., 2009). La largeur de chaque avant-pied (IAP) a été mesurée entre la première et la cinquième tête métatarsienne (Teyhen et coll., 2009) par un pied à coulisse électronique gradué en mm (Dexter®, Lille, France).



Figure 24. Mesure de la longueur et de la largeur des pieds

A la fin des tests décrits ci-dessus, les sujets devaient évaluer de manière subjective leur fatigue sur une échelle numérique graduée de 6 à 20 (figure 25), qui était similaire à celle de l'échelle de la perception de l'effort (Borg, 1982).

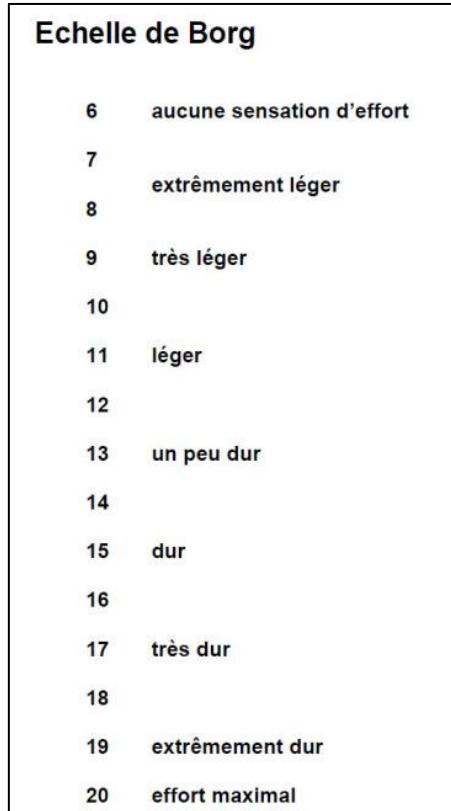


Figure 25. Echelle de perception de l'effort Borg (1982)

5.3.4 Analyse statistique

Tous les résultats des variables dépendantes (Y_{CdP} , X_{CdP} , PP_{AP} , L_P , l_{AP} , fatigue) ont été représentés par la valeur moyenne \pm écart-type. La normalité de la distribution des données et l'homogénéité des variances ont été examinées respectivement à partir des tests de Kolmogorov-Smirnov et de Shapiro-Wilk. Comme les données ne suivaient pas toutes la loi normale, l'analyse statistique a été effectuée en utilisant des tests non paramétriques.

La comparaison des variables dépendantes avant et après l'UTMB (PRE, POST) a été réalisée à partir de tests de Wilcoxon. La comparaison des données des variables dépendantes avant (PRE), pendant (MI-49, MI-79, MI-124), et après (POST) l'UTMB a été réalisée à l'aide des tests de Friedman. Lorsque ces derniers étaient significatifs, la comparaison par paires a été effectuée à partir de tests post-hoc de Tukey. L'effet de taille (valeur d de Cohen) a été calculé entre deux séries statistiques appariées à partir du ratio entre la moyenne et l'écart type des différences, et entre deux séries statistiques non appariées, à partir du ratio entre l'écart des moyennes de deux séries et l'écart type des deux groupes mis en commun.

L'effet de taille est considéré selon la classification de Cohen et de Sawilowsky comme négligeable lorsque $d < 0.2$, faible pour $0.2 < d < 0.5$, modéré quand $0.5 < d < 0.8$, important si $0.8 < d < 1.2$, très important lorsque $1.2 < d < 2$ et énorme pour $d > 2$.

Une matrice de corrélation a été déterminée entre les variations des variables dépendantes mesurées entre PRE et POST à partir du calcul des coefficients de Spearman. Le degré de corrélation était établi selon la valeur de ce coefficient : < 0.5 : très faible ; entre 0.5 et 0.7 : faible ; entre 0.7 et 0.8 : modérée ; entre 0.8 et 0.9 : forte ; entre 0.9 et 1 : très forte (Snedecor & Cochran, 1989).

Pour toutes les analyses statistiques, le niveau de significativité était fixé pour une valeur de $p < 0.05$. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à partir du logiciel Statistica version 10 (StatSoft Inc., USA).

5.4 Résultats

Le temps de course des 38 sujets était de $41:34:23 \pm 4:12:17$ (rang: 37:14:00 - 46:08:15). Le vainqueur de l'UTMB en 2016 (Ludovic Pommeret) a mis 22 :00 :02 pour parcourir les 171 km.

5.4.1 Comparaison des données avant et après l'UTMB (groupe PRE-POST)

Le tableau 2 présente les données de la position moyenne du CdP, de la pression plantaire sous l'avant-pied et des mesures du pied obtenues chez 38 sujets avant (PRE) et après (POST) l'UTMB. Le CdP s'est déplacé significativement de 17.1 ± 11.3 mm ($+ 49.1 \pm 35.3\%$; effet important $d = 1.1$; $p < 0.01$) vers l'avant après UTMB. La PP_{AP} a significativement augmenté d'environ $8.1 \pm 19.3\%$ après l'UTMB ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$). La X_{CdP} n'a pas été significativement modifiée.

Bien que les longueurs (LP) des pieds droit et gauche ne fussent pas significativement modifiées après l'UTMB, les largeurs des avant-pieds (l_{AP}) gauche et droit ont été augmentées respectivement de 2.1 ± 2.2 mm ($1.9 \pm 2.3\%$; effet faible $d = 0.4$; $p < 0.01$) et de 2.0 ± 2.3 mm ($2.2 \pm 2.0\%$; effet faible $d = 0.4$; $p < 0.01$).

La variation de la Y_{CdP} était très faiblement corrélée avec la variation de la PP_{AP} ($r = 0.47$; $p < 0.01$). Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre les autres variables.

Tableau 2. Longueur du pied (L_P), largeur de l'avant-pied (l_{AP}), position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CdP}) et pressions plantaires sous l'avant-pied (PP_{AP}), mesurées avant le départ (PRE) et après l'arrivée (POST) de l'UTMB.

** : Différence significative par rapport à la valeur PRE ($p < 0.01$).

		PRE	POST
L_P (mm)	Droit	265.9 ± 13.2	267.2 ± 12.1
	Gauche	267.8 ± 13.8	269.3 ± 12.7
l_{AP} (mm)	Droit	103.8 ± 5.6	105.8 ± 5.3 **
	Gauche	103.9 ± 5.3	106.1 ± 4.9 **
Y_{CdP} (mm)		-37.1 ± 15.1	-20.3 ± 14.4 **
X_{CdP} (mm)		-2.1 ± 6.1	-4.4 ± 7.4
PP_{AP} (% du poids de corps)		46.8 ± 7.9	50.6 ± 7.9 **

La fatigue perçue était significativement plus importante après l'UTMB (POST : 16.0 ± 3.2) qu'avant (PRE : 6.0 ± 0.0) ($p < 0.01$; effet énorme $d = 4.4$).

5.4.2 Comparaison des données avant, pendant et après l'UTMB ($n = 10$)

Le tableau 3 montre les données de la position moyenne du CdP, de la pression plantaire sous l'avant-pied et des mesures du pied obtenues chez 10 sujets avant (PRE), pendant (MI-49, MI-79, MI-124) et après l'UTMB (POST). La position du CdP sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) a significativement augmenté entre PRE et MI-49 de 7.8 ± 9.4 mm (+ $22.9 \pm 25.3\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.7$) et entre MI-49 et MI-79 de 7.2 ± 6.0 mm (+ $9.8 \pm 33.6\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.3$). La pression plantaire sous l'avant-pied (PP_{AP}) a significativement augmenté entre PRE et MI-49 de $9.7 \pm 11.0\%$ ($p < 0.01$; effet important $d = 1.1$) et entre MI-49 et MI-79 de $5.2 \pm 5.3\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$). Aucune différence significative de Y_{CdP} et de PP_{AP} n'a été trouvée entre MI-79, MI-124 et POST. La position moyenne du CdP sur l'axe médio-latéral n'a pas été significativement modifiée pendant et après l'UTMB.

Aucun changement significatif de la L_P des pieds gauche et droit n'a été observé durant UTMB. En revanche, la l_{AP} des pieds a significativement augmenté de 3.2 ± 2.2 mm (+ $3.1 \pm 2.1\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$) pour le pied gauche et de 3.0 ± 2.5 (+ $2.6 \pm 2.6\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.7$) pour le pied droit lors de MI-79 comparé à PRE et MI-49. Aucune différence significative de la l_{AP} n'a été observée entre PRE et MI-49 et entre MI-79, MI-124 et POST.

95 Evolution du déplacement du centre de pression, de la répartition de la pression plantaire et des mesures des pieds pendant un ultra-trail

Tableau 3. Evaluation de la longueur du pied (L_P), de la largeur de l'avant-pied (l_{AP}), de la position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médiolatéral (X_{CdP}), de la pression plantaire sous les avant-pieds (PP_{AP}) mesurées avant le départ, aux trois points de contrôle et après l'arrivée de l'UTMB.

Les différences significatives ($p < 0.05$) par rapport au km 0 et au km 49 sont indiquées par «a» et «b», respectivement.

		Chamonix PRE	Les Chapieux MI49	Courmayeur MI79	Champex MI124	Chamonix POST
L_P (mm)	Droit	271.4 ± 0.8	270.6 ± 0.9	271.6 ± 0.9	271.7 ± 0.8	272.1 ± 0.8
	Gauche	273.5 ± 0.9	271.8 ± 1	272.8 ± 0.9	271.3 ± 1.1	274.5 ± 1
l_{AP} (mm)	Droit	105.8 ± 4.2	105.2 ± 3.7	$108.4 \pm 3.5^{a,b}$	$108.9 \pm 3.2^{a,b}$	$108.5 \pm 3.8^{a,b}$
	Gauche	104.8 ± 4.4	105.2 ± 4.2	$106.9 \pm 3.2^{a,b}$	$107.7 \pm 4.5^{a,b}$	$108 \pm 3.6^{a,b}$
Y_{CdP} (mm)		-31.8 ± 11.7	-24.2 ± 11^a	$-20.7 \pm 10.8^{a,b}$	$-21.8 \pm 9.4^{a,b}$	$-21.1 \pm 13.7^{a,b}$
X_{CdP} (mm)		-4.3 ± 9.2	-0.6 ± 7.1	-2.1 ± 5.2	-1.2 ± 7.8	-3.1 ± 5.2
PP_{AvP} (% du poids de corps)		47.5 ± 3.5	52 ± 5.1^a	$54.5 \pm 3.3^{a,b}$	$54.2 \pm 4.3^{a,b}$	$53 \pm 3.9^{a,b}$

La fatigue perçue a augmenté continuellement pendant l'UTMB. Des valeurs significatives plus élevées ont été mesurées entre PRE et MI-49 (6 ± 0 vs 12.9 ± 1.8 ; $p < 0.05$; effet énorme $d = 5.1$). Une différence significative a également été trouvée lors de MI-79, MI-124 et POST par rapport PRE et à MI-49 (PRE = 6 ± 0 et MI-49 = 12.9 ± 1.8 vs MI-79 = 15.4 ± 0.8 , MI-124 = 16.1 ± 1.3 et POST = 17.1 ± 2.9 ; effet énorme $d = 2.1$). En revanche, aucune différence significative n'a été observée entre MI-79 ; MI-124 et POST.

5.5 Discussion

Les résultats principaux de cette étude sont que la pression plantaire sous l'avant-pied lors du maintien de la posture debout et la largeur de l'avant-pied augmente au cours d'un ultra-trail. Ces modifications semblent être dues au déplacement du centre de pression vers l'avant.

Plusieurs études antérieures ont montré que la pression plantaire sous l'avant-pied était augmentée après une course de 20 minutes (Wu et coll., 2012) effectuée jusqu'à épuisement (Vie et coll., 2013 ; Weist, Eils, & Rosenbaum, 2004; Wu et coll., 2012) ou après une course de longue distance, de 245 kilomètres par exemple (Karagounis et coll., 2009; Nagel et coll., 2008). Cette augmentation est significativement corrélée avec le déplacement du CdP vers l'avant (Vie et coll., 2013). Cependant, l'augmentation de la pression plantaire sous l'avant-pied pourrait aussi être le résultat d'un abaissement de l'arche du pied puisqu'il a été montré qu'une course de 21 km engendre une chute de l'os naviculaire (Cowley & Marsden, 2013).

L'altération du contrôle postural debout pendant et à l'issue d'une épreuve de course à pied de longue distance a été aussi observée par Degache et coll. (2014). Ces auteurs ont trouvé une oscillation plus importante du CdP sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médio-latéral après l'ultra-trail du Tor des Géants (TdG). Nos résultats sont partiellement en accord avec cette étude puisque nous avons observé que le CdP se déplaçait uniquement vers l'avant sans que sa position moyenne sur l'axe médio-latéral ne soit significativement modifiée. Ces différences peuvent être dues aux variables utilisées pour analyser le contrôle postural. Contrairement à Degache et coll. (2014) qui se sont focalisés sur la vitesse de déplacement du CdP, nous avons choisi d'analyser la position moyenne du CdP. Il est donc possible que la position moyenne du CdP ne soit pas modifiée sur l'axe médio-latéral si le CdP se déplace de la même amplitude de part et d'autre de ce point d'équilibre. L'absence de modification significative de la position moyenne du CdP sur l'axe medio-latéral peut être aussi due à une moindre fatigue des sujets dans la présente étude car la distance de l'UTMB est presque deux fois plus courte que celle du TdG (171 vs 330 km) et le dénivelé près de 2 fois plus faible (10000 vs 24000 m). De plus, par rapport à l'UTMB, le TdG induit une privation de sommeil non négligeable puisque la durée de cette épreuve est beaucoup plus longue (entre 4 et 7 jours selon le niveau des coureurs). Cependant, l'altération de la posture sur l'axe médio-latéral semble être d'avantage liée à la fatigue plus importante des sujets lors du TdG car Degache et coll. (2014) n'ont observé aucune modification significative du contrôle postural dans un groupe témoin avec une privation de sommeil identique.

Bien que nous n'ayons trouvé aucune corrélation significative entre le déplacement du CdP vers l'avant et l'augmentation de la fatigue perçue, nous pouvons observer que ces deux variables évoluent de la même manière au cours de l'UTMB. Elles augmentent pendant la première partie de l'épreuve (entre PRE et MI-79) puis se stabilisent pendant la seconde partie (entre MI-79 et POST). Degache et coll. (2014) ont également observé que les modifications des déplacements du CdP lors du TdG survenaient pendant la première partie du parcours et demeuraient identiques jusqu'à la fin de l'épreuve.

L'altération du contrôle postural lors du maintien de la position debout après un ultra-trail semble être reliée à la fatigue des muscles extenseurs du membre inférieur (Degache et coll., 2014). Plusieurs études ont montré que la force isométrique volontaire maximale des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires est significativement diminuée au milieu et à la fin d'un ultra-trail (Giandolini et coll., 2016; Millet et coll., 2011 ; Saugy et coll., 2013). La diminution de la force produite par les fléchisseurs plantaires entraîne un affaissement de la voute plantaire (Christina, White, & Gilchrist, 2001) et une augmentation de l'angle pied-sol au moment de l'initiation de l'appui (Giandolini et coll., 2016), ce qui laisse penser que les coureurs fatigués attaquent davantage par le talon lors de la course (Giandolini et coll., 2015).

Notre hypothèse qui était que les mesures du pied sont modifiées lors d'un ultra-trail, est partiellement validée puisque nous avons observé que seule la largeur de l'avant-pied est significativement augmentée pendant la première partie de l'UTMB (entre MI-45 et MI-79) alors que la longueur du pied restait inchangée tout au long de l'épreuve. Ce résultat va à l'encontre de notre hypothèse qui était basée sur la croyance empirique dans le monde de la course à pied que les pieds s'allongent lors d'une course de longue distance. C'est pour cette raison non fondée que certains coureurs utilisent des chaussures avec une pointure en plus que leur taille réelle. L'augmentation de la largeur de l'avant-pied de l'ordre de 3 mm observée dans la présente étude correspond à la largeur d'une pointure supérieure. L'augmentation de la largeur de l'avant-pied a été aussi observée lors d'un exercice prolongé de course sur tapis roulant chez des coureurs entraînés (Blenkinsopp, & coll., 2012). D'autres modifications de l'architecture du pied ont été rapportées dans la littérature, comme par exemple la réduction de la hauteur de l'os naviculaire observée à la fin d'un semi-marathon, qui est due à la répétition des impacts avec le sol (Cowley & Marsden, 2013). L'élargissement de l'avant-pied peut être le résultat de l'incapacité du système musculaire à soutenir l'arche plantaire du fait de la répétition des impacts avec le sol, de l'instabilité du sol et/ou de l'augmentation de la fatigue musculaire (Giandolini et coll., 2016; Millet et coll., 2011; Saugy et coll., 2013).

5.6 Applications pratiques

L'augmentation de la pression plantaire sous l'avant-pied peut entraîner un risque plus élevé de métatarsalgie et de fractures de fatigue dans cette zone. Le traitement par des semelles orthopédiques personnalisées à partir de l'utilisation d'éléments rétro-capitaux placés en arrière des têtes métatarsiennes pourrait être intéressant pour contrecarrer le déplacement du CdP vers l'avant, réduire la pression sous l'avant-pied, et diminuer ainsi ce risque de blessures.

La deuxième application pratique de cette étude est liée à la modification de la largeur de l'avant-pied. La plupart des coureurs choisissent leurs chaussures avec une taille supplémentaire, sans prêter attention à la largeur, ce qui semble infondé puisque contrairement à la largeur du pied, la longueur du pied ne varie pas. L'augmentation de la largeur de l'avant-pied pendant un ultra-trail peut entraîner des lésions cutanées et des blessures en raison de la compression plus élevée des orteils et des métatarses par les bords internes de la chaussure. Par conséquent, les coureurs d'ultra-trail devraient utiliser non pas une chaussure plus grande mais une chaussure plus large dans la zone de l'avant-pied pour éviter ces phénomènes. Il serait ainsi peut-être intéressant de faire un changement de chaussures au milieu d'une épreuve de longue distance, au moment où la largeur de l'avant-pied augmente. Cette stratégie est néanmoins difficile à mettre en place puisque pour la majorité des marques de chaussures, l'augmentation de la largeur de l'avant-pied s'accompagne obligatoirement d'une augmentation de la longueur du pied. Actuellement, seules quelques marques (Inov8 ou Altra) proposent des largeurs différentes de chaussures pour la même longueur de pied. L'utilisation d'une chaussure plus large pourrait par ailleurs engendrer un risque de frottement plus important au niveau des extrémités. Si le pied au départ est chaussé avec un avant-pied trop important, il peut se déplacer latéralement dans la chaussure, ce qui peut entraîner des zones de frottements importants, et donc des lésions cutanées (rougeur, ampoules...).

5.7 Limites de l'étude et Perspectives

La première limite de cette étude est que seulement 38 sujets parmi les 100 recrutés au début de l'étude ont terminé l'UTMB, et que parmi ces 38 coureurs, seuls 10 d'entre eux ont pu réaliser tous les tests pendant l'épreuve. Cette « perte » importante de sujet s'explique en partie par le fait que l'édition de l'UTMB en 2016 a été particulièrement difficile d'un point de vue météorologique (fortes chaleurs, orages violents), ce qui a provoqué beaucoup d'abandons (42%). La deuxième limite est que tous les sujets n'ont pas effectué les tests au même moment de la journée, ce qui a pu influencer en partie les résultats des mesures posturales (Gribble & Hertel, 2004).

Pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents du déplacement du CdP vers l'avant, il serait intéressant d'analyser les positions du genou, de la hanche, de l'épaule et de la tête sur l'axe antéro-postérieur. La mesure du degré de pronation-supination, de la hauteur naviculaire et de la position du calcanéus lors de l'appui, serait aussi intéressante pour expliquer les changements de la largeur de l'avant-pied.

Au vu des résultats trouvés, il nous paraît pertinent de proposer une réponse préventive au déplacement du CdP vers l'avant et à l'augmentation de la pression sous les avant-pieds par l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale (BCR) placée en arrière des têtes métatarsiennes.

5.8 Conclusion

Cette étude a montré qu'un ultra-trail de 171 km (UTMB®) engendre un déplacement vers l'avant du centre de pression lors du maintien de la position debout, ce qui provoque une augmentation de la pression sous l'avant du pied. Ces résultats pourraient expliquer en partie le risque accru de blessures pour les coureurs de longue distance dans cette zone. L'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale (BCR) permettant d'induire un recul du CdP pourrait contrecarrer ces altérations.

Contrairement aux idées préconçues, ce n'est pas la longueur du pied qui varie pendant une course de longue distance mais la largeur de l'avant-pied qui augmente significativement. Cette modification devrait être prise en compte dans le choix des chaussures de course pour un ultra-trail.

6 EFFETS D'UNE BARRE RETRO-CAPITALE SUR LA POSITION GLOBALE DU CORPS ET LA REPARTITION DE LA PRESSION PLANTAIRES LORS DU MAINTIEN DE LA POSTURE DEBOUT

Cette étude a fait l'objet de :

- un article original

S. Vermand, S. Duc, M. Janin, FJ. Ferrari, M. Vermand & P. Joly. **The influence of insole with metatarsal rétro-capital on posture, plantar pressure and body segments positions in runners.** *International Journal of Clinical Medicine (sous presse)*

The influence of insole with metatarsal retro-capital on posture, plantar pressure and body segments positions in runners

S. VERMAND^{a,b,c}, S. DUC^a, M. JANIN^{d,e}, F-J. FERRARI^{c,f}, M. VERMAND^g, P. JOLY^a

- a. Performance, Health, Measurement, Society (PSMS), University of Reims Champagne Ardennes, France
- b. Podiatrist office, 36 rue Jean Catelas 80000 Amiens, France
- c. Sport podiatrist association Podo'xygène, Tourcoing, France
- d. Movement, Balance, Performance and Health Laboratory (EA 4445), University of Pau & Pays de l'Adour, Sport Sciences Department, Tarbes, France
- e. Podiatrsit Office, 7 rue de treguel, 86000 Poitiers, France
- f. Podiatrist office, 76 grande rue, 01220 Divonne les Bains, France
- g. Mines school – Campus ARTEM, Nancy, France

Abstract

Objectives. The aim of this study was to investigate the effects of orthopaedic soles on the body posture.

Methods. Forty-eight runners (21 men and 27 women) maintained a standing-up position on both feet with bare feet with neutral soles and orthopedic soles which contained bilaterally a podiatrist element of 3 mm height behind the metatarsal heads (Metatarsal Retro Capital Bar, MRCB). Stabilometric, plantar pressure and kinematic data in the sagittal plane on both sides were measured at 40 and 60 Hz, respectively. The position of the center of pressure on the anteroposterior axis (Y_{CoP}), the forefoot plantar pressure (FPP) and the anteroposterior position of the knee (Y_k), the hip (Y_H), the shoulder (Y_S) and the ears (Y_E) with respect to the vertical axis passing through the joint of the ankle were determined for each experimental condition.

Findings. The addition of a MRCB orthopedic element induced in backward displacement of CoP, hip, shoulder and ears ($p < 0.01$). Y_{CoP} and FPP changes were significantly correlated with Y_H , Y_S and Y_E changes ($p < 0.01$).

Conclusion. These results suggest that the addition of an orthopedic element located behind the metatarsal heads influence the overall position of the body and can help podiatrist in the care of their patients.

Keys word: posture; pressure; insoles; thin plantar stimulation; podiatry

1. Introduction

The postural system which participated to the body balance control, acts like an reversed pendulum around a fixed point located at the ankle [1]. Many mechanoreceptors of the foot's sole participate in the control of the balance [2]. Most of the rapidly adapting Pacini's receptors are located in the front of the foot at the metatarsal heads, whereas the slowly adaptive receptors are mainly located on the medial and lateral sides of the foot. Changes in proprioceptive and mechanical information's on the foot may lead to postural adaptations [3, 4]. General or partial anesthesia of the feet can cause, for example, a displacement of the Center of Pressure (CoP) of the body in the antero-posterior and/or medio-lateral direction while maintaining the standing position [5].

Several studies have investigated the effects of changes in feet sensory input on body posture. Mechanical vibrations applied on the anterior plant of the foot or on the muscles tendons of leg's posterior compartment induced a displacement of CoP to the back [6, 7]. In contrary, a stimulation of the posterior plant of the foot or muscles tendons of the leg's anterior compartment enhanced a CoP displacement towards the front. These results

show that the origin of proprioceptive information influences the adaptation of the body to mechanical vibrations. The CoP moves in the same direction of muscular stimulation whereas a plantar stimulation causes a CoP motion to the opposite direction. The resulting cutaneous stimulation gives the body information of an excess of pressure that causes an opposite reaction to release the area. During the stimulation of the forefoot, the soleus was activated initially to move the CoP to the back. The main antagonist muscle, i.e., the tibialis anterior, is then activated to control this movement and prevent the subject from falling back [8].

The use of orthopedic elements under the sole modifies the proprioceptive information from the mechanoreceptors and can cause a displacement of the CoP while maintaining the standing posture. The addition of a 3 mm element under the internal or external part of the plantar arch of one of the two feet moves the CoP to the opposite side [9]. The two-sided placement of this orthopedic element causes the CoP to move to the back [10] and can stabilize postural balance [11]. This change is more important when the two elements are placed on the anterior part of the feet [12], because it contains most fast-acting mechanoreceptors [2], and is comparable to the one observed during stimulation of the anterior plant of the foot by mechanical vibrations [6].

The addition of elements behind the Metatarsal Retro Capital Bar (MRCB) allows to reduce the pressure under the forefoot [13], and thus allow to better distribute it between the forefoot and the rearfoot [14]. Like to cutaneous vibration stimulation, this orthopedic element could have the same effect by increasing the pressure behind the metatarsal heads induced by the relief. If the body reacts in the same way by moving backwards, then the plantar pressure under the feet will be reduced. During running, MRCB elements would help to support the feet at the end of the run where the pressure is more important under the front feet. The main clinical application of this element is the reduction of pressure under the fronts that can be interesting in sport podiatry to reduce the risk of injury in this area [14] and thus decreasing the risk of metatarsal pain or stress fracture [15]. This better distribution could result in a change on the overall body posture, manifested by a displacement in the antero-posterior axis of the overlying's joints. It has been shown that the bilaterally use of orthopedic elements under the sole of the foot induced changes in the position of the ankles, knees, pelvis and trunk joint in the frontal plane, while maintaining standing position on one foot [16, 17] or during walking [18–20]. Stimulation of the planar sole via vibratory stimulation [6, 8] or podiatry elements [10, 12] influences the globality of the subject by having an effect on the oculomotor muscles [10] especially through the intermediary of the muscular chains [8]. However, to our knowledge, no studies have evaluated the influence of MRCB element on the overall position of the body.

The aim of this study is to evaluate the effects of wearing orthopedic soles equipped with MRCB elements on the position in the sagittal plane of the CoP and of the overlying's joints. We hypothesize that the addition of MRCB elements induce backward movements of the CoP and all overlying's joints while standing position.

2. Methods

Population

Forty-eight regular runners, practicing minimum twice a week (21 men and 27 women) who had no medical and / or surgical history, during the last five years, took part in this study (33.3 ± 10.2 years, 172 ± 9.9 cm, 66.8 ± 15.9 kg). After being orally informed and in writing of the experimental protocol, all the participants signed the consent form in accordance with the Helsinki declaration on biomedical research.

Stabilometric and plantar pressure measurements

The position of the CoP and the plantar pressure under each foot were measured at a sampling frequency of 40 Hz by a Fusyo stabilometric platform (Medicapteurs®, Balma, France).

The average position on the antero-posterior axis of the global CoP (Y_{CoP}) and of the CoP under right foot (Y_{RF}) and left foot (Y_{LF}) were measured in cm with respect to platform point of reference (O, X, Y). Data were analyzed by Fusyo Software (Medicapteurs®, Balma, France).

The average forefoot plantar pressure (FPP) under each foot was calculated for each experimental condition. The median line of the feet, dividing forward and backward, is calculated as half the distance between the most anterior and posterior points of each foot. The values on both sides were averaged and expressed as a percentage of body weight.

103 Effets d'une barre rétro-capitale sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout

Kinetics parameters

The positions on the sagittal plane of the joints of the knee, hip, shoulder and the head were recorded on either side by two High-Definition cameras (image resolution: 1290x1080 pixels; Go Pro Hero 4®, San Mateo, USA) at a frequency of 60 Hz. The cameras were placed on each side, one meter from the platform, in the extension of its center, and raised from the ground by one meter. The synchronization between the data of the platform and the cameras was allowed by a light diode placed on the platform and visible from the cameras. The joints centers were previously identified and marked by circular black adhesive circles of 12 mm diameter placed for the ankle, on the lateral malleolus; for the knee, at the level of the lateral tuberosity of the lateral femoral epicondylus; for the hip, on the femoral's greater trochanter; for the shoulder, on the major tubercles humeral; and for the head, on the tragus of the ears.

The kinematic data were processed by the Kinovea® software (version 0.8.24). The anterior-posterior position of the knee joint (Y_K), the hips (Y_H), the shoulders (Y_S) and the head (Y_E) were measured in cm with respect to the axis passing through the lateral malleolus. The values on both sides were averaged.

Plantar stimulation

The orthopedic soles of each subject contained a MRCB element of 3 mm thickness made of Ethyl Vinyl Acetate (EVA) of hardness 70 shore A (Eloi, Nogent-sur-Marne, France). These elements were placed behind the metatarsal heads by an experienced podiatrist as a function of the individual footprint [12, 21].

Procedure

The participants were placed barefoot on platform. Feet were oriented on either side of the transverse axis of the platform at an angle of 30°, the heels separated of 4 cm and the patients were positioned facing a wall at a distance of 90 cm. The runners had to remain as immobile as possible for 51.2 seconds. Stabilometric, plantar pressure and kinematic were synchronize and collected during this time. Parameters were collected in two sensory conditions: in neutral condition using normal soles (N) and with podiatric stimulation (MRCB condition).

After one passage of accommodation, the subjects made one passage by condition. The two conditions were randomized for all the participants and separated by one minute of passive recovery.

Statistical analysis

Since all data (stabilometric, plantar pressure and kinematic on each side) did not follow the normal distribution (Shapiro-Wilk). The effect of the use of orthopedic soles on stabilometric (Y_{CoP} , Y_{RF} , Y_{LF}), plantar pressure and kinematics variables (Y_K , Y_H , Y_S , Y_E) was tested using the nonparametric Wilcoxon test performed on rows. Spearman test was used to determine the degree of linear relationship between the stabilometric, plantar pressure and kinematic variables. The level of significance for all tests was set to $p < 0.05$.

3. Results

Statistical analysis shows a significant backward displacement 20% of global CoP in the MRCB condition relative to the control condition ($p < 0.01$) (Figure 1a). However, no significant differences have been found between the position of CoP of each foot (Y_{RF} , Y_{RL}). FPP was 15% lower in the MRCB condition than in the control condition ($p < 0.01$) (Figure 1b).

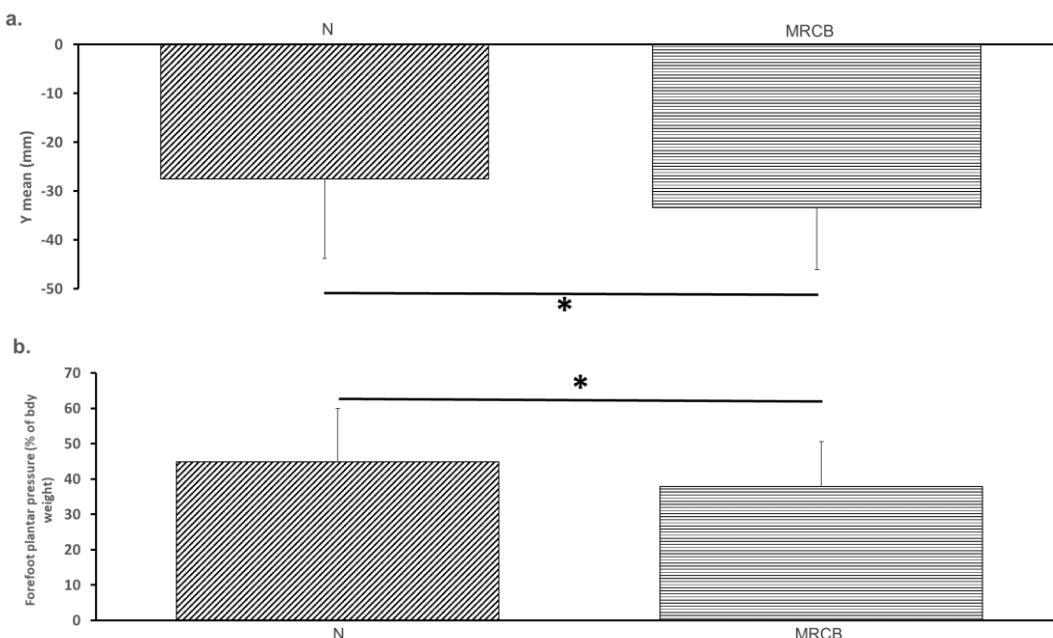


Figure 1 Average position of the COP (a) and plantar pressure under the forefoot (b) with the wearing of the neutral sole (N) and the orthopaedic sole (MRCB) (*: $p < 0.01$)

The anteroposterior position of the hip (Y_H), the shoulder (Y_S) and the head (Y_E) in relation to the ankle joint was significantly reduced with the use of the orthopedic soles by 9, 11 and 7% respectively ($p < 0.01$) (Figure 2). The anteroposterior position of the knee was not significantly different between the two experimental conditions.

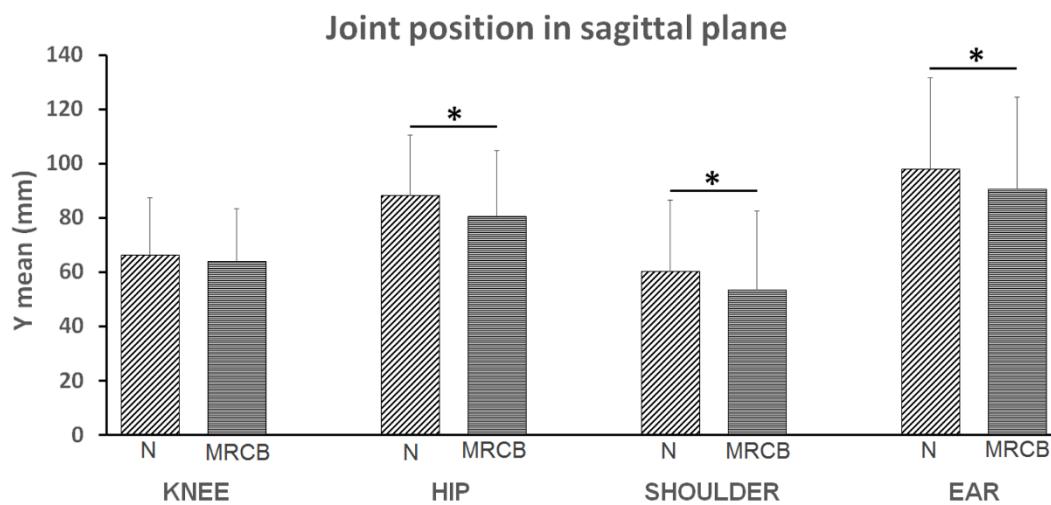


Figure 2. Position of the joints of the knee, hip, shoulder and head with respect to the ankle in the sagittal plane with the wearing of the neutral sole (N) and the orthopaedic sole (MRCB). (*: $p < 0.01$)

Spearman tests revealed a weak relationship between FPP and Y_E ($r = 0.47$, $p < 0.01$); moderate relationships between Y_{COP} and Y_E ($r = 0.61$, $p < 0.01$), between Y_{COP} and Y_S ($r = 0.67$; $p < 0.01$), between Y_{COP} and FPP ($r = 0.69$, $p < 0.01$), between FPP and Y_S ($r = 0.70$, $p < 0.01$), between FPP and Y_H ($R = 0.72$, $p < 0.01$); and a strong relationship between Y_{COP} and Y_H ($r = 0.85$, $p < 0.01$). The link between the other variables was not significant.

4. Discussion

The aim of this study was to evaluate the effect of orthopedic elements placed behind the metatarsal heads (MRCB) on the displacement of the center of pressure and on the anteroposterior position of joints overlying the ankle while maintaining the standing posture. Our results showed that the bilaterally use of MRCB elements induces significant backward displacement of the center of pressure and of hip, shoulder and head joints without having any influence on the knee. A decrease a forefoot plantar pressure with MRCB is also shown in this study.

Thus this result completes the previous study who found the same results on plantar pressures with vibration [6] and with a podiatric wedge [10, 12, 14]. Thus, the work of the MRCB increases the pressure behind the metatarsal heads thus simulating for the body an earlier imbalance that it seeks to compensate backwards. This conclusion is similar to the vibration tests performed by Kavounoudias et al. [6] where the previous vibration's stimulation simulated an excess of pressure in this area. The body replace its segments to the rear causing a decline in CoP and decreasing the plantar pressures under the front feet.

The backward displacement of the CoP were also observed after vibration's stimulation of the anterior part of the foot [8], and were ever reported with the use of MRCB elements [12]. The backward movement of the pelvic, scapular and head belts observed with the MRCB elements are agree with the reversed pendulum mechanism described previously [1] but without effects to the knee, showing its ability to adapt between the ankle and hip, essential in most sports activities.

However, most podiatrist recommend increasing the height of the heel to decrease the work of the posterior muscle chain. Our results differ somewhat from this theoretical concept since the addition of a MRBC element under the anterior part of the foot seems to decrease the activity this muscular chain regard to the backward displacement of the hip, shoulder joints and head. The effects of this sole's element show here a posterior displacement of the center of pressure, which during the maintenance of the upright posture modifies the point of application of the force while creating a posterior displacement of the hip, the shoulders and the head decreasing the work of the posterior muscle chain. If the knee does not move with respect to the flat sole, while the entire upper part moves backwards, shows that he has undergone some adaptation (flessum?) giving him some freedom. Thus, if the hip goes backwards and the knee does not move with respect to the axis of the camera, this suggests that it undergoes a different angulation that can be at the origin of a flessum of adaptation. However, this decline in the hip, does not cause a change in the knee that keeps a possible adaptation between the ankle and hip. The freedom left to the knee is a key element of this study especially in the sport where it is a factor of absorption and adaptability.

The overall backward body displacement when using MRCB insoles results in a significant decrease in plantar pressure under the forefoot. Moreover, the reduction of the plantar pressure is correlated with the displacement of the hip, the shoulder and the head. Similar correlations between plantar pressure and the positions of the ankle and knee during the use of external element have been also observed in dynamic walking conditions [20]. The work of the knee in the sagittal plane with a MRCB type element induces low intensity movements (Genu flessum and recurvatum) more in connection with an adaptation between the ankle and the hip.

Practical application

According to our results, the use of MRCB orthopedic soles seems to be interesting for persons who suffer from recurrent metatarsal pain such as diabetic patients, but also for the elderly who are more prone to the risk of falling forward [22]. Foot injuries, including stress fractures of the metatarsal heads, represent a large part (15%) of the all injuries observed after a long distance running race, i.e. a marathon [15, 23, 24]. The appearance of these injuries is seeming to be related to the increase of the ground reaction force under the front feet. Previous studies showed that the plantar pressure under the forefoot increased after a running race [15, 25] or after an exhaustive laboratory running exercise [24, 26, 27]. During running, this element would reduce the zones of pressure under the forefoot that are more important at the end of marathon and could limit injury such as metatarsal pain and stress fracture [15]. This element can be used in prevention or treatment in all people who remain standing for a long time in static (military, factory operator, ...) or who moves a lot daily (postman, waiter, ...) for work and who may have sore feet. The daily use of this type of orthopedic soles would allow to continue the patient treatment over the long term, which is reduced or mostly stopped after the classic program of functional rehabilitation used in physiotherapy.

Limits of the study, Perspectives, Conclusion

Results of this study must be interpreted with caution because they have been obtained in a static position, whereas humans being spend majority of daily time moving and walking. Moreover, data were analyzed only in the sagittal plane. We used a simple protocol to get as close as possible to observations made during a podiatry consultation. Thus, in the future we could do a 3D analysis of the foot to note if this element modifies its structure, especially in dynamics. Some studies shown that bilateral internal orthopedic elements could reduce the ankle adduction

moment, knee and hip [17–20], which may be relevant in the context of osteoarthritic diseases [17] or in the patellofemoral syndromes [18]. Therefore, it would be interesting to evaluate the effect of MRCB elements on plantar pressures and positions of knee, hip, shoulder and head joints during walking and running. Future studies should measure the electromyography activity of the muscles of the anterior and posterior body chains in order to quantify their work when using MRCB elements.

5. Conclusion

To conclude, this study has shown that the addition of orthopedic elements placed behind the metatarsal heads under each foot results in backward movements of the center of pressure and the overlying ankle joints, except the knee. These changes induced a lower plantar pressure under the forefoot. This orthopedic tool could have an impact on rehabilitation and muscular work from a medical point of view in sports performance.

6. Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

7. References

1. Loram ID, Lakie M (2002) Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol* 540:1111–1124. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>
2. Kennedy PM, Inglis JT (2002) Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol* 538:995–1002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013087>
3. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F (2001) Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles (2001) C. Maurer, T. Mergner, B. Bolha, F. Hlavack. *Neurosci Lett* 302:45–48. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)01655-X](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)01655-X)
4. Edwards WT (2007) Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait Posture* 25:432–439. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.009>
5. Meyer PF, Oddsson LIE, De Luca CJ (2004) The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 156:505–512. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1804-y>
6. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998) The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. *Neuroreport* 9:3247–3252
7. Kavounoudias A, Gilhodes JC, Roll R, Roll JP (1999) From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Exp Brain Res* 124:80–88
8. Kavounoudias A, Roll R, Roll J-P (2001) Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 532:869–878. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x>
9. Janin M, Dupui P (2009) The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neurosci Lett* 461:245–248. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.06.043>
10. Fois A, Gaertner C, Matheron E, Kapoula Z (2015) Controlling Posture and Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts. *PloS One* 10:e0143693. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0143693>
11. Ganesan M, Lee Y-J, Aruin AS (2014) The effect of lateral or medial wedges on control of postural sway in standing. *Gait Posture* 39:899–903. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.019>
12. Janin M, Toussaint L (2005) Changes in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. *Gait Posture* 21, Supplement 1:S79. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(05\)80259-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(05)80259-0)

107 Effets d'une barre rétro-capitale sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout

13. Hodge MC, Bach TM, Carter GM (1999) Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clin Biomech* 14:567–575. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00034-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00034-0)
14. Yoon SW (2015) Effect of the application of a metatarsal bar on pressure in the metatarsal bones of the foot. *J Phys Ther Sci* 27:2143–2146. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2143>
15. Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D (2008) Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture* 27:152–155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>
16. Eslami M, Tanaka C, Hinse S, et al (2006) Effect of foot wedge positions on lower-limb joints, pelvis and trunk angle variability during single-limb stance. *The Foot* 16:208–213. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2006.07.007>
17. Shimada S, Kobayashi S, Wada M, et al (2006) Effects of Disease Severity on Response to Lateral Wedged Shoe Insole for Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 87:1436–1441. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.018>
18. Lack S, Barton C, Woledge R, et al (2014) The immediate effects of foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech* 29:1056–1062. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.005>
19. Fantini Pagani CH, Potthast W, Brüggemann G-P (2010) The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. *Clin Biomech* 25:70–76. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.010>
20. Erhart JC, Mündermann A, Mündermann L, Andriacchi TP (2008) Predicting changes in knee adduction moment due to load-altering interventions from pressure distribution at the foot in healthy subjects. *J Biomech* 41:2989–2994. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.021>
21. Chevalier TL, Chockalingam N (2012) Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait Posture* 35:383–388. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.356>
22. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD (2001) Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56:M428-437
23. Vitez L, Zupet P, Zadnik V, Drobnič M (2017) Running injuries in the participants of Ljubljana Marathon: Slovenian Journal of Public Health. *Slov J Public Health* 56:196–202. <https://doi.org/10.1515/sjph-2017-0027>
24. Weist R, Eils E, Rosenbaum D (2004) The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *Am J Sports Med* 32:1893–1898
25. Karagounis P, Prionas G, Armenis E, et al (2009) The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot Ankle Spec* 2:173–178. <https://doi.org/10.1177/1938640009342894>
26. Vie B, Brerro-Saby C, Weber JP, Jammes Y (2013) Decreased foot inversion force and increased plantar surface after maximal incremental running exercise. *Gait Posture* 38:299–303. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.004>
27. Wu W-L, Chang J-J, Wu J-H, et al (2012) EMG AND PLANTAR PRESSURE PATTERNS AFTER PROLONGED RUNNING. *Biomed Eng Appl Basis Commun.* <https://doi.org/10.4015/S1016237207000483>

- une publication dans le cadre du 24^{ème} congrès de la société francophone de posture, équilibre et locomotion (SOFPEL) à Montpellier le Samedi 2 Décembre 2017

S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, & P. Joly. **Effet d'un élément podologique d'avant-pied sur la posture du corps : étude stabilométrique et cinématique.** *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology* (2017), 47(5),

Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology (2017) 47, 337–355



Disponible en ligne sur

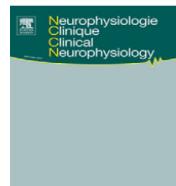
ScienceDirect

www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte

www.em-consulte.com/en



Résumés du 24^e Congrès annuel de la Société francophone posture équilibre locomotion (SOFPEL), faculté de médecine de Montpellier, 1 et 2 décembre 2017

30

Effet d'un élément podologique d'avant pied sur la posture du corps : étude stabilométrique et cinématique



Stéphane Vermand ^{1,*}, Sébastien Duc ^{1,2,3,4},

Frank-Jourdan Ferrari ^{1,2,3,4}, Philippe Joly ^{1,2,3,4}

¹ Laboratoire d'ingénierie et sciences des matériaux (LISM),

université de Reims Champagne-Ardenne, France

² Cabinet de podologie et d'étude posturale, Amiens, France

³ Association de podologue du sport Podo'xygène, Tourcoing, France

⁴ Groupe de recherche en sciences pour l'ingénieur, Reims, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : stephane.vermand@gmail.com (S. Vermand)

Introduction L'ajout de certains éléments de podologie, lors du maintien d'une position statique, peut créer un retentissement sur l'ensemble du corps (Samper et al., 2014 ; Foisy et al., 2015). L'objectif de cette étude est d'évaluer les effets d'éléments de semelles orthopédiques sur la posture générale, notamment sur le placement des différentes articulations susjacentes.

Matériel et méthode Quarante-huit sujets (21 hommes et 28 femmes) ($33,3 \pm 10,2$ ans) ont maintenu une position debout bipodale pieds nus pendant 51,2 secondes avec des semelles neutres et avec des semelles orthopédiques qui comportaient chacune un élément podologique de 3 mm placé en arrière des têtes métatarsiennes (BRC). Les données stabilométriques et cinématiques dans le plan sagittal des deux côtés ont été mesurées à 40 et 60 Hz, respectivement. La position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (YCdp) et sur l'axe médiolatéral (XCdp), la pression plantaire de l'avant pied (PPAP) sous chaque pied et la position antéro-postérieure (par rapport à la verticale passant par l'articulation des chevilles) du genou (Yg), de la hanche (Yh), de l'épaule (Ye) et de la tête (Yt) ont été déterminées pour chaque condition expérimentale.

Résultats L'ajout d'un élément orthopédique type BRC entraîne un recul du CdP, de Yh, de Ye et de Yt ainsi qu'une diminution de

la pression plantaire sous l'avant pied (PPAP). De plus, on note une corrélation entre YCdP et les articulations Yh, Ye, Yt ainsi qu'entre PPAP et Yh, Ye, Yt et entre CdP et PPAP.

Discussion-conclusion Ces résultats suggèrent que l'ajout d'un élément orthopédique placé en arrière des têtes métatarsiennes peut influencer la position globale du corps à prendre en compte dans le domaine sportif et médical.

Mots clés Posture ; Cinématique ; Semelle ; Podologie

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2017.10.032>

6.1 Résumé

Objectif : L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets du port de semelles orthopédiques équipées d'une barre retro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout.

Matériels et méthodes : Quarante-huit sujets (21 hommes et 27 femmes) (âge : 33.3 ± 10.2 ans, masse : 172 ± 9.9 cm, taille : 66.8 ± 15.9 kg) ont maintenu une position debout bipodale pieds nus pendant 51.2 secondes avec des semelles neutres moulées et avec des semelles orthopédiques moulées qui comportaient chacune une barre rétro-capitale (BRC) de 3 mm de hauteur placée en arrière des têtes métatarsiennes. La position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}), la pression plantaire sous l'avant-pied (PP_{AP}) de chaque pied et la position antéro-postérieure (par rapport à la verticale passant par l'articulation de la cheville) du genou (Y_G), de la hanche (Y_H), de l'épaule (Y_E) et de la tête (Y_T) de chaque côté, ont été mesurées pour chaque condition expérimentale à 40 Hz et 60 Hz, respectivement.

Résultats : L'ajout d'un élément orthopédique BRC a entraîné un recul du CdP de 6.0 ± 9.5 mm ($p < 0.01$), de Y_H de 7.6 ± 13.3 mm ($p < 0.01$), de Y_E de 6.7 ± 13.8 mm ($p < 0.01$) et de Y_T de 7.5 ± 15.6 mm ($p < 0.01$). La pression plantaire sous l'avant-pied était aussi significativement réduite de $15.6 \pm 16.2\%$ ($p < 0.01$). La modification de la Y_{CdP} était fortement corrélée avec la réduction de la PP_{AP} ($r = 0.9$; $p < 0.01$) et de Y_H ($r = 0.85$; $p < 0.01$), faiblement corrélée avec Y_T ($r = 0.61$ $p < 0.01$) et avec Y_E ($r = 0.67$ $p < 0.01$). La réduction de la PP_{AP} est très faiblement corrélée avec Y_T ($r = 0.47$, $p < 0.01$), et elle est modérément corrélée avec Y_E ($r = 0.70$ $p < 0.01$) et Y_H ($r = 0.72$; $p < 0.01$).

Conclusion : L'ajout d'une BRC placée en arrière des têtes métatarsiennes entraîne un déplacement du corps vers l'arrière et une réduction de la pression plantaire sous l'avant-pied lors du maintien de la posture debout. Elle entraîne aussi un recul sur l'axe antéro-postérieur des hanches, des épaules et de la tête par rapport aux chevilles.

6.2 Introduction

Les blessures du pied, y compris les fractures de fatigue des têtes métatarsiennes, représentent une grande partie (15%) des blessures observées après une course à pied longue distance (Nagel et coll., 2008; Vitez, Zupet, Zadnik, & Drobnić, 2017; Weist et coll., 2004). L'apparition de ces blessures semble être liée en partie à l'augmentation de la pression sous les avant-pieds (Nagel et coll., 2008).

Cette seconde étude avait pour objectif d'évaluer l'effet de l'utilisation une barre retro-capitale (BRC) sous l'avant-pied sur le déplacement du CdP et des articulations sus-jacentes de la cheville et sur la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout. Nous avons émis les hypothèses que l'utilisation d'un élément BRC en bilatéral permet :

- 1) de déplacer le centre de pression vers l'arrière ainsi que les articulations sus-jacentes de la cheville
- 2) de réduire la pression plantaire sous l'avant-pied.

6.3 Matériel et Méthode :

6.3.1 Sujets

Quarante-huit sujets, 21 hommes (âge : 34.9 ± 10.9 ans, taille : 179.2 ± 6.8 cm, masse : 74.9 ± 15.6 kg) et 27 femmes (âge : 31.3 ± 8.9 ans, taille : 164.8 ± 7.1 cm, masse : 56.3 ± 8.7 kg) qui ne présentaient aucun antécédent médical et/ou chirurgical, ont participé à cette étude. Après avoir été informés oralement et par écrit du protocole expérimental, tous les sujets ont signé un formulaire de consentement éclairé conformément à la déclaration d'Helsinki sur la recherche biomédicale (World Medical Association 2001).

6.3.2 Protocole expérimental

Les sujets étaient placés pieds nus sur une plateforme stabilométrique, dans une posture debout standard à l'aide d'un positionneur (Nomes AFP 85). Les pieds étaient orientés de part et d'autre de l'axe transversal de la plateforme selon un angle de 30° , et les talons étaient séparés de 4 cm.

111 Effets d'une barre rétro-capitale sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout

Les sujets devaient maintenir la posture debout bipodale les yeux ouverts, en étant le plus détendu possible. Ils devaient garder leurs bras parallèles au tronc, regarder en face d'eux une cible fixée sur un mur à une distance de 90 cm et à hauteur de leurs yeux et rester le plus immobile possible pendant la durée de la mesure (51.2 secondes).

L'ordre entre les deux conditions expérimentales (mesures avec des semelles sans élément de correction (condition neutre, N) et mesures avec des semelles orthopédiques équipées de BRC (condition BRC)), a été randomisé entre tous les sujets. Un seul enregistrement a été effectué par condition expérimentale. Un temps de repos d'une minute entre les deux mesures était accordé aux sujets. Un test d'accommodation a été réalisé avant le premier enregistrement.

Les semelles orthopédiques étaient conçues pour chaque sujet à partir d'une empreinte numérique podale, faite par l'intermédiaire de la plateforme. Elles comportaient chacune une barre retro-capitale (BRC) de 3 mm de hauteur qui était fabriquée en Ethyle Vinyle Acétate (EVA) de dureté 70 shore A (*Eloi®, Nogent sur marne, France*) et qui était placée en arrière des têtes métatarsiennes (Chevalier & Chockalingam, 2012; Janin & Toussaint, 2005).



Figure 26. Forme et position de la barre rétro-capitale (BCR) sur la semelle orthopédique

6.3.3 Mesures

La position du CdP et la pression plantaire sous chaque pied ont été mesurées à une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz par une plateforme stabilométrique Fusyo (Médicapteurs®, Balma, France). Les positions dans le plan sagittal des articulations du genou, de la hanche, de l'épaule et de la tête ont été enregistrées de chaque côté à une fréquence de 60 Hz par deux caméras Haute-Définition (Go Pro Hero 4®, San Mateo, Etats-Unis, résolution de l'image : 1290×1080 pixels) qui étaient placées perpendiculairement à 1.5 mètre du sujet et à une hauteur de 1 mètre. Les centres articulaires ont été au préalable identifiés et marqués par des pastilles circulaires adhésives noires de 12 mm de diamètre placées pour la cheville, sur la malléole externe ; pour le genou, en arrière de la rotule, au niveau de la tubérosité de l'épicondyle distal fémoral externe ; pour la hanche, sur le grand trochanter fémoral ; pour l'épaule, sur le tubercule majeur de l'humérus ; et pour la tête, sur le tragus des oreilles.

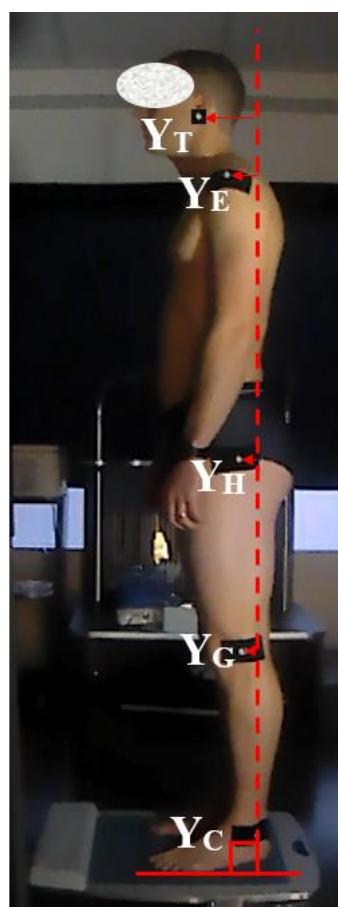


Figure 27. Mesure des positions sur l'axe antéro-postérieur de la tête (Y_T), de l'épaule (Y_E), de la hanche (Y_H), du genou (Y_G) par rapport à la cheville (Y_C)

113 Effets d'une barre rétro-capitale sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout

Les données stabilométriques ont été analysées par le logiciel Fusyo Software (Médicapteurs®, Balma, France). La position moyenne dans le plan sagittal du CdP sous chaque pied (Y_{PD} , Y_{PG}) et sous les deux pieds (Y_{CdP}), a été mesurée en mm par rapport au référentiel de la plateforme, dont l'origine se trouve au centre de la zone d'appui. La pression plantaire sous les avant-pieds (PP_{AP}) a été calculée pour chaque condition expérimentale et exprimée en pourcentage du poids du corps. L'avant-pied a été délimité de l'arrière-pied par la ligne passant par les points les plus médiaux et latéraux du médiopied.

Les données cinématiques ont été traitées par le logiciel Kinovéa® (Joan Charmant, www.kinovea.org). La position antéro-postérieure de l'articulation des genoux (Y_G), des hanches (Y_H), des épaules (Y_E) et de la tête (Y_T) a été mesurée en mm par rapport à l'axe vertical passant par l'articulation de la cheville. Une valeur positive indique que l'articulation se trouve en avant de cet axe. Les valeurs des deux côtés ont été moyennées.

6.3.4 Analyse statistique

Toutes les données des variables dépendantes stabilométriques (Y_{CdP} , Y_{PD} , Y_{PG} , PP_{AP}) et cinématiques (Y_G , Y_H , Y_E , Y_T) ont été représentées par la valeur moyenne \pm un écart-type. La normalité de la distribution des données et l'homogénéité des variances ont été examinées respectivement à partir des tests de Kolmogorov-Smirnov et Shapiro-Wilk. Comme les données ne suivaient pas toutes la loi normale, l'analyse statistique a été effectuée à partir de tests non paramétriques.

La comparaison des variables stabilométriques (Y_{CdP} , Y_{PD} , Y_{PG} , PP_{AP}) et cinématiques (Y_G , Y_H , Y_E , Y_T) entre les deux types de semelles a été réalisée à l'aide de tests non paramétriques de Wilcoxon. L'effet de taille (valeur d de Cohen) a été calculé entre deux séries statistiques appariées à partir du ratio entre la moyenne et l'écart type des différences, et entre deux séries statistiques non appariées, à partir du ratio entre l'écart des moyennes de deux séries et l'écart type des deux groupes mis en commun. L'effet de taille est considéré selon la classification de Cohen et de Sawilowsky comme négligeable lorsque $d < 0.2$, faible pour $0.2 < d < 0.5$, modéré quand $0.5 < d < 0.8$, important si $0.8 < d < 1.2$, très important lorsque $1.2 < d < 2$ et énorme pour $d > 2$.

Une matrice de corrélation a été calculée à partir du test de Spearman pour déterminer le degré de relation linéaire entre les modifications des variables stabilométriques et celles des variables cinématiques. Le degré de corrélation était établi selon la valeur du coefficient de Spearman : < 0.5 : très faible ; entre 0.5 et 0.7 : faible ; entre 0.7 et 0.8 : modérée ; entre 0.8 et 0.9 : forte ; entre 0.9 et 1 : très forte (Snedecor & Cochran, 1989). Pour toutes les analyses statistiques, le niveau de significativité était fixé à une valeur de $p < 0.05$. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à partir du logiciel Statistica version 10 (StatSoft Inc., USA)

6.4 Résultats

Par rapport à la condition N, l'ajout de l'élément BRC sur la semelle orthopédique a entraîné une réduction significative de la Y_{CdP} de 6.0 ± 9.5 mm (recul du CdP de $21.5 \pm 22.3\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.4$) (figure 28). Aucune modification significative de la Y_{PD} et de la Y_{PG} n'a été trouvée entre les deux types de semelles. Par rapport à condition N, la PP_{AP} a été significativement réduite de $15.6 \pm 16.2\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$) dans la condition BRC (figure 29). La réduction de la PP_{AP} était modérément corrélée avec la réduction de Y_{CdP} ($r = 0.69$; $p < 0.01$).

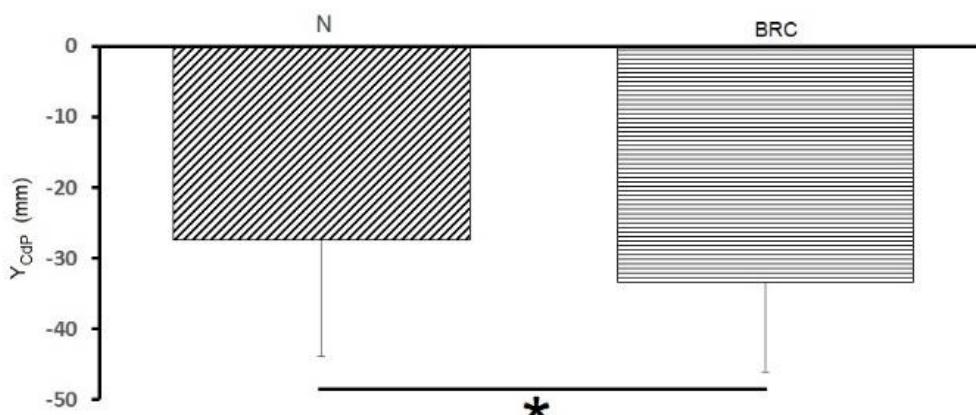


Figure 28. Position moyenne du CdP sous les deux pieds (Y_{CdP}), mesurée avec le port des semelles orthopédiques sans correction dites neutres (N) et avec des semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.

* ($p < 0.001$) : différence significative entre les deux semelles

115 Effets d'une barre rétro-capitale sur la position globale du corps et la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout

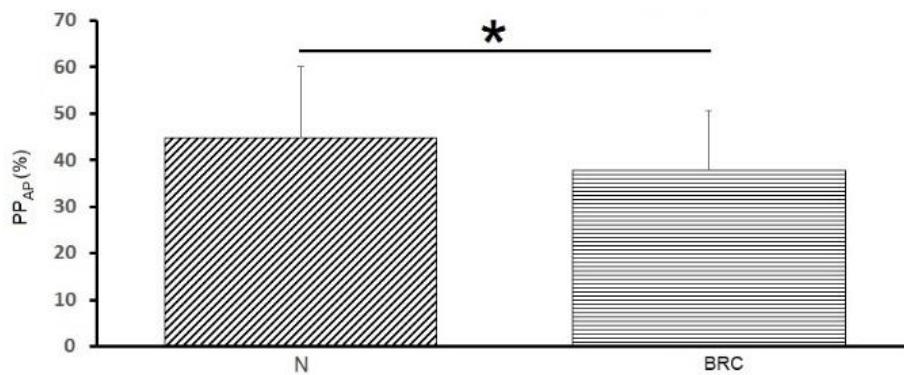


Figure 29. Pression plantaire sous les avant pieds (PP_{AP}), mesurée avec le port des semelles orthopédiques sans correction dites neutres (N) et avec des semelles orthopédiques équipées d'une barre retro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.

* ($p < 0.001$) : différence significative entre les deux semelles

Par rapport à la condition N, les positions antéro-postérieures des hanches (Y_H), des épaules (Y_E) et de la tête (Y_T) par rapport à l'articulation de la cheville, ont été significativement reculées respectivement, de 7.6 ± 13.3 mm ($-9.1 \pm 15.7\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.3$), de 6.7 ± 13.8 mm ($-11.9 \pm 9.8\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.2$) et de 7.5 ± 15.6 mm ($-7.3 \pm 18.0\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.2$) avec le port de la semelle BRC (figure 30). Y_G n'était pas significativement modifiée entre les deux types de semelles.

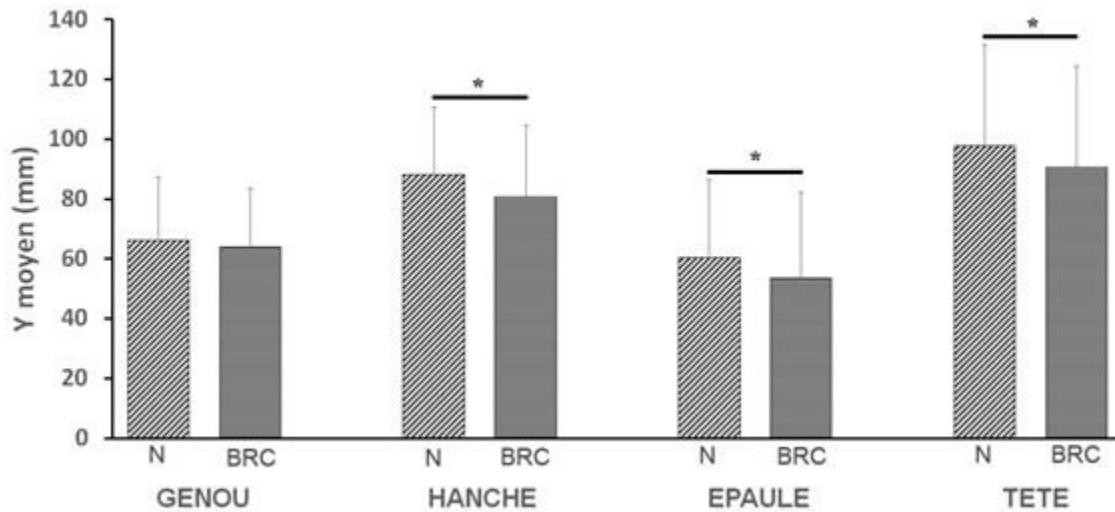


Figure 30. Position sur l'axe antéro-postérieur des articulations du genou, de la hanche, de l'épaule et de la tête par rapport à la cheville mesurée avec le port de semelles orthopédiques sans correction dite neutres (N) et avec des semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capital (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes.

* ($p < 0.01$) : différence significative entre les deux types de semelles

La modification de la Y_{CDP} sur l'axe antéro-postérieur était corrélée avec la réduction de la PP_{AP} ($r = 0.9$; $p < 0.01$). La diminution de la Y_{CDP} était faiblement corrélée avec la diminution de la Y_T ($r = 0.61$; $p < 0.01$) et avec celle de Y_E ($r = 0.67$; $p < 0.01$). Elle était par contre fortement corrélée avec la réduction de la Y_H ($r = 0.85$; $p < 0.01$). La réduction de la PP_{AP} était très faiblement corrélée avec la diminution de Y_T ($r = 0.47$; $p < 0.01$), et elle était modérément corrélée avec la diminution de Y_E ($r = 0.70$; $p < 0.01$) et avec celle de Y_H ($r = 0.72$; $p < 0.01$). Les relations entre toutes les autres variables n'étaient pas significatives.

6.5 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'effet de l'ajout d'une barre retro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes (BRC) sur le déplacement du centre de pression, sur la position antéro-postérieure des articulations sus-jacentes de la cheville et sur la répartition de la pression plantaire lors du maintien de la posture debout. Cette étude montre que l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'éléments BRC entraîne un déplacement vers l'arrière du centre de pression, des articulations de la hanche, de l'épaule et de la tête, et une réduction de la pression sous les avant-pieds.

Le déplacement global du corps vers l'arrière avec le port de semelles BRC entraîne une diminution significative de la pression plantaire sous l'avant-pied. Cette dernière est corrélée au déplacement vers l'arrière de la hanche, de l'épaule et de la tête par rapport à la cheville. Des corrélations similaires entre la pression plantaire et les positions de la cheville et du genou lors de l'utilisation d'un élément externe, type bande de pronation, ont également été observées dans des conditions de marche dynamique (Erhart, Mündermann, Mündermann, & Andriacchi, 2008). Le travail du genou dans le plan sagittal avec un élément de type BRC induit des mouvements de faible intensité (*Genu flessum* et *recurvatum*) qui semblent être un mécanisme d'adaptation entre la cheville et la hanche.

L'utilisation d'une BRC permet d'augmenter la pression en arrière des têtes métatarsiennes. Cette information sensorielle est interprétée par le SNC comme un déséquilibre vers l'avant. Il cherche par conséquent à le corriger en modifiant le tonus des extenseurs et fléchisseurs du membre inférieur, ce qui entraîne un déplacement du corps vers l'arrière. Cet effet a été aussi observé auparavant lors de l'ajout d'une stimulation vibratoire sous l'avant-pied (Kavounoudias, Roll, & Roll, 1998) ou avec l'utilisation d'un élément podologique similaire au nôtre (Foisy et coll., 2015; Janin & Toussaint, 2005; Yoon, 2015). Cependant, selon Yoon (2015), la diminution de la pression plantaire sous l'avant-pied serait due à une répartition plus homogène de l'appui sous l'ensemble du pied grâce à la BRC. Cette meilleure répartition pourrait expliquer en grande partie la stabilisation posturale observée en position statique (Foisy & Kapoula, 2017).

La corrélation significative observée entre le déplacement du CdP vers l'arrière et le recul des ceintures pelvienne, scapulaire et cervicale observés avec le port de la BRC est en accord avec le mécanisme du pendule inversé décrit par Loram & Lakie (2002).

Le recul du centre de pression lors du maintien de la posture verticale, modifie le point d'application au sol de la projection du centre de gravité tout en créant un déplacement postérieur de la hanche, des épaules et de la tête, ce qui réduit le travail de la chaîne musculaire postérieure. Cependant, la plupart des podologues recommandent d'augmenter la hauteur du talon pour diminuer le travail de la chaîne musculaire postérieure. Nos résultats diffèrent quelque peu de ce concept théorique car l'ajout d'un élément BRC sous la partie antérieure du pied pourrait plutôt diminuer l'activité de cette chaîne musculaire du fait du déplacement en arrière de la hanche, de l'épaule et de la tête.

Le fait que la position du genou ne soit pas modifiée par le port de la BRC alors que toutes les articulations supérieures reculent, semble indiquer qu'il a subi une certaine adaptation (flessum ?) lui laissant une liberté propice dans certaines activités sportives. Cette modification articulaire du genou est un élément clé de cette étude, en particulier dans le sport où elle est un facteur d'absorption et d'adaptabilité.

6.6 Applications pratiques

Au regard de ces résultats, l'utilisation de semelles orthopédiques BRC semble être intéressante pour les personnes souffrant de douleurs métatarsiennes récurrentes telles que les patients diabétiques, mais également pour les personnes âgées qui sont plus exposées au risque de chute (Pavol, Owings, Foley, & Grabiner, 2001). Cet élément pourrait être utilisé en prévention ou en traitement chez toutes les personnes qui restent debout longtemps en statique (militaire, opérateur d'usine, ...) pour le travail et qui peuvent avoir mal aux pieds.

Les blessures du pied, y compris les fractures de fatigue des têtes métatarsiennes, représentent une grande partie (15%) des blessures observées après une course à pied longue distance (Nagel et coll., 2008; Vitez et coll., 2017; Weist et coll., 2004). L'apparition de ces blessures semble être liée en partie à l'augmentation de la pression sous les avant-pieds (Nagel et coll., 2008). Lors de la course, l'utilisation d'un élément BRC pourrait réduire les zones de pression sous l'avant-pied et limiter ainsi les blessures telles que les métatarsalgies et la fracture de stress de cette zone (Nagel et coll., 2008).

6.7 Limites de l'étude et Perspectives

Les résultats de cette étude doivent être interprétés avec prudence car ils ont été obtenus dans une position statique. Or, l'homme passe la majorité de son temps quotidien à se déplacer et notamment à marcher. Il serait donc intéressant d'évaluer l'effet des semelles BRC sur les pressions plantaires et les positions des articulations du genou, de la hanche, des épaules et de la tête pendant la marche et la course.

6.8 Conclusion

Cette étude a montré que l'ajout sur des semelles orthopédiques d'une barre retro-capitale (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes induit immédiatement un déplacement vers l'arrière du centre de pression et des articulations sus-jacentes de la cheville, excepté celle du genou. Ces modifications entraînent une réduction instantanée de la pression plantaire sous les avant-pieds.

7 EFFETS IMMEDIAT, A COURT ET MOYEN TERME DE L'UTILISATION DE SEMELLES ORTHOPEDIQUES EQUIPEES D'UNE BARRE RETRO- CAPITALE SUR LES VARIABLES SPATIO-TEMPORELLES DE LA FOULEE, LES PRESSIONS PLANTAIRES ET L'ACTIVITE MUSCULAIRE LORS DE LA COURSE

Cette étude a fait l'objet de :

- un article original soumis dans Gait and Posture

S. Vermand, S. Duc, FJ. Ferrari, M. Vermand & P. Joly. **Immediate, short and medium-term effects of running orthopedic insoles with a metatarsal retro-capital bar on biomechanical variables, plantar pressures and muscle activity.**

121 Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course

- une publication dans le cadre du 25^{ème} congrès SOFPEL organisé à Amiens les 7 et 8 décembre 2018

Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology (2018) 48, 313–336



Disponible en ligne sur
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



ABSTRACTS

Résumés du XXVe congrès annuel de la Société francophone Posture Équilibre Locomotion (SOFPEL), Amiens, 7–8 décembre 2018

CO-22

Effet d'un élément podologique d'avant-pied porté à la course pendant trois mois sur la posture



Stéphane Vermand^{1,2,3,*}, Sébastien Duc¹, Frank-Jourdan Ferrari², Philippe Joly¹

¹ Laboratoire performance, santé, métrologie, société (PSMS), Reims, France

² Association de podologues du sport Podo'xygène, Tourcoing, France

³ Cabinet de podologie, d'étude posturale et sportive, Amiens, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : stephane.vermand@gmail.com (S. Vermand)

Introduction Le but de cette étude est de déterminer les modifications sur la posture d'une barre rétrocapitale (BRC) après l'avoir portée un et trois mois en course à pied.

Matériel et méthodes Vingt courreurs ont été divisés en deux groupes : un avec des semelles neutres (N) et un autre avec des BRC. Avant toute chose (J0), tous ont maintenu une position érigée pendant 51,2 secondes sur une plateforme stadiométrique. La position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (YCdP) et sur l'axe médiolatéral (XCdP), la surface du statokinésigramme (SCdP), la longueur de déplacement du CdP (LCdP), le LFS, la VFY, les longueurs sur X (LX) et sur Y (LY) et la pression plantaire d'avant pied (PPAP) ont été mesurés. Le même test a été effectué à un (J1) et trois (J3) mois pendant lesquels les semelles étaient portées à la course.

Résultats L'ajout d'une BRC provoque un recul du CdP de 13 % et de 22 % après un et trois mois respectivement ($p < 0,05$) par rapport à J0. PPAP diminue de 8,6 % à J1 et de 11 % à J3 ($p < 0,05$). La longueur globale et la longueur sur Y augmentent respectivement de 13 % et de 15 % à J1 avant de diminuer respectivement de 4 % et de 8 % à J3, tout en restant supérieures à J0 ($p < 0,05$). Les autres données ainsi que l'ensemble des variables du groupe contrôle ne montrent aucune modification significative.

Conclusion La BRC, portée en course à pied, modifie la stratégie d'équilibration antéro-postérieure à court terme en modifiant la position corporelle à long terme.

Mots clés Semelles orthopédiques ; Course à pied ; Posture ; Pressions plantaires

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.030>

7.1 Résumé

Objectif. L'objectif de cette étude était d'évaluer l'effet immédiat, à court et à moyen termes, de l'utilisation de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale (BRC) placée en arrières des têtes métatarsiennes, d'une part, sur le déplacement du centre de pression (CdP) et sur la répartition des pressions plantaires lors du maintien de la posture debout, et d'autre part, sur les variables spatio-temporelles de la foulée, la répartition des pressions plantaires, la cinématique articulaire, l'activité musculaire et la raideur du membre inférieur lors de la course à pied.

Matériels et méthodes. 20 coureurs à pied (34.5 ± 8.9 ans, 174.2 ± 7.5 cm, 71.1 ± 9.2 kg) répartis dans deux groupes de taille égale, ont utilisé pendant 3 mois lors de leurs séances d'entraînement et en compétition des semelles orthopédiques sans correction (semelles neutres, groupe contrôle (CON)) ou des semelles orthopédiques équipées d'une BRC de 3 mm (semelles BRC, groupe expérimental (EXP)). Tous les sujets ont réalisé un test statique et un test en course à pied au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et 12 semaines (T12) d'utilisation. Lors du test statique, les sujets devaient rester debout sur une plateforme stabilométrique pendant 51.2 s dans une position de référence. Lors du test de course effectué sur un tapis roulant motorisé, les sujets devaient courir deux fois pendant 6 minutes à 11 km.h^{-1} , avec des semelles plates (P) et avec des semelles orthopédiques neutres ou des semelles BRC.

Résultats. Aucune différence significative n'a été trouvée pour le groupe CON quelle que soit la variable mesurée, le type de semelle utilisée et la période d'évaluation considérée. Pour le groupe BRC, lors du test statique, la position moyenne du CdP sur l'axe antéro-postérieur a reculé de $14 \pm 17\%$ ($p < 0.01$) à T4 et de $24 \pm 20\%$ ($p < 0.01$) à T12. En conséquence, la pression plantaire sous les avant-pieds a été réduite de $8 \pm 8\%$ ($p < 0.01$) à T4, et de $11 \pm 8\%$ ($p < 0.01$) à T12. Lors de la course, les pressions plantaires sous la 2^{ème}, 3^{ème} et 4^{ème} tête métatarsienne ont été réduites d'environ de 14% par le port des semelles BRC à T0, T4 et T12. Celle sous la 1^{ère} tête métatarsienne a été diminuée de 18% à partir de la 4^{ème} semaine d'utilisation des semelles BRC, que les semelles soient portées ou non lors du test. L'extension maximale (flexion plantaire) et l'amplitude totale de la cheville ont été légèrement augmentés à partir de T4 avec ou sans le port des semelles BRC de 3 à 7° . L'extension maximale et l'amplitude totale du genou ont été légèrement augmentées à partir de T12 avec ou sans le port des semelles BRC, lors du test, de 2 à 4° .

123 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Aucune variation significative de la raideur du membre inférieur et de l'activité EMG des muscles tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien, vaste latéral, biceps fémoral et semi-membraneux n'a été observée pour le groupe EXP quel que soit le type de semelles utilisé et la période de test considérée.

Conclusion. Cette étude montre que les pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes lors de la course peuvent être réduites significativement si des semelles orthopédiques BRC sont utilisées pendant au moins 4 semaines lors des séances d'entraînement, sans que la raideur du membre inférieur et l'activité musculaire ne soient altérées. Ces modifications semblent être intégrées par le corps après 3 mois d'utilisation puisqu'elles sont aussi observées si les sujets utilisent des semelles plates. Ces semelles peuvent donc présenter un intérêt dans la prise en charge des blessures au niveau de l'avant-pied chez les coureurs à pied de longue distance.

7.2 Introduction

Cette troisième étude avait pour objectif d'évaluer l'effet immédiat, à court terme (après 4 semaines) et à moyen terme (après 12 semaines) de l'utilisation bilatérale d'éléments BRC sur le contrôle postural et la biomécanique de la course à pied. Nos hypothèses pour cette étude étaient que :

- 1) les pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes sont diminuées pendant la course
- 2) la position des articulations de la cheville, du genou et de la hanche ainsi que l'activité musculaire des muscles postérieurs, sont modifiées après 4 semaines d'utilisation des éléments BRC
- 3) les pressions plantaires statiques sont diminuées et le CdP recule après 4 semaines d'utilisation
- 4) la plupart de ces effets sont réduits après 12 semaines d'utilisation par principe d'accommodation.

7.3 Matériel et Méthode :

7.3.1 Sujets :

Quatorze hommes (36 ± 9 ans, 177.5 ± 5.7 cm, 75 ± 5.7 kg) et six femmes (31.6 ± 6 ans, 166.3 ± 4.9 cm, 60.3 ± 6.4 kg) ont participé à cette étude. Tous les sujets ne présentaient aucun antécédent médical et pratiquaient la course à pied de manière régulière, à raison de deux entraînements par semaine minimum. Après avoir été informés oralement et par écrit du protocole expérimental, tous les sujets ont signé un formulaire de consentement éclairé conformément à la déclaration d'Helsinki de l'association mondiale de Médecine (World Medical Association 2001).

7.3.2 Protocole expérimental :

Tous les sujets ont réalisé trois sessions de tests identiques qui comprenaient chacune un test statique et un test dynamique. Lors du test statique, les sujets étaient tout d'abord placés debout pieds nus sur une plateforme stabilométrique, dans une position standardisée à l'aide d'un positionneur (Normes AFP 85).

125 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Les pieds étaient orientés de part et d'autre de l'axe transversal de la plateforme selon un angle de 30°, les talons étaient séparés de 4 cm. Les sujets devaient maintenir la posture debout, les yeux ouverts, en étant le plus détendu possible. Ils devaient garder constamment leurs bras parallèles au tronc et regarder en face d'eux une cible fixée sur un mur à une distance de 90 cm et à la hauteur de leurs yeux. Ils devaient rester le plus immobile possible pendant toute la durée de la mesure (51.2 secondes). Un test d'accommodation sans prise de mesure a été effectué au préalable lors de chaque session de test.

Lors du test dynamique, les sujets devaient réaliser deux exercices de course à pied de 6 minutes sur un tapis de course motorisé, sans pente, à une vitesse de 11 km.h⁻¹ (3.05 m.s⁻¹) en utilisant des semelles plates (condition semelle plate (P)) et des semelles orthopédiques ne comportant aucun élément de correction (condition semelle neutre (N)) ou des semelles orthopédiques comportant chacune une barre rétro capitale placée en arrière des têtes des métatarsiennes (condition semelle barre rétro capitale (BRC)). L'attribution du type de semelles orthopédiques (N ou BRC) était répartie équitablement entre les sujets par un tirage au sort et l'ordre de passage des deux conditions de course (P et N ou P et BRC) était randomisé lors de chaque session de test. Les sujets disposaient de 3 minutes de récupération passive entre les deux exercices de course.

A l'issue de la 1^{ère} session de test (T0), les 10 sujets (7 hommes et 3 femmes) qui ont utilisé les semelles orthopédiques neutres étaient intégrés dans le groupe contrôle (CON) tandis que les dix autres (7 hommes et 3 femmes) qui ont utilisé des semelles BRC étaient incorporés dans le groupe expérimental (EXP). Quel que soit leur groupe d'appartenance, tous les sujets devaient utiliser les semelles orthopédiques lors de chaque séance de course à pied (entraînement et compétition) pendant 3 mois. Ils devaient aussi mesurer et relever la distance parcourue et le temps de chaque séance de course. Chaque sujet a répété les deux tests décrits ci-dessus après 4 semaines (2^{ème} session, T4) et 12 semaines (3^{ème} session, T12) d'entraînement.

Les semelles orthopédiques neutres (figure 31) étaient constituées d'une base en polyéthylène (PE) de 3 mm et de dureté shore A 56, qui était recouverte d'une couche de PE de 2.5 mm et de dureté shore A 30 (*Eloi®*, *Nogent sur marne, France*). Elles étaient moulées à la forme des pieds par des empreinteurs remplis de microbilles de silicium (*Podiatech®*, *Voiron, France*).

Les semelles orthopédiques BRC (figure 31) étaient conçues pour chaque sujet à partir d'une empreinte numérique podale des points de pression sous les pieds obtenue par l'intermédiaire de la plateforme stabilométrique. Elles comportaient chacune une barre rétro-capitale (BRC) de 3 mm de hauteur qui était fabriquée en Ethyle Vinyle Acétate (EVA) et de dureté 70 shore A (*Eloi®, Nogent sur marne, France*), et qui était placée avant le moulage, en arrière des têtes métatarsiennes et entre la base et le recouvrement de la semelle (Chevalier & Chockalingam, 2012; Janin & Toussaint, 2005). Le moulage des semelles BRC a été effectué en procédant de la même manière que pour les semelles neutres.

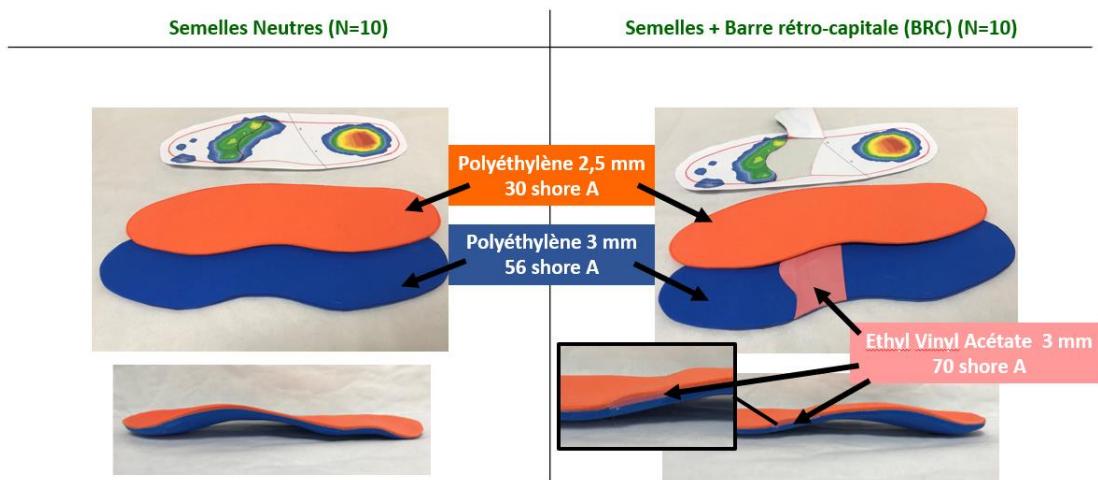


Figure 31. Composition des semelles neutres (N) utilisées par les sujets du groupe contrôle et des semelles BRC utilisées par les sujets du groupe expérimental

7.3.3 Mesures :

Test statique. La position du CdP et la pression plantaire sous chaque pied ont été mesurées par une plateforme stabilométrique Fusyo (*Médicapteurs®, Balma, France*) à une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz. La position dans le plan sagittal des articulations du genou, de la hanche, de l'épaule et de la tête a été enregistrée du côté gauche à une fréquence de 60 Hz par une caméra haute-définition (*Go Pro Hero 4®, San Mateo, Etats-Unis* ; résolution de l'image : 1290×1080 pixels) qui était placée perpendiculairement à 1.5 mètre du sujet et à une hauteur de 1 m. Chaque centre articulaire a été identifié par un marqueur réfléchissant de 12 mm de diamètre qui était placé pour la cheville, sur la malléole externe (C) ; pour le genou, en arrière de la rotule et sur le tubercule externe de l'épicondyle distale du fémur (G) ; pour la hanche, sur le grand trochanter (H) ; et pour l'épaule, sur le tubercule majeur de l'humérus (E).

127 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Les données stabilométriques ont été analysées par le logiciel Fusyo® (*Médicapteurs®, Balma, France*). La position moyenne du CdP sur l'axe antéro-postérieur (Y_{CdP}) et sur l'axe médio-latéral (X_{CdP}) a été mesurée en mm par rapport au référentiel de la plateforme (O, X, Y) situé au centre de la surface des 2 pieds. La longueur totale du déplacement du CdP (L_{CdP}) ainsi que celle sur l'axe antéro-postérieur (L_{YCdP}) et sur l'axe médio-latéral (L_{XCdP}) ont également été déterminées. La surface incluant 80% des points du déplacement du CdP (S_{CdP}) a aussi été calculée. La pression plantaire sous les avant pieds (PP_{AP}) a été moyennée pour les deux pieds pour chaque condition expérimentale et exprimée en pourcentage du poids du corps. L'avant-pied de chaque pied a été délimité de l'arrière-pied par la ligne perpendiculaire passant par le milieu de la ligne joignant les points les plus en avant et en arrière de chaque pied.

Les données cinématiques ont été traitées par le logiciel Kinovea version 0.8.24 (Joan Charmant, www.kinovea.org). La position antéro-postérieure de l'articulation des genoux (Y_G), des hanches (Y_H) et des épaules (Y_E) a été mesurée en mm par rapport à l'axe vertical passant par l'articulation de la cheville gauche.

Evaluation dynamique. Toutes les données ont été mesurées entre la 3^{ème} et la 6^{ème} minute de chaque exercice de course à pied et arbitrairement sur l'ensemble du membre inférieur gauche. Le temps de contact (t_c , exprimé en % de la durée totale de l'appui) et la force (F , exprimée % de la force totale exercée pendant l'appui) sous l'avant-pied (AvP), le médio-pied (MP) et l'arrière-pied (ArP) pendant l'appui ont été mesurés à une fréquence de 100 Hz par un tapis de course instrumenté Zebris FDM-TDSL® (*Biométrics, Gometz-Le-Châtel, France*). Les zones de l'AvP, du MP et de l'ArP ont été délimitées par les lignes perpendiculaires passant par le 1^{er} et le 2^{ème} tiers de la ligne joignant les points les plus en avant et en arrière de chaque pied (Figure 32).

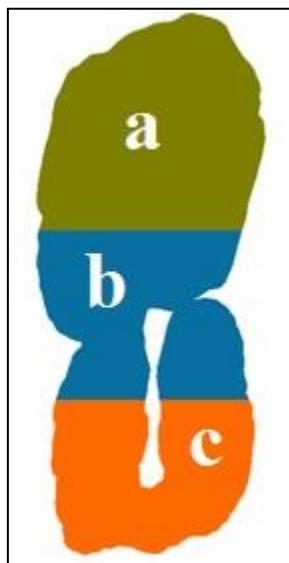


Figure 32. Zones de l'avant-pied (a), du médio-pied (b) et de l'arrière-pied (c) délimitées par le logiciel du tapis de course Zebris FDM-TDSL lors de la course

Les pressions plantaires lors de la course ont été mesurées à une fréquence de 100 Hz par des semelles embarquées Win Shoe® (*Médicapteurs, Balma, France*). Ces dernières comprenaient chacune neuf capteurs de pression de 12 mm de diamètre qui étaient placés sous la 1^{ère} tête métatarsienne (TM1), sous la 2^{ème} tête métatarsienne (TM2), entre la 3^{ème} et la 4^{ème} têtes métatarsiennes (TM3-4), sous la 5^{ème} tête métatarsienne (TM5), sous la phalange distale de l'hallux (H), sous le cuboïde (C), et sous les parties internes (TI), externes (TE) et médiales (TM) du talon (Figure 33).

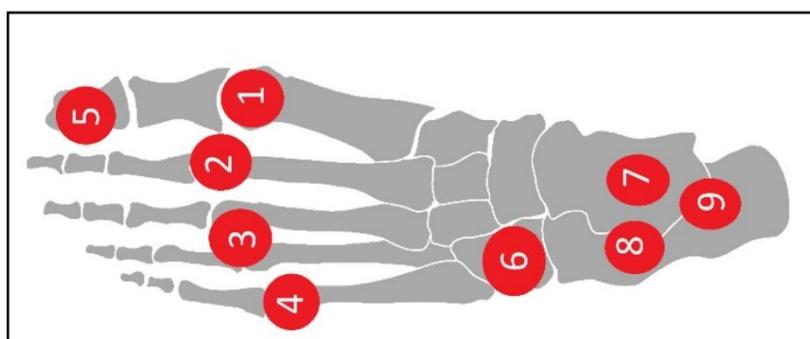


Figure 33. Placement des capteurs de pression sur la semelle embarquée WinShoe.
1 : 1^{ère} tête métatarsienne ; 2 : 2^{ème} tête métatarsienne ; 3 : 3^{ème} et 4^{ème} tête métatarsienne ; 4 : 5^{ème} tête métatarsienne ; 5 : phalange distale de l'hallux ; 6 : cuboïde ; 7 : partie interne du talon ; 8 : partie externe du talon ; 9 : partie médiale du talon

129 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

La raideur mécanique du membre inférieur gauche (K_{leg} , exprimée en kN.m^{-1}) a été calculée selon les formules suivantes (Morin, Dalleau, Kyröläinen, Jeannin, & Belli, 2005) :

$$k_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1}$$

Avec F_{max} : force maximale exercée lors de l'appui (N) et ΔL : variation du membre inférieur (m)

$$F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_v}{t_c} + 1 \right)$$

Avec m : masse du sujet (kg), g : accélération de la gravité (9.81 m.s^{-2}), t_v : temps de vol (s) et t_c : temps de contact (s)

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v \times t_c}{2} \right)^2} + \Delta y$$

Avec L : longueur du membre inférieur (m), v : vitesse de course (m.s^{-1}) et Δy : élévation du centre de gravité (m)

$$\Delta y = -\frac{F_{max}}{m} \frac{t_c}{\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8}$$

La foulée de course a été filmée à une fréquence d'acquisition de 250 Hz par un smartphone iPhone 7 (Apple Inc., USA) qui était placé derrière le sujet sur un trépied et à la hauteur de la bande du tapis Zebris. Le temps de vol (t_v) et le temps de contact (t_c) de chaque appui pendant 5 foulées ont été déterminés manuellement et image par image à partir de l'application Runmatic® version 4. 5 (Balsalobre-Fernández, Agopyan, & Morin, 2017).

Les déplacements angulaires de la cheville, du genou et de la hanche du côté gauche ont été filmés à une fréquence de 120 Hz par une caméra HD Sync light cam (Biométrics®, Gometz-Le-Châtel, France), qui était placée perpendiculairement au plan frontal du sujet, à une distance de 1 m du tapis de course et à une hauteur de 1 m. Les centres articulaires ont été identifiés de la même manière que lors du test statique. Un marqueur supplémentaire a été placé sur la chaussure gauche au niveau de la 5^{ème} tête métatarsienne (M5) afin de déterminer l'orientation du pied (Figure 34).

Les angles d'ouverture de la hanche (θ_H : angle entre la cuisse et le tronc), du genou (θ_G : angle entre la jambe et la cuisse) et de la cheville (θ_C : angle entre le pied et la jambe) ont été mesurés à l'aide du logiciel Kinovéa® (Joan Charmant, <https://www.kinovea.org>). Les angles maximaux en flexion (θ_{flex}) et en extension (θ_{ext}), et l'amplitude du mouvement angulaire ($\theta_{\text{ext-flex}} = \theta_{\text{ext}} - \theta_{\text{flex}}$) ont été calculés pour chaque articulation et moyennés pour 10 appuis successifs.

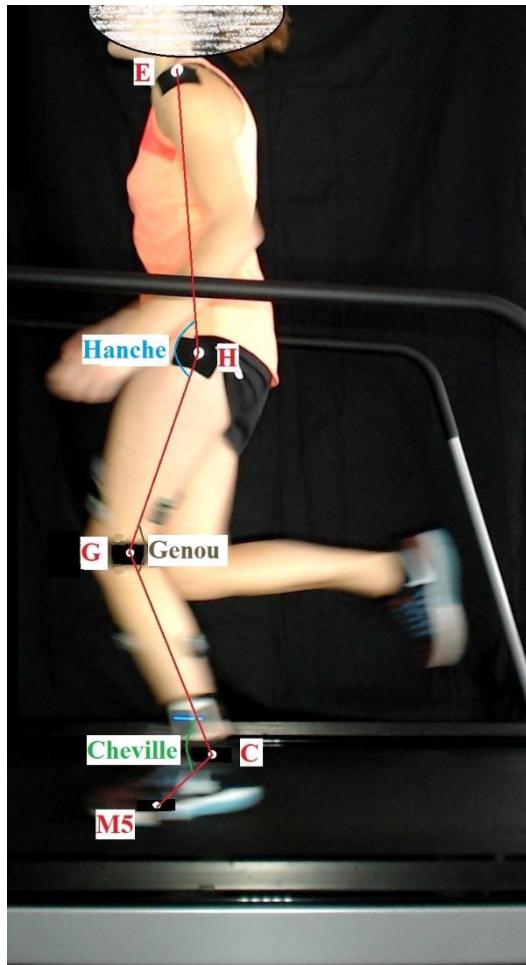


Figure 34. Mesures cinématiques lors de la course.

θ_H : angle entre la cuisse et le tronc ; θ_G : angle entre la jambe et la cuisse ; θ_C : angle entre le pied et la jambe ; E : épaule ; H : hanche ; G : genou ; C : cheville ; M5 : tête du 5^{ème} métatarsien

L'activité électromyographique (EMG) de surface des muscles du tibial antérieur (TA), du gastrocnémien latéral (GL), du soléaire (SOL), du vaste latéral (VL), du biceps fémoral (BF) et du semi-membraneux (SM) du côté gauche a été mesurée à l'aide de capteurs sans fils Trigno® (Delsys®, Boston, MA, USA). Ces capteurs sont constitués de deux électrodes barres (10 mm × 1 mm) espacées de 10 mm, et d'un accéléromètre triaxial (plage de mesure : ± 6 g).

131 Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course

Chaque capteur a été placé sur le ventre de chaque muscle et orienté parallèlement aux fibres musculaires. La peau a été préalablement rasée, poncée à l'aide d'une pâte abrasive (Nutriprep®, AD Instrument®) et nettoyée avec une solution d'alcool pour supprimer les cellules de peaux mortes, graisses et dépôts. La fixation des capteurs EMG a été sécurisée par un adhésif double face spécifique (Trigno®, Delsys®), par un sparadrap médical (Micropore®) et par une bande médicale autocollante (K-Tape®, France). Un capteur Trigno® a été aussi placé au niveau du talon pour déterminer à partir des accélérations horizontales et verticales le début et la fin de la phase d'appui de chaque cycle de course. Les signaux EMG et accélérométriques ont été enregistrés au cours de chaque exercice de course en continu par un amplificateur Trigno Lab System® (Delsys®, Boston, MA, USA), respectivement à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz et 150 Hz.

Les signaux EMG ont été filtrés à l'aide d'un filtre passe-bande (20- 500 Hz) et traités à l'aide du logiciel Labchart® version 8.1 (ADinstruments®, New South Wales, Australia). L'intensité des signaux EMG a été quantifiée par la valeur RMS moyenne lors de la période d'appui de 30 foulées consécutives (RMS_{appui}).

Les valeurs RMS mesurées dans les conditions N ou BRC ont été exprimées en % de la condition P.

7.3.4 Analyse statistique :

Tous les résultats sont représentés par la valeur moyenne \pm un écart-type. La normalité de la distribution des données et l'homogénéité des variances ont été examinées à partir des tests de Shapiro-Wilk et Bartlett, respectivement, qui se sont révélés non concluants. L'analyse statistique a donc été effectuée à partir de tests non paramétriques.

La comparaison des variables entre les deux groupes a été effectuée par un test de Mann Whitney.

Pour comparer les variables dépendantes entre les 3 conditions de semelles (P, N et BRC) et entre les trois sessions de tests (T0, T4, T2), nous avons utilisé un test de Friedman non paramétrique à mesures répétées. Pour comparer les variables entre les 2 groupes ou entre 2 conditions, nous avons utilisé un test non paramétrique de Wilcoxon.

L'effet de taille (valeur d de Cohen) a été calculé entre deux séries statistiques appariées à partir du ratio entre la moyenne et l'écart type des différences, et entre deux séries statistiques non appariées, à partir du ratio entre l'écart des moyennes de deux séries et l'écart type des deux groupes mis en commun. L'effet de taille est considéré selon la classification de Cohen et de Sawilowsky comme négligeable lorsque $d < 0.2$, faible pour $0.2 < d < 0.5$, modéré quand $0.5 < d < 0.8$, important si $0.8 < d < 1$; très important lorsque $1.2 < d < 2$ et énorme pour $d > 2$.

Le niveau de significativité pour tous les tests était fixé au risque α de 5%. Les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant le logiciel Statistica version 10 (*StatSoft Inc., USA*).

7.4 Résultats

Les données anthropométriques des sujets de chaque groupe (âge, taille, masse, pointure) ainsi que les données des séances d'entraînement effectuées en course à pied durant la période des trois mois de l'étude (distance totale à l'entraînement, distance totale en compétition, nombre de séance d'entraînement, durée totale d'entraînement) sont présentées dans le tableau 4. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux groupes quelle que soit la variable considérée.

Tableau 4. Données anthropométriques des sujets et des séances de course à pied réalisées à l'entraînement et en compétition pendant les trois mois de l'étude. CON : groupe contrôle (sujets équipés de semelles orthopédiques neutres) ; EXP : groupe expérimental (sujets équipés de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes).

Groupe	CON	EXP
Age (années)	35.3 ± 6.5	33.8 ± 11.2
Taille (cm)	174.9 ± 8.6	173.5 ± 6.5
Masse (kg)	71 ± 8.7	71.1 ± 10.1
Pointure des pieds	42.3 ± 2.9	41.8 ± 1.3
Distance parcourue à l'entraînement (km)	367.7 ± 45.5	371.0 ± 40.1
Distance parcourue en compétition (km)	34.8 ± 13.8	34.2 ± 11.3
Distance totale par semaine (km)	31.3 ± 3.1	31.8 ± 3.2
Volume total par semaine (heure)	2.92 ± 0.2	2.97 ± 0.1
Nombre de séances d'entraînements	36.5 ± 5.1	36.6 ± 5.5
Volume total de course à pied (heure)	35.1 ± 5.3	35.1 ± 4.3

133 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

7.4.1 *Résultats des tests statiques*

Le tableau 5 montre les résultats pour chaque groupe de sujets du déplacement du centre de pression (Y_{CdP} , X_{CdP} , L_{CdP} , Lx_{CdP} , Ly_{CdP} , S_{CdP}), de la répartition de la pression sous l'avant-pied (PPAP) et de la position sur l'axe-antéro-postérieur des articulations du genou (Y_G), de la hanche (Y_H) et de l'épaule (Y_E) par rapport à celle de l'articulation de la cheville, qui ont été obtenus lors des 3 sessions de tests (T0, T4, T12). Aucune différence significative n'a été trouvée pour le groupe CON quelle que soit la variable étudiée et la session de test considérée (T0, T4, T12).

Tableau 5. Résultats des tests statiques effectués au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12). a : différence significative par rapport à T0 ($p < 0.05$) ; b : différence significative par rapport à T4 ($p < 0.05$)

CON : groupe contrôle (sujets équipés de semelles orthopédiques neutres) ; EXP : groupe expérimental (sujets équipés de semelles orthopédique BRC) ; Y_{CdP} : position moyenne du CdP sur l'axe antéro-postérieur ; X_{CdP} : position moyenne du CdP sur l'axe medio-latéral ; L_{CdP} : longueur totale de déplacement du CdP ; L_{YCdP} : longueur du déplacement du CdP dans le plan sagittal ; $L_{X CdP}$: longueur du déplacement dans le plan frontal ; S_{CdP} : surface de l'ellipse de confiance du CdP ; PP_{AP} : pression plantaire sous les avant-pieds ; Y_G : position du genou dans le plan sagittal (par rapport à l'articulation de la cheville) ; Y_H : position de la hanche dans le plan sagittal ; Y_E : position de l'épaule dans le plan sagittal

Groupe	CON			EXP		
	T0	T4	T12	T0	T4	T12
Y_{CdP} (mm)	-47,7 ± 11,6	-48 ± 12,7	-48,6 ± 10,4	-48,3 ± 8,1	-55,6 ± 13,1^a	-59,2 ± 11,2^{ab}
X_{CdP} (mm)	-10,7 ± 5,9	-11,6 ± 5,2	-11,4 ± 5,5	-10,7 ± 4,5	-10,32 ± 4	-11,2 ± 5,4
L_{CdP} (mm)	237,8 ± 59	237 ± 59,5	237,9 ± 61,8	237,6 ± 63,5	268,4 ± 69,2^a	259,9 ± 76^{ab}
L_{YCdP} (mm)	164,2 ± 51,7	164,2 ± 39,4	164,8 ± 46,1	163,8 ± 50,8	189,1 ± 43,4^a	175,2 ± 50^{ab}
$L_{X CdP}$ (mm)	149,4 ± 43,8	149,3 ± 34,6	149,6 ± 35,1	148,7 ± 40,5	148,5 ± 42,6	149,4 ± 41,3
S_{CdP} (mm²)	53,5 ± 16,3	53,3 ± 21,5	53,7 ± 17	52,4 ± 16,4	53 ± 25,4	52,7 ± 20,2
PP_{AP} (% poids du corps)	44 ± 6,3	45 ± 12,7	44,1 ± 10,4	43 ± 4	39,3 ± 4,5^a	38,2 ± 5^{ab}
Y_G (mm)	3,2 ± 2,6	3,8 ± 2,7	3,2 ± 2,2	2,8 ± 1,8	2,8 ± 1,6	2,8 ± 2,4
Y_H (mm)	5,4 ± 2,6	5,9 ± 2	5,7 ± 2,4	5,8 ± 1,6	5,6 ± 1,6	5,8 ± 3,3
Y_E (mm)	4,9 ± 3	5 ± 2,4	5,3 ± 2,8	5,2 ± 2	5,2 ± 1,7	5,6 ± 1,4

135 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Y_{CdP} et PP_{AP} ont diminué après 4 semaines d'utilisation des semelles BRC respectivement de $14 \pm 17\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$) et de $8 \pm 8\%$ ($p < 0.01$; effet important $d = 0.8$), et après 12 semaines respectivement de $24 \pm 20\%$ ($p < 0.01$; $d = 1.1$) et de $11 \pm 8\%$ ($p < 0.01$; effet important $d = 1.0$). L_{CdP} et LY_{CdP} ont augmenté après 4 semaines d'utilisation des semelles BRC respectivement de $13 \pm 20\%$ ($p < 0.01$; effet faible $d = 0.4$) et de $15 \pm 28\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$). Par rapport à T0, après 12 semaines d'utilisation des semelles BRC, l'augmentation de ces deux variables était plus faible respectivement de $9 \pm 19\%$ ($p < 0.01$; effet faible $d = 0.4$) et de $7 \pm 25\%$ ($p < 0.01$; effet faible $d = 0.2$). Les valeurs de Y_{CdP} , PP_{AP} , L_{CdP} et LY_{CdP} mesurées à T12 étaient significativement différentes de celles qui ont été mesurées à T4. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les 3 sessions de tests (T0, T4, T12) pour X_{CdP} , S_{CdP} , Y_G , Y_H et Y_E .

7.4.2 *Résultats des tests en course à pied*

Les tableaux 6 et 7 montrent les résultats de la force exercée au sol (F_{AvP} , F_{MP} et F_{ArP}), du temps de contact (tc_{AvP} , tc_{MP} et tc_{ArP}), des pressions plantaires sous le pied gauche (TM1, TM2, TM3-4, TM5, H, C, Ti, Tm, Te), de la raideur verticale de la jambe gauche (K_{leg}) et des données cinématiques de la cheville gauche (θ_{C-flex} , θ_{C-ext} , $\theta_{C-ext-flex}$), du genou gauche (θ_{G-flex} , θ_{G-ext} , $\theta_{G-ext-flex}$) et de la hanche gauche (θ_{H-flex} , θ_{H-ext} , $\theta_{H-ext-flex}$) obtenus lors des 3 sessions de tests (T0, T4 et T12) respectivement pour les sujets du groupe contrôle et ceux du groupe BRC.

Aucune différence significative n'a été trouvée pour le groupe CON quelle que soit la variable étudiée et la session de test (T0, T4, T12) considérée.

Tableau 6. Résultats des tests effectués en course à pied réalisés au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12) d'utilisation des semelles orthopédiques neutres pour le groupe contrôle. Les données sont arrondies au nombre entier pour plus de lisibilité.

F_{AvP} , F_{MP} et F_{ArP} : Force maximale exercée sous la chaussure gauche respectivement sous l'avant, le médio et l'arrière-pied ; t_{cAvP} , t_{cMP} et t_{cArP} : temps de contact au sol de la chaussure gauche respectivement sous l'avant, le médio et l'arrière-pied ; TM1 : pressions plantaires sous la 1ère tête métatarsienne, TM2 : pressions plantaires sous la 2ème TM, TM3-4 : pressions plantaires sous les TM 3 et 4, TM5 : pressions plantaires sous la 5ème TM, H : pressions plantaires sous la phalange distale de l'hallux, C : pressions plantaires sous le cuboïde, Ti : pressions plantaires sous la partie interne du talon, Tm : pressions plantaires sous la partie médiane du talon, Te : pressions plantaires sous la partie externe du talon ; k_{leg} : raideur verticale de la jambe gauche ; $\theta_{C:flex}$: angle maximal de flexion de la cheville gauche, $\theta_{C:ext}$: angle maximal d'extension de la cheville gauche, $\theta_{G:flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale de la cheville gauche ; $\theta_{G:flex}$: angle maximal de flexion du genou gauche, $\theta_{G:ext}$: angle maximal d'extension du genou gauche, $\theta_{H:flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale du genou gauche ; $\theta_{H:flex}$: angle maximal de flexion de la hanche gauche, $\theta_{H:ext}$: angle maximal d'extension de la hanche gauche, $\theta_{H:flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale de la hanche gauche.

	CON					
	T0		T4		T12	
	P	N	P	N	P	N
Force résultante et temps de contact lors de l'appui						
F_{AvP} (% F _{totale})	57 ± 7	56 ± 6	56 ± 7	55 ± 7	55 ± 8	55 ± 7
F_{MP} (% F _{totale})	22 ± 4	23 ± 4	22 ± 3	22 ± 3	23 ± 3	22 ± 3
F_{ArP} (% F _{totale})	20 ± 8	20 ± 7	20 ± 8	21 ± 7	20 ± 7	21 ± 6
t_{cAvP} (% temps total d'appui)	87 ± 3	88 ± 3	88 ± 4	87 ± 3	87 ± 4	88 ± 4
t_{cMP} (% temps total d'appui)	61 ± 6	61 ± 6	61 ± 4	60 ± 4	62 ± 6	62 ± 5
t_{cArP} (% temps total d'appui)	46 ± 7	46 ± 6	46 ± 7	46 ± 6	47 ± 7	47 ± 5
Pressions plantaires sous le pied (% pression totale)						
TM1	14 ± 5	13 ± 4	14 ± 4	14 ± 4	14 ± 4	14 ± 4
TM2	22 ± 6	21 ± 6	21 ± 5	21 ± 6	23 ± 4	21 ± 3
TM3-4	20 ± 5	19 ± 5	19 ± 4	18 ± 4	19 ± 6	17 ± 6
TM5	13 ± 6	14 ± 4	14 ± 6	14 ± 5	15 ± 7	15 ± 8
H	14 ± 6	11 ± 5	13 ± 7	12 ± 5	14 ± 8	13 ± 6
C	4 ± 1	4 ± 1	4 ± 2	4 ± 2	3 ± 2	4 ± 2
Ti	3 ± 2	3 ± 3	3 ± 3	3 ± 3	3 ± 2	3 ± 3
Tm	3 ± 2	4 ± 3	3 ± 2	3 ± 2	3 ± 3	4 ± 2
Te	5 ± 3	6 ± 3	5 ± 3	6 ± 3	3 ± 2	4 ± 3
Raideur verticale de jambe						
k_{leg} (kN/m)	24 ± 2	24 ± 2	24 ± 2	24 ± 2	23 ± 2	24 ± 2
Cinématique articulaire (°)						
$\theta_{C:ext}$	138 ± 5	138 ± 5	139 ± 6	140 ± 5	138 ± 5	138 ± 6
$\theta_{C:flex}$	96 ± 8	96 ± 6	96 ± 6	97 ± 6	98 ± 6	97 ± 5
$\theta_{C:ext:flex}$	42 ± 7	41 ± 6	43 ± 5	42 ± 5	40 ± 8	40 ± 8
$\theta_{G:ext}$	168 ± 1	169 ± 2	169 ± 2	169 ± 3	169 ± 2	169 ± 2
$\theta_{G:flex}$	139 ± 5	139 ± 3	141 ± 3	141 ± 3	141 ± 3	141 ± 3
$\theta_{G:ext:flex}$	29 ± 5	29 ± 4	27 ± 4	28 ± 3	28 ± 4	28 ± 4
$\theta_{H:ext}$	178 ± 1	178 ± 1	179 ± 1	178 ± 1	178 ± 1	178 ± 1
$\theta_{H:flex}$	158 ± 3	156 ± 4	158 ± 3	157 ± 3	157 ± 3	158 ± 3
$\theta_{H:ext:flex}$	20 ± 3	22 ± 4	20 ± 3	21 ± 3	20 ± 3	20 ± 2

137 Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course

Tableau 7. Résultats des tests effectués en course à pied réalisés au début de l'étude (T0), après 4 semaines (T4) et après 12 semaines (T12) d'utilisation des semelles orthopédiques BRC pour le groupe expérimental. Les données sont arrondies au nombre entier pour plus de clarté. Différences significatives ($p<0.01$) par rapport à P-T0 (a), BRC-T0 (b), P-T4 (c), BRC-T4 (d) et P-T12 (e).

F_{AvP} , F_{MP} et F_{ArP} : Force maximale exercée sous la chaussure gauche respectivement sous l'avant, le médio et l'arrière-pied ; t_{cAvP} , t_{cMP} et t_{cArP} : temps de contact au sol de la chaussure gauche respectivement sous l'avant, le médio et l'arrière-pied ; TM1 : pressions plantaires sous la 1ère tête métatarsienne, TM2 : pressions plantaires sous la 2ème TM, TM3-4 : pressions plantaires sous les TM 3 et 4, TM5 : pressions plantaires sous la 5ème TM, H : pressions plantaires sous la phalange distale de l'hallux, C : pressions plantaires sous le cuboïde, Ti : pressions plantaires sous la partie interne du talon, Tm : pressions plantaires sous la partie médiane du talon, Te : pressions plantaires sous la partie externe du talon ; k_{leg} : raideur verticale de la jambe gauche ; θ_{C-flex} : angle maximal de flexion de la cheville gauche, θ_{C-ext} : angle maximal d'extension de la cheville gauche, $\theta_{C-ext-flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale de la cheville gauche ; θ_{G-flex} : angle maximal de flexion du genou gauche, θ_{G-ext} : angle maximal d'extension du genou gauche, $\theta_{G-ext-flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale du genou gauche ; θ_{H-flex} : angle maximal de flexion de la hanche gauche, θ_{H-ext} : angle maximal d'extension de la hanche gauche, $\theta_{H-ext-flex}$: amplitude angulaire entre la flexion et l'extension maximale de la hanche gauche.

	EXP					
	T0		T4		T12	
	P	BRCP	P	BRCP	P	BRCP
Force résultante et temps de contact lors de l'appui						
F_{AvP} (% F_{totale})	54 ± 4	53 ± 4	55 ± 5	53 ± 4	55 ± 5	54 ± 4
F_{MP} (% F_{totale})	21 ± 2	23 ± 3	21 ± 2	23 ± 2	21 ± 3	23 ± 2
F_{ArP} (% F_{totale})	24 ± 4	23 ± 5	23 ± 4	23 ± 4	22 ± 6	21 ± 6
t_{cAvP} (% temps total d'appui)	85 ± 3	84 ± 3	85 ± 3	85 ± 4	86 ± 3	86 ± 3
t_{cMP} (% temps total d'appui)	64 ± 6	64 ± 7	63 ± 6	65 ± 7	65 ± 7	65 ± 9
t_{cArP} (% temps total d'appui)	47 ± 2	46 ± 3	47 ± 4	47 ± 4	46 ± 4	45 ± 3
Pressions plantaires sous le pied (% pression totale)						
TM1	14 ± 5	14 ± 4	11 ± 5^a	11 ± 5^{a,b}	11 ± 5^a	11 ± 5^{a,b}
TM2	21 ± 4	17 ± 3^a	21 ± 6	18 ± 5^c	21 ± 5	19 ± 5^e
TM3-4	19 ± 5	15 ± 4^a	19 ± 5	16 ± 4^c	19 ± 4	16 ± 4^e
TM5	12 ± 5	14 ± 5	13 ± 6	15 ± 5	14 ± 6	15 ± 6
H	14 ± 9	15 ± 8	15 ± 10	16 ± 10	16 ± 10	17 ± 10
C	3 ± 1	4 ± 1	3 ± 1	5 ± 2	3 ± 1	4 ± 2
Ti	3 ± 2	4 ± 2	3 ± 1	4 ± 2	3 ± 1	4 ± 2
Tm	4 ± 4	5 ± 4	4 ± 4	5 ± 4	3 ± 4	4 ± 4
Te	5 ± 2	6 ± 2	6 ± 3	6 ± 4	5 ± 4	6 ± 4
Raideur verticale de jambe						
k_{leg} (kN/m)	24 ± 4	24 ± 3	23 ± 3	23 ± 3	23 ± 3	23 ± 3
Cinématique articulaire (°)						
θ_{C-ext}	139 ± 4	141 ± 6	145 ± 6^a	144 ± 5^b	144 ± 7^a	145 ± 9^b
θ_{C-flex}	98 ± 7	98 ± 7	97 ± 7	98 ± 4	99 ± 5	99 ± 5
$\theta_{C-ext-flex}$	40 ± 4	42 ± 5	47 ± 6^a	46 ± 4^b	45 ± 8^a	46 ± 8^b
θ_{G-ext}	168 ± 6	169 ± 4	169 ± 3	169 ± 3	172 ± 4^{a,c}	172 ± 4^{b,d}
θ_{G-flex}	140 ± 4	139 ± 4	140 ± 3	139 ± 4	140 ± 5	139 ± 4
$\theta_{G-ext-flex}$	28 ± 4	29 ± 4	29 ± 4	30 ± 3	32 ± 6^{a,c}	32 ± 6^{b,d}
θ_{H-ext}	179 ± 0	179 ± 0	179 ± 0	178 ± 0	179 ± 0	178 ± 0
θ_{H-flex}	156 ± 3	156 ± 4	157 ± 4	157 ± 5	158 ± 3	157 ± 4
$\theta_{H-ext-flex}$	22 ± 3	22 ± 4	21 ± 4	21 ± 4	20 ± 4	21 ± 4

Pour le groupe EXP, comparé à des semelles plates, le port de semelles orthopédiques BRC a entraîné immédiatement (à T0) une réduction de la pression plantaire sous TM2 et sous TM3-4 respectivement de $14 \pm 6\%$ ($p < 0.01$; effet important $d = 0.8$) et de $15 \pm 12\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$). La pression mesurée au niveau des 7 autres endroits du pied (TM1, TM5, H, C, Ti, Tm et Te) n'a pas été significativement modifiée par le port de semelles orthopédiques BRC à T0. Comparé aux semelles plates, les pressions plantaires relevées sous TM2 étaient diminuées de $14 \pm 7\%$ à T4 ($p < 0.01$; effet important $d = 0.6$) et de $13 \pm 6\%$ à T12 ($p < 0.01$; effet important $d = 0.6$). Sous TM3-4, elles étaient réduites d'environ de $14 \pm 9\%$ à T4 ($p < 0.01$; effet important $d = 0.6$) et de $14 \pm 12\%$ à T12 ($p < 0.01$; effet important $d = 0.6$). Toutes ces valeurs n'étaient cependant pas statistiquement différentes de celles mesurées à T0. A T4, la pression plantaire sous TM1 était réduite, respectivement, de $16 \pm 40\%$ pour la condition BRC et de $12 \pm 39\%$ pour les semelles plates ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$) et à T12, de $18 \pm 39\%$ ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$) en condition BRC et de $15\% \pm 31\%$ pour les semelles plates ($p < 0.01$; effet modéré $d = 0.5$) par rapport à T0.

Par rapport à T0, l'extension maximale (θ_{C-ext}) et l'amplitude du mouvement angulaire ($\theta_{C-ext-flex}$) de la cheville lors de l'appui ont été augmentées respectivement à T4 de $5 \pm 3^\circ$ ($+ 4 \pm 2\%$; $p < 0.01$; effet important $d = 1.0$) et de $7 \pm 6^\circ$ ($+ 17 \pm 16\%$; $p < 0.01$; effet très important $d = 1.25$) avec les semelles plates, et de $3 \pm 5^\circ$ ($+ 3 \pm 4\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$) et de $3 \pm 5^\circ$ ($+ 10 \pm 14\%$; $p < 0.01$; effet important $d = 0.8$) avec les semelles BRC. A T12, ces deux variables étaient augmentées de $4 \pm 3^\circ$ ($+ 3 \pm 2\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.7$) et de $4 \pm 9^\circ$ ($+ 11 \pm 24\%$; $p < 0.01$; effet important $d = 0.6$) avec les semelles plates et de $5 \pm 5^\circ$ ($+ 3 \pm 3\%$; $p < 0.01$; effet important $d = 0.8$) et de $4 \pm 9^\circ$ ($+ 10 \pm 2\%$; $p < 0.01$; effet important $d = 0.6$) avec les semelles BRC. Les valeurs mesurées à T12 n'étaient pas significativement différentes de celles mesurées à T4. Comparées à T0 et T4, l'extension maximale (θ_{G-ext}) et l'amplitude du mouvement angulaire ($\theta_{G-ext-flex}$) du genou lors de l'appui ont été augmentées à T12 respectivement de $3 \pm 4^\circ$ ($+ 2 \pm 2\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$) et de $4 \pm 4^\circ$ ($+ 14 \pm 16\%$; $p < 0.01$; $d = 0.5$) avec les semelles plates, et de $2 \pm 3^\circ$ ($+ 2 \pm 2\%$; $p < 0.01$; effet modéré $d = 0.6$) et de $3 \pm 4^\circ$ ($+ 8 \pm 15\%$; $p < 0.01$; effet faible $d = 0.4$) avec les semelles BRC. Aucune différence significative de cinématique articulaire n'a été trouvée entre les deux types de semelles quelle que soit la session de test considérée et la variable étudiée.

139 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Aucune modification significative n'a été trouvée pour les pressions plantaires au sol, la cinématique articulaire de la hanche, la raideur et l'activité EMG du membre inférieur (figure 35), quel que soit le groupe des sujets, le type de semelles utilisées et la session de tests considérée.

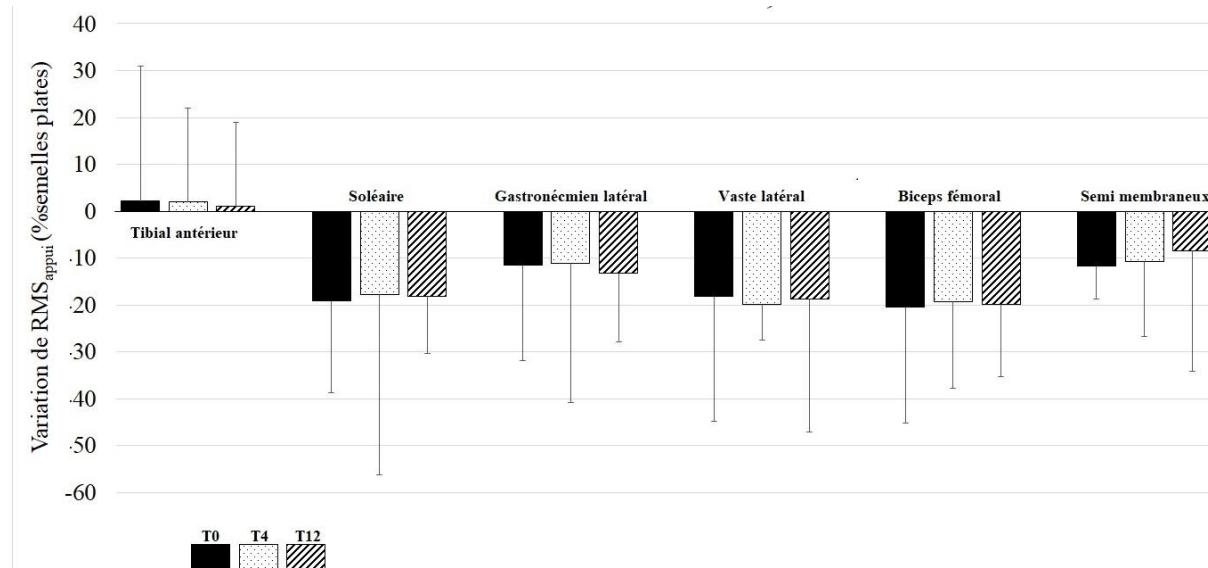


Figure 35. Variation en % de la valeur RMS de l'activité EMG mesurée pendant 30 appuis successifs avec les semelles BRC par rapport aux semelles plates à T0, T4 et T12.

Les valeurs RMS moyennes ont été normalisées par rapport aux valeurs RMS mesurées avec les semelles plates.

7.5 Discussion

Le but de cette étude était de déterminer les effets immédiats, à court (après 4 semaines) et à moyen terme (après 12 semaines) de l'utilisation de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes sur les variables posturographiques lors du maintien de la posture debout et sur les variables biomécaniques de la course à pied. Les résultats principaux de cette étude sont que l'utilisation de semelles BRC pendant 4 semaines a entraîné en statique une diminution de la pression plantaire sous les avant-pieds, un déplacement du CdP vers l'arrière et une augmentation de la longueur de son déplacement sur l'axe antéro-postérieur. La réduction de la pression sous les avant-pieds qui est liée au recul du CdP, s'est accentuée après 12 semaines d'utilisation. En revanche, la longueur du déplacement du CdP était plus faible après 12 semaines comparée à 4 semaines, ce qui tend à montrer l'existence d'un phénomène d'accommodation après 12 semaines d'utilisation des semelles BRC. Lors de la course à pied, les pressions plantaires sous les 2^{ème}, 3^{ème} et 4^{ème} têtes métatarsiennes étaient diminuées immédiatement avec le port des semelles BRC. Ces effets ont perduré après 4 et 12 semaines d'utilisation sans qu'ils ne fussent amplifiés. La pression plantaire sous la 1^{ère} tête métatarsienne était réduite seulement à partir de la 4^{ème} semaine d'utilisation. L'extension maximale et l'amplitude totale de la cheville étaient légèrement augmentées après 4 et 12 semaines d'utilisation des semelles BRC que les sujets les portent ou pas au moment du test. Des modifications similaires étaient observées pour l'extension maximale et l'amplitude totale du genou mais uniquement après 12 semaines. L'utilisation de semelles orthopédiques neutres (sans élément de correction) n'a entraîné aucune modification significative en statique ou lors de la course, que ce soit immédiatement, à court (après 4 semaines) et à moyen terme (après 12 semaines).

141 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

7.5.1 *Effets immédiats, à court et moyen terme, des semelles orthopédiques avec BRC sur le déplacement du centre de pression et la répartition des pressions plantaires en statique*

Lors des tests en statique, l'utilisation régulière de semelles BRC lors de la course a induit au bout de 4 semaines un recul de la position moyenne du CdP de 14 % et une réduction de la pression plantaire sous l'avant-pied de 8%. Tous ces effets sont augmentés significativement après 12 semaines, respectivement de 24 % et 11%. Le CdP se déplace donc de plus en plus vers l'arrière, et induit par conséquent une réduction de plus en plus grande de la pression sous les avant-pieds. Des effets similaires ont été rapportés par des précédentes études (Hodge, Bach, & Carter, 1999; Janin & Toussaint, 2005; Yoon, 2015) avec l'utilisation de semelles comportant des éléments placés en arrières des têtes métatarsiennes. Notons que lors de notre précédente étude nous avions observé des effets similaires dès que les semelles BRC étaient placées sous les pieds en statique.

A la différence de McCormick et coll. (2013) qui ont constaté une répartition plus homogène de la pression avec une semelle de moulage neutre, nous n'avons pas trouvé de diminution significative de la pression sous les avant-pieds chez les sujets du groupe contrôle qui ont utilisé une semelle orthopédique neutre même après 3 mois d'utilisation. Cette différence peut s'expliquer par l'ajout, lors de l'étude précédente, d'une talonnette sous l'arrière-pied.

Les semelles BRC ont entraîné après 4 semaines une augmentation de la longueur de déplacement du CdP sur le plan horizontal et sur l'axe antéro-postérieur, respectivement de 13% et de 15%. L'ajout d'une BRC semble donc déstabiliser à moyen terme l'équilibre statique du corps surtout dans le plan sagittal du fait du déport postérieur du CdP. Cet effet semble néanmoins disparaître si l'élément reste sous le pied pendant un exercice d'équilibration (Foisy & Kapoula, 2017). Ces modifications étaient aussi moins importantes après 12 semaines d'utilisation des semelles BRC (+ 9% et + 7%, respectivement).

Ces résultats suggèrent qu'un phénomène d'accommodation survient chez les sujets après 3 mois qui peut être due à une modulation de l'activité des récepteurs de pression à adaptations rapides (Kennedy & Inglis, 2002).

7.5.2 Effets immédiats, à court et moyen terme, des semelles orthopédiques avec BRC sur les variables biomécaniques de la course à pied

Comparé aux semelles plates, le port de semelles BRC a entraîné une réduction immédiate d'environ 15% de la pression plantaire sous les 2^{ème}, 3^{ème} et 4^{ème} têtes métatarsiennes lors d'une course sur tapis roulant à vitesse modérée (11 km/h). Ces effets sont aussi observés après 4 et 12 semaines d'utilisation. La pression plantaire sous la 1^{ère} tête métatarsienne a été réduite de 16% après 4 semaines d'utilisation. Ces résultats sont en accord avec l'étude de Hodge et coll. (1999), puisque ces auteurs ont observé une réduction de la pression plantaire uniquement sous la 2^{ème} et 3^{ème} tête métatarsienne avec ce même type d'élément lors d'une marche instantanée. Cependant, contrairement aux autres têtes métatarsiennes, la pression plantaire sous la 1^{ère} tête métatarsienne était aussi diminuée du même ordre de grandeur lorsque les sujets utilisaient des semelles plates. Ces résultats suggèrent l'existence d'un phénomène d'adaptation (Kennedy & Inglis, 2002).

Les pressions plantaires sous le medio-pied (le cuboïde) et sous l'arrière-pied (sous le talon) n'étaient pas significativement modifiées par l'utilisation des semelles BRC. Ce résultat est quelque peu surprenant puisque la réduction de la pression sous les têtes métatarsiennes implique forcément que la pression soit augmentée dans une autre zone du pied. Bien que le placement des capteurs de pression dans les semelles WinShoe® ne nous permette pas de l'affirmer, il est possible que la pression ait été augmentée juste en arrière des têtes métatarsiennes, là où se situe l'élément BRC.

Le deuxième résultat important concerne la modification des cinématiques articulaires de la cheville et du genou lors de la course avec les semelles BRC. L'extension maximale et l'amplitude totale de la cheville et du genou lors de l'appui ont été augmentées respectivement à partir de 4 et 12 semaines d'utilisation des semelles BRC. Bien que ces modifications étaient mineures (< 8°), elles étaient aussi observées avec le port des semelles neutres. Ces résultats corroborent une nouvelle fois notre hypothèse concernant l'existence d'un phénomène d'adaptation. L'augmentation de l'extension de la cheville (flexion plantaire) lors de l'appui pourrait permettre de s'opposer à la diminution de l'angle de la cheville observé chez des coureuses fatiguées (Giandolini et coll., 2013).

143 *Effets immédiat, à court et moyen terme de l'utilisation de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale sur les variables spatio-temporelles de la foulée, les pressions plantaires et l'activité musculaire lors de la course*

Ainsi l'augmentation de la flexion plantaire pourrait avoir un effet sur les modifications cinématiques de la cheville observés en ultra-trail, tel que la diminution de l'angle de la cheville en lien avec la fatigue (Giandolini et coll., 2016) Contrairement à certaines études antérieures (Esmaeili et coll., 2014 ; Jung et coll., 2011; Moisan & Cantin, 2016), nous n'avons pas trouvé de variations significatives de l'activité musculaire du membre inférieur avec le port de semelles BRC que ce soit immédiatement ou après 12 semaines d'utilisation. Les différentes variations retrouvées à travers nos études ainsi que les résultats observés quotidiennement sur des douleurs musculaires nous laissait penser que des effets seraient visibles. Nous pensions avoir des modifications sur les chaînes musculaires postérieures de la cuisse, suite notamment au déport postérieur du CdP visible en statique. Cette différence pourrait être due au fait que les modifications cinématiques étaient insuffisantes pour changer sensiblement l'activité musculaire, et/ou que l'activité EMG présente une grande variabilité entre les sujets (comme le montre les écarts-types important des valeurs RMS, figure 35).

Bien que la répartition de la pression plantaire et la cinématique articulaire de la cheville et du genou soient modifiées par l'utilisation des semelles BRC lors de la course, la technique de course ne semble pas être altérée étant donné que la répartition de la force résultante et du temps de contact entre les 3 parties du pied (avant-pied, médio pied et arrière pied) lors de l'appui, et la raideur verticale du membre inférieur n'étaient pas significativement modifiées immédiatement, après 4 et 12 semaines d'utilisation. Le travail de la semelle semble donc être local avec un effet direct sur le pied puis, après 1 mois, une modification légère de la cinématique de la cheville, et après 3 mois, de celle du genou. Il semblerait que les modifications sur la cinématique du membre inférieur s'accentuent avec le temps. Or après 3 mois de port des BRC la hanche n'a pas subi d'effet ce qui pourrait expliquer que la raideur et le pattern de course ne soit pas modifié.

7.6 Applications pratiques

La première application pratique de cette étude est que le port de semelles BRC induit immédiatement une réduction de pression plantaire sous les 2^{ème}, 3^{ème} et 4^{ème} têtes métatarsiennes lors de la course. Ce résultat peut être intéressant pour la prévention et/ou la gestion des blessures de l'avant-pied telle que la fracture de fatigue métatarsienne, car la course à pied de longue distance augmente les pressions plantaires dans cette zone (Karagounis et coll., 2009; Nagel et coll., 2008; Wu et coll., 2012). La deuxième application pratique est que les semelles BRC induisent des effets mécaniques tels qu'une modification de la cinématique articulaire même lorsqu'elles ne sont pas portées. De nombreux podologues pensent qu'un traitement orthopédique doit durer pendant une à deux années. Or, à travers les résultats de cette étude, il semblerait que le port de semelles BRC peut être interrompu après seulement 3 mois d'utilisation quotidienne des semelles du fait de la présence de ce phénomène d'adaptation. Enfin, il est intéressant de noter qu'une paire de semelle simplement moulée, sans correction, ne modifie pas les variables biomécaniques de la course. Bien que nous ne l'ayons pas démontré, il est possible que ce type de semelles puisse toutefois améliorer le confort du coureur. Néanmoins, nous pouvons suggérer aux coureurs souffrant des pieds de consulter un podologue afin de mettre en place une paire de semelle orthopédique avec des éléments de correction.

7.7 Limites de l'étude et perspectives

La première limite de cette étude concerne le ressenti des sujets lors de l'utilisation des semelles orthopédiques. Bien que le confort ait été évalué par une échelle subjective, nous avons choisi délibérément de ne pas présenter les résultats car ils nous semblaient trop incohérents. En effet, bien que certains coureurs exprimaient une meilleure sensation avec les semelles, ils donnaient une note incohérente avec leur ressenti. La seconde limite est qu'aucune mesure de performance n'a pu être réalisée, comme par exemple la mesure du temps de course sur une distance donnée (5 km ou plus), du fait de contraintes temporelles et matérielles. La troisième limite de cette étude concerne le suivi de l'entraînement des coureurs sur trois mois au cours duquel nous avons uniquement relevé les distances et les durées des séances de course. Il est donc possible que des facteurs non contrôlés tels que l'intensité de l'entraînement ainsi que la topographie et la nature du terrain aient pu influencer en partie nos résultats. De plus, la durée de l'étude (3 mois) a peut-être été trop courte pour observer certains effets et/ou phénomènes d'accompagnements, notamment en ce qui concerne la modification des pressions plantaires au niveau du médio et arrière pied. Comme perspective, il serait intéressant de mesurer lors d'une future étude les effets des semelles BRC sur une plus longue durée (1 an) et de regarder si ces effets perdurent quand ces semelles ne sont plus utilisées au quotidien, et si oui pendant combien de temps. Enfin notre étude a porté sur des coureurs sains, sans douleurs ou antécédents particuliers. Or au vu des résultats ce type de semelle semble se destiner à des blessures spécifiques. Il serait donc intéressant d'en noter les effets sur des patients souffrant de métatarsalgie pour voir si la réaction aux semelles est identique.

7.8 Conclusion

Cette étude a montré que le port de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes entraîne une diminution des pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes lors de la course, ce qui peut permettre de réduire le risque de blessures du coureur dans cette zone du pied. Les effets à court et moyen termes (après 4 et 12 semaines) d'utilisation des semelles BRC sur les pressions plantaires et la cinématique articulaire observés en statique et lors de la course à pied sont une avancée importante pour les podologues. Les effets d'accommodation (réduction de la réponse à la semelle) et d'adaptation (persistant même si les semelles ne sont pas portées) sont des éléments nouveaux à prendre en compte lors de la mise en place d'un traitement par semelles orthopédiques. Ces résultats montrent qu'il n'est pas forcément nécessaire d'utiliser des semelles orthopédiques pendant une longue période pour obtenir des effets significatifs.

8 DISCUSSION ET CONCLUSION GENERALE

L'objectif général de cette thèse était de proposer une solution podologique à une problématique du terrain centrée sur les douleurs dans la zone de l'avant-pied et le risque de métatarsalgie. Lors de notre 1^{ère} étude réalisée en 2016 lors de l'UTMB® (171 km, 10000 m de dénivelé positif), nous avons montré que la pression plantaire sous les avant-pieds lors du maintien de la posture debout était augmentée pendant les 79 premiers kilomètres du fait du déplacement du centre de pression (CdP) vers l'avant. Bien que la longueur des pieds ne fût pas modifiée, la largeur de l'avant-pied était plus importante à partir du kilomètre 79. A notre connaissance, aucune étude n'avait auparavant réalisé ces investigations même si quelques unes avaient montré que l'équilibre statique et le pattern de course étaient modifiés lors d'un ultra-trail (Degache et coll., 2016; Giandolini et coll., 2013; Giandolini et coll., 2016; Lazzer et coll., 2015). Ces modifications qui ont été observées jusqu'à la fin de l'épreuve, sont susceptibles d'augmenter le risque de blessures au niveau de l'avant-pied qu'elles soient cutanées (par le contact entre la chaussure et le pied qui s'élargit) ou de nature traumatique (métatarsalgies et fractures de fatigues des têtes métatarsiennes) (Nagel et coll., 2008; Van Gent et coll., 2007; Yoon, 2015).

Pour limiter l'augmentation de la pression sous les avant-pieds, et donc pour apporter une solution podologique préventive aux blessures de l'avant-pied, nous avons proposé d'ajouter un élément orthopédique sous l'avant-pied. En effet, plusieurs auteurs ont montré que ce type d'élément permettait de libérer les pressions plantaires sous la zone antérieure, de postérioriser le CdP et de réharmoniser les pressions sous la plante du pied en statique, à la marche ou à la course (Janin & Toussaint, 2005; Khodaei et coll., 2017; Yoon, 2015). C'est dans ce cadre que nous avons réalisé notre 2^{ème} étude où l'objectif était de montrer que le port de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale (BRC) de 3 mm placée en arrière des têtes métatarsiennes (TM) permettait de réduire la pression plantaire sous l'avant-pied en statique. Nous avons demandé à 48 coureurs de maintenir une position debout statique en utilisant des semelles plates et des semelles BRC. Cette étude a montré que l'ajout d'une BRC entraînait un déplacement du CdP vers l'arrière, ainsi que des articulations de la hanche, des épaules et de la tête, ce qui permettait de diminuer significativement la pression plantaire sous l'avant-pied.

Lors de notre 3^{ème} étude, nous avons souhaité, d'une part, vérifier que les modifications observées en statique lors du port de semelles BRC s'accentuaient lorsque ces dernières étaient utilisées pendant 12 semaines, et d'autre part, évaluer leurs effets immédiats (T0), à court (après

4 semaines ; T4) et moyen termes (après 12 semaines ; T12) sur les variables biomécaniques de la course (répartition de la force résultante et du temps d'appui sous le pied, pression plantaire, cinématique articulaire, raideur du membre inférieur, activité musculaire). Pour réaliser cette étude longitudinale, nous avons recruté vingt coureurs que nous avons répartis équitablement dans deux groupes. Les sujets du premier groupe (groupe contrôle : CON) ont utilisé des semelles orthopédiques moulées qui ne comportaient aucun élément de correction (semelles neutres) tandis que les participants du second groupe (groupe expérimental : EXP) ont utilisé des semelles BRC. Lors de chaque session de tests, tous les sujets ont aussi couru avec des semelles plates (condition de référence). Cette étude a montré que l'utilisation de semelles orthopédiques moulées sans correction pendant 12 semaines n'entraînait aucune modification significative que ce soit en condition statique ou dynamique. Après 4 semaines d'utilisation de semelles BRC, le recul du CdP et la réduction de la pression sous l'avant-pied en statique ont été accentué. Cependant, ces modifications sont atténuées après 12 semaines, ce qui montre que les sujets se sont accommodés à l'élément BRC (phénomène d'accommodation). Lors de la course, le port des semelles BRC a entraîné immédiatement une réduction de la pression plantaire sous les TM 2, 3 et 4. Celle sous TM 1 était diminuée après 4 semaines d'utilisation. Cette réduction était aussi observée quand les sujets utilisaient des semelles plates, ce qui tend à montrer que les sujets se sont adaptés aux semelles BRC (phénomène d'adaptation). Des modifications cinématiques mineures ($< 8^\circ$) de l'extension maximale et de l'amplitude totale de la cheville et du genou au cours de l'appui ont été aussi observées après respectivement 4 et 12 semaines, quel que soit le type de semelles portées (BRC ou plates). Cependant, ces dernières ne semblent pas altérer la technique de course puisque ni l'activité musculaire, ni la raideur du membre inférieur n'ont été significativement modifiées par l'utilisation pendant 12 semaines des semelles BRC.

C'est assez rare qu'une telle étude longitudinale soit effectuée dans le domaine de la podologie et de la course à pied. La plupart des études antérieures ont évalué l'effet immédiat du port de semelles orthopédiques sur la posture debout (Foisy et coll., 2015; Foisy & Kapoula, 2017; Ganesan et coll., 2014; Janin & Dupui, 2009; Janin & Toussaint, 2005; Mattacola et coll., 2007; Rome & Brown, 2016; S. Vermand & Gaillet, 2014; Yoon, 2015) ou lors de la marche (Lack et coll., 2014a; Mills, Blanch, Chapman, McPoil, & Vicenzino, 2010; Ng, 2012; Stacoff et coll., 2007; Telfer et coll., 2013a).

Seules quelques-unes qui ont évalué l'effet à court terme (4 semaines) et à long terme (6 mois) sur l'activité musculaire (Esmaeli et coll., 2014; Moisan & Cantin, 2016), les pressions plantaires (McCormick et coll., 2013) ou le contrôle postural (Rome & Brown, 2016).

Les résultats de cette thèse permettent d'apporter deux conseils pratiques pour les coureurs d'ultra-trail qui souffrent de douleurs au niveau de l'avant-pied. Le premier serait d'utiliser une chaussure un peu plus large à partir de la mi-course afin de réduire les compressions de l'avant-pied souvent responsable des lésions cutanées. La plupart des coureurs d'ultra-trail changent de chaussures au cours de l'épreuve pour avoir plus de confort mais peu, d'entre eux ne choisissent une chaussure plus large car beaucoup croient à tort que la longueur des pieds augmente avec la fatigue. Le deuxième serait d'utiliser des semelles orthopédiques BRC pendant au moins 12 semaines pour induire un déplacement du centre de pression vers l'arrière et réduire les pressions sous les têtes métatarsiennes. Des études futures doivent néanmoins être conduites pour voir si l'utilisation de semelles BRC sur le long terme permet de réduire significativement le risque de blessure au niveau de l'avant-pied.

Cette thèse apporte aussi des résultats intéressants pour les podologues. Lors de la 2^{ème} étude, nous avons montré qu'il existe des corrélations significatives entre le déplacement du CdP vers l'arrière et le recul des hanches, des épaules et de la tête sur l'axe antéro-postérieur (par rapport à l'articulation de la cheville) observés avec le port de semelles BRC. Ces résultats sont intéressants pour le praticien car il lui est possible de voir si les semelles qu'il a conçues engendres un effet immédiat. Les résultats lors de la 3^{ème} étude sont aussi très intéressants pour les podologues car ils montrent que des semelles orthopédiques peuvent avoir des effets immédiats, à court (après 4 semaines) et moyen (après 12 semaines) terme, que ces effets peuvent être réduits après quelques semaines d'utilisation (phénomène d'accommodation) et/ou être aussi observés même si les semelles ne sont plus portées (phénomène d'adaptation)

Les trois études réalisées lors de cette thèse présentent des limites qui doivent être prise en compte. La première est que les modifications de la répartition de la pression plantaire, de la position du centre de pression et des dimensions du pied ont été mesurées lors de l'UMTB® lors de tests de posture statique. Il n'est donc pas certain que ces changements se soient aussi produits lors de la course.

Malgré les récents progrès technologiques (semelles instrumentées, centrales inertielles), il est toujours très difficile (voire impossible) de faire de telles mesures en condition réelle de locomotion comme lors d'un ultra-trail car l'enregistrement et le stockage des données, mais aussi la masse additionnelle de ces outils posent encore des problèmes pour les expérimentateurs et les coureurs. La seconde limite est que seuls 10 sujets parmi les 38 qui ont terminé l'UTMB® en 2016 ont pu réaliser les tests aux 3 points de contrôle pendant l'épreuve. Cependant, les modifications des dimensions du pied et de la répartition de la pression plantaire en statique observées lors de la 1^{ère} partie de l'épreuve sont en accord avec celles qui ont pu être mesurées à la fin de l'épreuve. La troisième limite concerne le contrôle de l'entraînement réalisé par les sujets des deux groupes lors de la 3^{ème} étude. Certaines variables telles que l'intensité de course, le revêtement du sol et la topographie du terrain n'ont pas pu être relevées pour tous les coureurs avec une grande certitude.

Nonobstant ces limites, cette thèse offre des perspectives intéressantes pour des futures études. La première serait de réaliser une analyse plus approfondie des modifications de l'architecture du pied (hauteur naviculaire, pronation arrière-pied, effondrement de la voûte plantaire...) lors d'une course d'ultra-trail pour expliquer pourquoi la largeur de l'avant-pied augmente sans que la longueur ne soit modifiée. La deuxième serait d'étudier à plus long terme l'effet de l'utilisation des semelles BRC (pendant 6 à 18 mois) mais aussi de son retrait pour voir si les modifications perdurent dans le temps, et si oui pendant combien de temps. Ces travaux pourraient permettre de mieux cerner les phénomènes d'adaptation et d'accommodation que nous avons pu observer lors de la 3^{ème} étude.

En conclusion, cette thèse a montré que l'augmentation de la pression plantaire sous l'avant-pied observée lors du maintien de la posture debout lors d'un ultra-trail peut être réduite immédiatement par le port de semelles orthopédiques comportant une barre rétro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes. L'utilisation de ce type de semelles pendant 4 et 12 semaines par des coureurs lors de leurs séances d'entraînement permet de réduire la pression sous les têtes métatarsiennes lors de la course sans altérer la technique de course. Ces semelles pourraient donc permettre de diminuer le risque de blessure au niveau de l'avant-pied qui est probablement dû à des pressions trop importantes. Que l'approche soit préventive ou curative, les modifications podales engendrées par une course d'ultra-trail peuvent être atténuées en partie par le choix de chaussures plus larges mais aussi par le port de semelles orthopédiques équipées d'une barre rétro-capitale placée en arrière des têtes métatarsiennes.

9 BIBLIOGRAPHIE

- Akuzawa, H., Imai, A., Iizuka, S., Matsunaga, N., & Kaneoka, K. (2016). Calf muscle activity alteration with foot orthoses insertion during walking measured by fine-wire electromyography. *Journal of Physical Therapy Science*, 28, 3458-3462.
- Allan, R., Woodburn, J., Telfer, S., Abbott, M., & Steultjens, M. P. (2017). Knee joint kinetics in response to multiple three-dimensional printed, customised foot orthoses for the treatment of medial compartment knee osteoarthritis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, 231(6), 487-498.
- Ande, A. R., & Davis, I. S. (2012). Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 11, 244-250.
- Andersen, G. J., Cisneros, J., Atchley, P., & Saidpour, A. (1999). Speed, size, and edge-rate information for the detection of collision events. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 25, 256-269.
- Bahramian, F., Aminian, G., Bagherzadeh, M., Fardipoor, S., & Kashani, V. (2017). The Effect of Custom Made Foot Orthoses Fabricated With Medial Heel Skive Technique on Pain and Function in Individuals With Patellofemoral Pain Syndrome. *Iranian Rehabilitation Journal*, 15, 37-42.
- Balsalobre-Fernández, C., Agopyan, H., & Morin, J.-B. (2017). The Validity and Reliability of an iPhone App for Measuring Running Mechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 33, 222-226.
- Banwell, H. A., Mackintosh, S., & Thewlis, D. (2014). Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7, 23.
- Bare, A. A., & Haddad, S. L. (2001). Tenosynovitis of the posterior tibial tendon. *Foot and Ankle Clinics*, 6, 37-66.
- Barrios, J., & Willson, J. (2017). Minimum Detectable Change in Medial Tibiofemoral Contact Force Parameters: Derivation and Application to a Load-Altering Intervention. *Journal of Applied Biomechanics*, 33, 171-175.

- Barton, C. J., Coyle, J. A., & Tinley, P. (2009). The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: A study of young healthy females. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 598-606.
- Bennell, K. L., Bowles, K.-A., Payne, C., Cicuttini, F., Williamson, E., Forbes, Hanna F., Davies-Tuck M., Harris A. & Hinman RS. (2011). Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: 12 month randomised controlled trial. *British Medical Journal*, 342, d2912.
- Blenkinsopp, R., Harland, A., Price, D., Lucas, T., & Roberts, J. (2012). A Method to Measure Dynamic Dorsal Foot Surface Shape and Deformation During Linear Running Using Digital Image Correlation. *Procedia Engineering*, 34, 266-271.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2016). Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(2), 86-96.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 377-381.
- Brady, R. J., Dean, J. B., Skinner, T. M., & Gross, M. T. (2003). Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33, 221-234.
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2018). Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries ?: *The American Journal of Sports Medicine*. 46(12):3023-3031
- Braunstein, B., Arampatzis, A., Eysel, P., & Brüggemann, G.-P. (2010). Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running. *Journal of Biomechanics*, 43, 2120-2125.
- Burr, J. F., Drury, C. T., Phillips, A. A., Ivey, A., Ku, J., & Warburton, D. E. R. (2014). Long-term ultra-marathon running and arterial compliance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17, 322-325.
- Butler, R. J., Barrios, J. A., Royer, T., & Davis, I. S. (2009). Effect of Laterally Wedged Foot Orthoses on Rearfoot and Hip Mechanics in Patients with Medial Knee Osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International*, 33, 107-116.

- Castro-Méndez, A., Munuera, P. V., & Albornoz-Cabello, M. (2013). The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International*, 37, 384-390.
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2012). Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait & Posture*, 35, 383-388.
- Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross, J. T., Shekelle, P., Owens D.K. (2007). Clinical Efficacy Assessment Subcommittee of the American College of Physicians; American College of Physicians; American Pain Society Low Back Pain Guidelines Panel. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Annals of Internal Medicine*, 147, 478-491.
- Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science*, 20, 257-276.
- Cole, C., Seto, C., & Gazewood, J. (2005). Plantar fasciitis: evidence-based review of diagnosis and therapy. *American Family Physician*, 72, 2237-2242.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95, 308-318.
- Collins, N., Hart, H., Bonacci, J., Vicenzino, B., & Crossley, K. (2017). Does foot mobility mediate the effects of foot orthoses on knee load during walking in people with patellofemoral pain? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, e102.
- Cowley, E., & Marsden, J. (2013). The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6, 20.
- Craig, D. I. (2008). Medial Tibial Stress Syndrome: Evidence-Based Prevention. *Journal of Athletic Training*, 43, 316-318.

- Dananberg, H. J., & Giuliano, M. (1999). Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89, 109-117.
- De Lisa, J. A., & Mackenzie, K. (1984). Manual of nerve conduction velocity techniques (Vol. 57). Consulté à l'adresse [http://www.clinph-journal.com/article/0013-4694\(84\)90189-5/abstract](http://www.clinph-journal.com/article/0013-4694(84)90189-5/abstract)
- Dedieu, P., Drigeard, C., Gjini, L., Dal Maso, F., & Zanone, P.-G. (2013). Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clinical Biomechanics*, 28, 820-824.
- Degache, F., Morin, J.-B., Oehen, L., Guex, K., Giardini, G., Schena, F., Millet G.Y., Millet G.P. (2016). Running Mechanics During the World's Most Challenging Mountain Ultramarathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11, 608-614.
- Degache, F., Zaen, J. V., Oehen, L., Guex, K., Trabucchi, P., & Millet, G. (2014). Alterations in Postural Control during the World's Most Challenging Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE*, 9, e84554.
- Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J. L., & De Clercq, D. (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International Journal of Sports Medicine*, 23, 44-49.
- Dessery, Y., Belzile, É., Turmel, S., & Corbeil, P. (2017). Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International*, 41, 356-363.
- Diener, H. C., Horak, F., Stelmach, G., Guschlbauer, B., & Dichgans, J. (1991). Direction and amplitude precuing has no effect on automatic posture responses. *Experimental Brain Research*, 84, 219-223.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 593-598.
- Dixon, S. J., & McNally, K. (2008). Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clinical Biomechanics*, 23, 593-600.

- Do, M. C., Bussel, B., & Breniere, Y. (1990). Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Experimental Brain Research*, 79, 319-324.
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Laxton, P., & Jones, R. K. (2008). Orthotic control of rear foot and lower limb motion during running in participants with chronic Achilles tendon injury. *Sports Biomechanics*, 7, 194-205.
- Douglas, S. (2013). Runner's World Complete Guide to Minimalism and Barefoot Running: (Rodale books). *Rodale Books*.
- Duysens, J., Clarac, F., & Cruse, H. (2000). Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiological Reviews*, 80, 83-133.
- Edwards, W. T. (2007). Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait & Posture*, 25, 432-439.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586, 11-23.
- Erhart, J. C., Mündermann, A., Mündermann, L., & Andriacchi, T. P. (2008). Predicting changes in knee adduction moment due to load-altering interventions from pressure distribution at the foot in healthy subjects. *Journal of Biomechanics*, 41, 2989-2994.
- Esculier, J.-F., Dubois, B., Dionne, C. E., Leblond, J., & Roy, J.-S. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8, 42.
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., & Allard, P. (2009). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 679-684.
- Esmaeili, H., Anbarian, M., Esker, F. S., Hajiloo, B., & Sanjari, M. A. (2014). Long-term effects of foot orthoses on leg muscles activity in individuals with pesplanus during walking. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences*, 19.
- Espinosa, N., Brodsky, J. W., & Maceira, E. (2010). Metatarsalgia. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18, 474.

- Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 26, 253-285.
- Fitzpatrick, R., Rogers, D. K., & McCloskey, D. I. (1994). Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *The Journal of Physiology*, 480, 395-403.
- Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E., & Kapoula, Z. (2015). Controlling Posture and Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts. *PloS One*, 10, e0143693.
- Foisy, A., & Kapoula, Z. (2017). Plantar Exteroceptive Inefficiency causes an asynergic use of plantar and visual afferents for postural control: Best means of remediation. *Brain and Behavior*, 7.
- Fredericson, M., & Wolf, C. (2005). Iliotibial band syndrome in runners: innovations in treatment. *Sports Medicine* (Auckland, N.Z.), 35, 451-459.
- Fung, J., & Macpherson, J. M. (1999). Attributes of quiet stance in the chronic spinal cat. *Journal of Neurophysiology*, 82, 3056-3065.
- Gagey, P.-M., & Weber, B. (2005). Posturologie Régulation et dérèglements de la station debout (3ème Edition). Paris, France: Masson.
- Galbraith, R. M., & Lavallee, M. E. (2009). Medial tibial stress syndrome: conservative treatment options. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 2, 127-133.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81, 1725-1789.
- Ganesan, M., Lee, Y.-J., & Aruin, A. S. (2014). The effect of lateral or medial wedges on control of postural sway in standing. *Gait & Posture*, 39, 899-903.
- Garland, S. J., & Kaufman, M. P. (1995). Role of muscle afferents in the inhibition of motoneurons during fatigue. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 271-278.
- Giandomini, M. (2015). Gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running (Saint-Etienne). Saint-Etienne.

- Giandolini, M., Gimenez, P., Millet, G. Y., Morin, J.-B., & Samozino, P. (2013). Consequences of an ultra-trail on impact and lower limb kinematics in male and female runners. *Footwear Science*, 5, S14-S15.
- Giandolini, M., Gimenez, P., Temesi, J., Arnal, P. J., Martin, V., Rupp, T., Morin J.B., Samozino P., Millet G.Y. (2016). Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PLOS ONE*, 11, e0151687.
- Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2015). Foot strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running. *Footwear Science*, 7, 127-137.
- Gindre, C. (2013). Courir en harmonie (2ème édition). Volodalen.
- Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K., & Mourot, L. (2016). Aerial and Terrestrial Patterns: A Novel Approach to Analyzing Human Running. *International Journal of Sports Medicine*, 37, 25-29.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Changes in postural control during a 48-hr. sleep deprivation period. *Perceptual and Motor Skills*, 99, 1035-1045.
- Gross, M. L., Davlin, L. B., & Evanski, P. M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 19, 409-412.
- Guskiewicz, K. M., & Perrin, D. H. (1996). Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23, 326-331.
- Guzmán, J., Esmail, R., Karjalainen, K., Malmivaara, A., Irvin, E., & Bombardier, C. (2001). Multidisciplinary rehabilitation for chronic low back pain: systematic review. *British Medical Journal (Clinical Research Ed.)*, 322, 1511-1516.
- Hähni, M., Hirschmüller, A., & Baur, H. (2016). The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9, 44.
- Hall, J. P. L., Barton, C., Jones, P. R., & Morrissey, D. (2013). The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43, 1335-1353.

- Halstead, J., Chapman, G. J., Gray, J. C., Grainger, A. J., Brown, S., Wilkins, R.A., Roddy E., Helliwell P.S., Keenan A.M., Redmond A.C. (2016). Foot orthoses in the treatment of symptomatic midfoot osteoarthritis using clinical and biomechanical outcomes: a randomised feasibility study. *Clinical Rheumatology*, 35, 987-996.
- Hamed, E., Mehrdad, A., & Behrouz, H. (2014). A comparaison of immediate and long-term effects of orthoses on leg muscles co-contraction ratio among individuals with PES planus during walking. *Journal of research sport rehabilitation* 2, 31-39.
- Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C., & Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 118-125.
- Harrast, M. A., & Colonna, D. (2010). Stress Fractures in Runners. *Clinics in Sports Medicine*, 29, 399-416.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 888-893.
- Hatton, A. L., Dixon, J., Rome, K., Newton, J. L., & Martin, D. J. (2012). Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5, 11.
- Hayhoe, M. M., & Rothkopf, C. A. (2011). Vision in the natural world. Wiley Interdisciplinary Reviews: *Cognitive Science*, 2, 158-166.
- Hemmati, F., Forghany, S., & Nester, C. (2014). The effects of pronated foot posture and medial heel and forefoot wedge orthoses on static balance in older people. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7, A17.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science (New York, N.Y.)*, 126, 1345-1347.
- Hill, L. A., Greenhalgh, S., Williams, A., & Nester, C. (2016). An investigation into users' experience of foot orthoses for low back pain. *Physiotherapy*, 102, e3-e4.
- Hodge, M. C., Bach, T. M., & Carter, G. M. (1999). Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clinical Biomechanics*, 14, 567-575.

- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38, 1-8.
- Hunter, I. W., & Kearney, R. E. (1981). Respiratory components of human postural sway. *Neuroscience Letters*, 25, 155-159.
- Hurdiel, R., Pezé, T., Daugherty, J., Girard, J., Poussel, M., Poletti, L., Basset P., Theunynck D. (2015). Combined effects of sleep deprivation and strenuous exercise on cognitive performances during The North Face® Ultra Trail du Mont Blanc® (UTMB®). *Journal of Sports Sciences*, 33, 670-674.
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. *Experimental Brain Research*, 179, 29-42.
- Janin, M., & Dupui, P. (2009). The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience Letters*, 461, 245-248.
- Janin, M., & Toussaint, L. (2005). Changes in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. *Gait & Posture*, 21, Supplement 1, S79.
- Jenkins, D. W., & Cauthon, D. J. (2011). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101, 231-246.
- Jouffroy, R., Caille, V., Perrot, S., Vieillard-Baron, A., Dubourg, O., & Mansencal, N. (2015). Changes of Cardiac Function During Ultradistance Trail Running. *The American Journal of Cardiology*, 116, 1284-1289.
- Jung, D.-Y., Koh, E.-K., & Kwon, O.-Y. (2011). Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24, 225-231.
- Kamina, P. (2009). Anatomie clinique. Tome 1 : Anatomie générale, membres, 4e éd. (MALOINE). In Anatomie Clinique (MALOINE).
- Kapandji, A.-I. (2009). Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur (6è Edition). Maloine.

- Karagounis, P., Prionas, G., Armenis, E., Tsiganos, G., & Baltopoulos, P. (2009). The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot & Ankle Specialist*, 2, 173-178.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport*, 9, 3247-3252.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J.-P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*, 532, 869-878.
- Kendall, J. C., Bird, A. R., & Azari, M. F. (2014). Foot posture, leg length discrepancy and low back pain – Their relationship and clinical management using foot orthoses – An overview. *The Foot*, 24, 75-80.
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology*, 538, 995-1002.
- Khodaei, B., Saeedi, H., jalali, M., Farzadi, M., & Norozi, E. (2017). Comparison of plantar pressure distribution in CAD-CAM and prefabricated foot orthoses in patients with flexible flatfeet. *The Foot*, 33, 76-80
- Koes, B. W., van Tulder, M. W., & Thomas, S. (2006). Diagnosis and treatment of low back pain. *British Medical Journal*, 332, 1430-1434.
- Komi, P. V., Gollhofer, A., Schmidbleicher, D., & Frick, U. (1987). Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 196-202.
- Kulig, K., Lederhaus, E. S., Reischl, S., Arya, S., & Bashford, G. (2009). Effect of eccentric exercise program for early tibialis posterior tendinopathy. *Foot & Ankle International*, 30, 877-885.
- Kulig, K., Reischl, S. F., Pomrantz, A. B., Burnfield, J. M., Mais-Requejo, S., Thordarson, D. B., & Smith, R. W. (2009). Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial. *Physical Therapy*, 89, 26-37.

- Kyrolainen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., & Komi, P. V. (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology*, 82, 297-304.
- Lack, S., Barton, C., Malliaras, P., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., & Morrissey, D. (2014a). The effect of anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: A laboratory study. *Clinical Biomechanics*, 29, 177-182.
- Lack, S., Barton, C., Woledge, R., Laupheimer, M., & Morrissey, D. (2014b). The immediate effects of foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in individuals with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 29, 1056-1062.
- Landorf, K. B., Keenan, A.-M., & Herbert, R. D. (2006). Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis: a randomized trial. *Archives of Internal Medicine*, 166, 1305-1310.
- Lavine, R. (2010). Iliotibial band friction syndrome. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 3, 18-22.
- Lazzer, S., Salvadego, D., Taboga, P., Rejc, E., Giovanelli, N., & di Prampero, P. E. (2015). Effects of the Etna uphill ultramarathon on energy cost and mechanics of running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 238-247.
- Leboeuf, F., Achard de Leluardière, F., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Podologie*, 27, 1-16.
- Lee, S. Y., McKeon, P., & Hertel, J. (2009). Does the use of orthoses improve self-reported pain and function measures in patients with plantar fasciitis? A meta-analysis. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 10, 12-18.
- Lepers, R., Bigard, A. X., Diard, J. P., Gouteyron, J. F., & Guezennec, C. Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76, 55-61.
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40, 63-72.

- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni R.O. & Pitsiladis Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463, 531-535.
- Lindenberg, G., Pinshaw, R., & Noakes, T. D. (1984). Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *The Physician and Sportsmedicine*, 12, 118-130.
- Lion, A., Bosser, G., Gauchard, G. C., Djaballah, K., Mallié, J.-P., & Perrin, P. P. (2010). Exercise and dehydration: A possible role of inner ear in balance control disorder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 1196-1202.
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine*, 42, 891-905.
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of Physiology*, 540, 1111-1124.
- Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagawa, Y., Gimenez, P., & Mourot, L. (2016). Different Running Patterns Along The Aerial-Terrestrial Continuum Can Result in Similar Running Economy. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-27.
- Macpherson, J. M., Fung, J., & Jacobs, R. (1997). Postural orientation, equilibrium, and the spinal cord. *Advances in Neurology*, 72, 227-232.
- Maffulli, N., Longo, U. G., Petrillo, S., & Denaro, V. (2012). Management of tendinopathies of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 26, 259-264.
- Maffulli, N., Sharma, P., & Luscombe, K. L. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 97, 472-476.
- Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 8, 345-350.
- Mann, R. A., Moran, G. T., & Dougherty, S. E. (1986). Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 14, 501-510.

- Martin, V., Kerhervé, H., Messonnier, L. A., Banfi, J.-C., Geyssant, A., Bonnefoy, R., Féasson L & Millet, G. Y. (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *Journal of Applied Physiology*, 108, 1224-1233.
- Mattacola, C. G., Dwyer, M. K., Miller, A. K., Uhl, T. L., McCrory, J. L., & Malone, T. R. (2007). Effect of Orthoses on Postural Stability in Asymptomatic Subjects With Rearfoot Malalignment During a 6-Week Acclimation Period. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 653-660.
- Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles (2001) C. Maurer, T. Mergner, B. Bolha, F. Hlavack. *Neuroscience Letters*, 302, 45-48.
- Mayer, F., Hirschmüller, A., Müller, S., Schuberth, M., & Baur, H. (2007). Effects of short-term treatment strategies over 4 weeks in Achilles tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*, 41, e6.
- Mayor, S. (2016). Foot orthoses reduce sports injury but shock absorbing insoles do not, study finds. *British Medical Journal*, 355, i6666.
- Mbongo, F., Patko, T., Vidal, P. P., Vibert, N., Tran Ba Huy, P., & de Waele, C. (2005). Postural control in patients with unilateral vestibular lesions is more impaired in the roll than in the pitch plane: a static and dynamic posturography study. *Audiology & Neuro-Otology*, 10, 291-302.
- McCormick, C. J., Bonanno, D. R., & Landorf, K. B. (2013). The effect of customised and sham foot orthoses on plantar pressures. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6, 19.
- Mello, R. G. T., de Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2010). Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on the quiet standing control. *Gait & Posture*, 32, 220-225.
- Mika, A., Oleksy, Ł., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B. C. (2012). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture*, 35, 677-680.

- Millet, G. Y., Tomazin, K., Verges, S., Vincent, C., Bonnefoy, R., Boisson, R.-C., Gergelé L., Féasson L. & Martin, V. (2011). Neuromuscular Consequences of an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE*, 6, e17059.
- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British Journal of Sports Medicine*, 44(14):1035-46
- Moisan, G., & Cantin, V. (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.
- Montgomery, W. H., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 272-278.
- Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, 44, 1104-1107.
- Morin, J.-B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of applied biomechanics*, 21, 167-180.
- Mouzat, A., Dabonneville, M., Roux, D., Borges, N., & Bertrand, P. (2005). Position des pieds et paramètres stabilométriques, *Staps*, 67, 59-71.
- Mulvad, B., Nielsen, R. O., Lind, M., & Ramskov, D. (2018). Diagnoses and time to recovery among injured recreational runners in the RUN CLEVER trial. *PLOS ONE*, 13, e0204742.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Neil Humble, R., & Stefanyshyn, D. J. (2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, 18, 254-262.
- Mündermann, A., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & Posture*, 23, 295-302.
- Munteanu, S. E., Scott, L. A., Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Pizzari, T., Cook, J. L., & Menz, H. B. (2014). Effectiveness of customised foot orthoses for Achilles tendinopathy: a randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*. 49(15), 989-994

- Murley, G. S., & Bird, A. R. (2006). The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics*, 21, 1074-1080.
- Murray, M. P., Seireg, A., & Scholz, R. C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23, 831-838.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., & Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture*, 27, 152-155.
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 105, 309-320.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-150.
- Newton, I. (1687). *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* (Éd.1687). HACHETTE LIVRE.
- Ng, D. K. (2012). Prolonged treadmill walking in healthy participants with and without the use of foot orthoses to support the medial longitudinal arch (Western University). Western University.
- Nicol, C., Komi, P. V., & Marconnet, P. (1991). Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1, 195-204.
- Nicolas, M., Banizette, M., & Millet, G. Y. (2011). Stress and recovery states after a 24 h ultramarathon race: A one-month follow-up study. *Psychology of Sport and Exercise*, 12, 368-374.
- Nilsson, J., Thorstensson, A., & Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123, 457-475.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7, 77-95.

- Nummela, A., Vuorimaa, T., & Rusko, H. (1992). Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *Journal of Sports Sciences*, 10, 217-228.
- Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., & Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 496-506.
- Nurse, M. A., & Nigg, B. M. (1999). Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clinical Biomechanics*, 14, 667-672.
- Ortega, L. C., Vogelbach, W. D., & Denegar, C. R. (1992). The Effect of Molded and Unmolded Orthotics on Balance and Pain While Jogging Following Inversion Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 27, 80-84.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36, 162-176.
- Papa, J. A. (2012). Conservative management of Achilles Tendinopathy: a case report. The *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56, 216-224.
- Papadopoulos, Konstantinos, Stasinopoulos, D., & Ganchev, D. (2015). A Systematic Review of Reviews in Patellofemoral Pain Syndrome. Exploring the Risk Factors, Diagnostic Tests, Outcome Measurements and Exercise Treatment. *The Open Sports Medicine Journal*, 9.
- Pavol, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T., & Grabiner, M. D. (2001). Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, M428-437.
- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44, 1335-1343.
- Petersen, W., Ellermann, A., Gösele-Koppenburg, A., Best, R., Rembitzki, I. V., Brüggemann, G.-P., & Liebau, C. (2014). Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22, 2264-2274.

- Place, N., Yamada, T., Bruton, J. D., & Westerblad, H. (2010). Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology*, 110, 1-15.
- Proske, U. (2006). Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve*, 34, 545-558.
- Rasenberg, N., Riel, H., Rathleff, M. S., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Middelkoop, M. van. (2018). Efficacy of foot orthoses for the treatment of plantar heel pain: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(16):1040-1046.
- Reber, L., Perry, J., & Pink, M. (1993). Muscular control of the ankle in running. *The American Journal of Sports Medicine*, 21, 805-810.
- Reina, M., Lafuente, G., & Munuera, P. V. (2013). Effect of custom-made foot orthoses in female hallux valgus after one-year follow up. *Prosthetics and Orthotics International*, 37, 113-119.
- Richter, R. R., Austin, T. M., & Reinking, M. F. (2011). Foot Orthoses in Lower Limb Overuse Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis—Critical Appraisal and Commentary. *Journal of Athletic Training*, 46, 103-106.
- Ridge, S. T., Johnson, A. W., Mitchell, U. H., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B. S. E., & Brown, S. D. (2013). Foot bone marrow edema after a 10-wk transition to minimalist running shoes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45, 1363-1368.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37, 80-84.
- Rixe, J. A., Gallo, R. A., & Silvis, M. L. (2012). The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running-related injuries? *Current Sports Medicine Reports*, 11, 160-165.
- Rocha da E.S., Machado Á. S., Kunzler, M. R. & Carpes, F. P. (2014). Influence of running distance on plantar pressure. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16, 563-569.
- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., & Hamill, J. (2013). Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait & Posture*, 37, 526-531.

- Rome, K., & Brown, C. L. (2016). Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clinical Rehabilitation*, 18(6):624-30
- Rome, K., Handoll, H. H. G., & Ashford, R. (2005). Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, CD000450.
- Roxas, M. (2005). Plantar fasciitis: diagnosis and therapeutic considerations. *Alternative Medicine Review: A Journal of Clinical Therapeutic*, 10, 83-93.
- Rymill, S. J., & Dodgson, N. A. (2005). Psychologically-based Vision and Attention for the Simulation of Human Behaviour. *Proceedings of the 3rd International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques in Australasia and South East Asia*, 229–236.
- Sadeghi M, Farmani F, & Saeedi S. (2013). Effect of foot orthoses with- and without medial wedge on energy consumption in runners with flat foot. *The Horizon of Medical Sciences*, 19, 17-21.
- Sakuma, A., Kato, I., Ogino, S., Okada, T., & Takeyama, I. (1996). Primary position upbeat nystagmus with special reference to alteration to downbeat nystagmus. *Acta Oto-Laryngologica. Supplementum*, 522, 43-46.
- Samper, J.-M., Choukou, M.-A., Gaillet, J.-C., & Taiar, R. (2014). Analyse descriptive de l'influence de la mobilité de l'os cuboïde sur l'articulation coxo-fémorale et le contrôle de la régulation posturale. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44, 140.
- Samper, J.-M., Duc, S., Vermand, S., Ferrari, F.-J., & Bertucci, W. (2014). Influence d'une correction podologique sur la giration pelvienne : étude statique et dynamique. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44, 509-510.
- Saugy, J., Place, N., Millet, G. Y., Degache, F., Schena, F., & Millet, G. P. (2013). Alterations of Neuromuscular Function after the World's Most Challenging Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE*, 8, e65596.

- Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., & Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19, 162-167.
- Simoneau, M., Teasdale, N., Bourdin, C., Bard, C., Fleury, M., & Nougier, V. (1999). Aging and postural control: postural perturbations caused by changing the visual anchor. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47, 235-240.
- Simonsen, E. B., Thomsen, L., & Klausen, K. (1985). Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 54, 524-532.
- Simpson, M. R., & Howard, T. M. (2009). Tendinopathies of the foot and ankle. *American Family Physician*, 80, 1107-1114.
- Sinclair, J. K., Vincent, H., Selfe, J., Atkins, S., Taylor, P. J., & Richards, J. (2015). Effects of foot orthoses on patellofemoral load in recreational runners. *Foot and Ankle Online Journal*, 8, 5.
- Snedecor, G. W., & Cochran, W. G. (1989). Statistical Methods (8 edition). Ames, Iowa: Iowa State University Press.
- Sobhani, S., Dekker, R., Postema, K., & Dijkstra, P. U. (2013). Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23, 669-686.
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49, 6-13.
- Stacoff, A., Quervain, I. K., Dettwyler, M., Wolf, P., List, R., Ukelo, T., & Stüssi, E. (2007). Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*, 17, 143-153.
- Stanish, W. D., Rubinovich, R. M., & Curwin, S. (1986). Eccentric exercise in chronic tendinitis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 65-68.
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M. P. M., & Woodburn, J. (2013a). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*, 46, 1489-1495.

- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M., Rafferty, D., & Woodburn, J. (2013b). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. *Gait & Posture*, 38, 443-449.
- Temesi, J., Rupp, T., Martin, V., Arnal, P. J., Féasson, L., Verges, S., & Millet, G. Y. (2014). Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46, 1166-1175.
- Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy J.M., Goffar S.L., Christie D.S. & McPoil T. (2009). Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clinical Biomechanics*, 24, 391-396.
- Thacker, S. B., Gilchrist, J., Stroup, D. F., & Kimsey, C. D. (2002). The prevention of shin splints in sports: a systematic review of literature. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 32-40.
- Tseng, B. Y., Gajewski, B. J., & Kluding, P. M. (2010). Reliability, Responsiveness, and Validity of the Visual Analog Fatigue Scale to Measure Exertion Fatigue in People with Chronic Stroke: A Preliminary Study. *Stroke Research and Treatment*, 2010.
- Van der Worp, H., Van Ark, M., Roerink, S., Pepping, G.-J., Van den Akker-Scheek, I., & Zwerver, J. (2011). Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 45, 446-452.
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 469-480.
- VanRullen, R., & Thorpe, S. J. (2001). The time course of visual processing: from early perception to decision-making. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 13, 454-461.
- Vedel, J. P., & Roll, J. P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neuroscience Letters*, 34, 289-294.
- Verhagen, E. a. L. M., & Bay, K. (2010). Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 44, 1082-1088.

- Vermand, S., Duc, S., Bertucci, W., Samper, J.-M., & Ferrari, F.-J. (2015). Effet d'un type de semelles orthopédiques sur l'activité musculaire des membres inférieurs pendant la course à pied. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45, 409.
- Vermand, S., Duc, S., Samper, J.-M., Ferrari, F.-J., Gaillet, J.-C., Bertucci, W., & Polidori, G. (2017). Effet du port de semelles orthopédiques pendant la course à pied sur la posture et sur l'architecture podale. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 13-20.
- Vermand, S., & Gaillet, J.-C. (2014). Effet sur les genoux et sur la posture d'un élément de podologie sous les premières têtes métatarsiennes de chaque pied, en statique : analyse descriptive. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44, 509.
- Vicenzino, B., Collins, N., Crossley, K., Beller, E., Darnell, R., & McPoil, T. (2008). Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: a randomised clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, 27.
- Vie, B., Brerro-Saby, C., Weber, J. P., & Jammes, Y. (2013). Decreased foot inversion force and increased plantar surface after maximal incremental running exercise. *Gait & Posture*, 38, 299-303.
- Vierordt, C. (1871). Grundriss der Physiologie des Menschen. H. Laupp.
- Vitez, L., Zupet, P., Zadnik, V., & Drobnič, M. (2017). Running injuries in the participants of Ljubljana Marathon : *Slovenian Journal of Public Health. Slovenian Journal of Public Health*, 56, 196-202.
- Vitiello, D., Rupp, T., Bussière, J.-L., Robach, P., Polge, A., Millet, G. Y., & Nottin, S. (2013). Myocardial damages and left and right ventricular strains after an extreme mountain ultra-long duration exercise. *International Journal of Cardiology*, 165, 391-392.
- Wahmkow, G., Cassel, M., Mayer, F., & Baur, H. (2017). Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PLOS ONE*, 12, e0172334.
- Wasielewski, N. J., & Kotsko, K. M. (2007). Does Eccentric Exercise Reduce Pain and Improve Strength in Physically Active Adults With Symptomatic Lower Extremity Tendinosis? A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 42, 409-421.

- Waterman, B. R., Gun, B., Bader, J. O., Orr, J. D., & Belmont, P. J. (2016). Epidemiology of Lower Extremity Stress Fractures in the United States Military. *Military Medicine*, 181, 1308-1313.
- Weist, R., Eils, E., & Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1893-1898.
- Whittaker, G. A., Munteanu, S. E., Menz, H. B., Tan, J. M., Rabusin, C. L., & Landorf, K. B. (2018). Foot orthoses for plantar heel pain: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52, 322-328.
- Whittaker, G., Landorf, K., Munteanu, S., Menz, H., Tan, J., & Rabusin, C. (2017). Effectiveness of foot orthoses for plantar heel pain: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, e40.
- Wilkie, R. M., & Wann, J. P. (2006). Judgments of path, not heading, guide locomotion. Journal of Experimental Psychology. *Human Perception and Performance*, 32, 88-96.
- Williams, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16, 341-347.
- Woodley, B. L., Newsham-West, R. J., & Baxter, G. D. (2007). Chronic tendinopathy: effectiveness of eccentric exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 188-198; discussion 199.
- Wu, W.-L., Chang, J.-J., Wu, J.-H., Guo, L.-Y., & Lin, H.-T. (2012). EMG AND PLANTAR PRESSURE PATTERNS AFTER PROLONGED RUNNING. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 19, 383-388.
- Yoon, S. W. (2015). Effect of the application of a metatarsal bar on pressure in the metatarsal bones of the foot. *Journal of Physical Therapy Science*, 27, 2143-2146.
- Yurt, Y., Şener, G., & Yakut, Y. (2018). The effect of different foot orthoses on pain and health related quality of life in painful flexible flat foot: a randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 55(1), 95-102

10 ANNEXES

ANNEXE 1 – Description myologique des loges extrinsèques et intrinsèques du pied

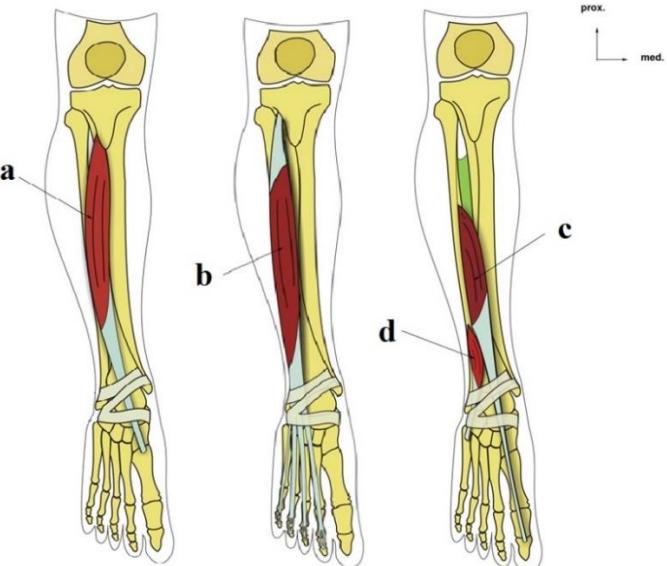
	Tibial antérieur	Long extenseur des orteils	Long extenseur de l'hallux	3ème fibulaire
Origine	2/3 supérieur de la face latérale du tibia	Face médiale de la fibula + membrane interosseuse et fascia crurale adjacent + Condyle latéral du tibia		
Trajet	Se dirige en bas et passe par un dédoublement du rétinaculum des extenseurs			
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Bord médial du cunéiforme médial - Base du premier métatarsien 	Par trois tendons : <ul style="list-style-type: none"> - Base dorsale de la phalange intermédiaire - Face dorsale de la phalange distale (fusion de 2 tendons latéraux) 	<ul style="list-style-type: none"> - Face dorsale des phalanges de l'Hallux 	<ul style="list-style-type: none"> - Face dorsale de la base du 5ème métatarsien
Fonction	Fléchisseur dorsal de cheville Participe à l'inversion du pied et maintient l'arche interne du pied	Fléchisseurs dorsaux du pied Extenseur des orteils II à V	Extenseur du gros orteil	Participation à l'éversion du pied
				

Tableau 8. Description myologique de la loge antérieure de jambe. a: Tibial antérieur ; b: Long extenseur des orteils ; c: Long extenseur de l'hallux ; d : 3ème fibulaire

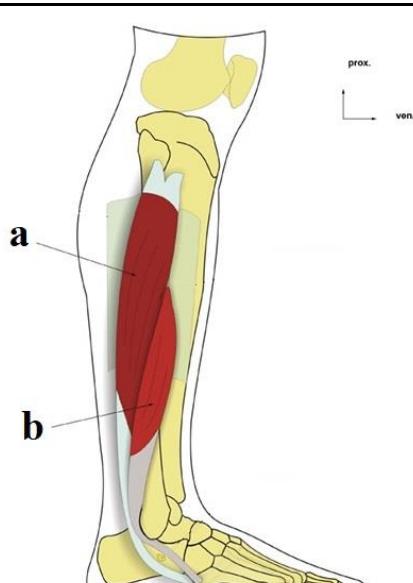
	Le long fibulaire	Le court fibulaire
Origine	<ul style="list-style-type: none"> - Face latérale de la fibula - Septums intermusculaires cruraux 	
	<ul style="list-style-type: none"> - Face latérale de la tête de la fibula - Condyle latéral du tibia (chef supérieur) 	
Trajet		Se dirige vers le bas et passe dans le sillon malléolaire externe puis dans le rétinaculum des fibulaires
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité plantaire de la base du 1^{er} métatarsien - Cunéiforme médial 	<ul style="list-style-type: none"> - Styloïde du 5^{ème} métatarsien
Fonction	<ul style="list-style-type: none"> - Everseur du pied - Participant à la flexion plantaire 	
		

Tableau 9. Description myologique de la loge latérale de jambe. a : Long fibulaire ; b : Court fibulaire

Triceps Sural		Muscle plantaire
Gastrocnémiens	Soléaire	
Origine	Nait de 2 parties, interne et externe : <ul style="list-style-type: none"> - Tuberclle supra condylaire du fémur interne et externe - Capsule adjacente 	<ul style="list-style-type: none"> - Face postérieure du col et de la partie supérieure de la fibula - Face postérieure du tibia - Arcade tendineuse tendue entre les deux insertions précédentes.
Trajet	Vers le bas, se rejoignent en formant le tendon calcanéen	
Terminaison	- Tubérosité postérieure du calcaneus	
Fonction	Fléchisseur plantaire du pied Fléchisseur de genou	Pas de fonction motrice, considéré comme auxiliaire du triceps sural

Tableau 10. Description myologique de la loge postérieure superficielle de jambe. a: Gastrocnémien ; b: Soléaire ; c: Muscle plantaire

	Tibial postérieur	Long fléchisseur des orteils	Long fléchisseur de l'hallux
Origine	- Face postérieure du tibia		<ul style="list-style-type: none"> - Face postérieure de la fibula - Membrane interosseuse crurale - Septum intermusculaire crural postérieur
	- Face médiale de la fibula - Membrane interosseuse crurale		
Trajet	<ul style="list-style-type: none"> - Se dirigent en bas, passe par le sillon malléolaire médiale puis sous le sustentaculum tali du calcaneus 		
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité de l'os naviculaire <p>Expansions :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sustentaculum tali - Face plantaire des cunéiformes - Face plantaire de la base des métatarsiens II, III et IV 	<ul style="list-style-type: none"> - Par quatre tendons sur la face plantaire des phalanges distales II à V 	<ul style="list-style-type: none"> - Face plantaire de la phalange distale de l'hallux
Fonction	<ul style="list-style-type: none"> - Inverseur principal du pied 	<ul style="list-style-type: none"> - Participe à la flexion plantaire du pied - Fléchisseur des orteils II à V - Permet le contact des pulpes des orteils au sol 	<ul style="list-style-type: none"> - Fléchisseur de l'hallux

Tableau 11. Description myologique de la loge postérieure profonde de jambe. a: Tibial postérieur ; b: Long fléchisseur des orteils ; c: Long fléchisseur de l'hallux

	Le court extenseur des orteils (a)	Le court extenseur de l'hallux (b)
Origine	- Face dorsale du calcanéus (partie antéro-latérale)	
Terminaison	- Bord latéral du long extenseur des orteils II, III et IV au niveau des articulations métatarsophalangiennes	- Face dorsale de la phalange proximale de l'hallux
Fonction	- Extenseur des orteils II, III et IV	- Extenseur de l'hallux

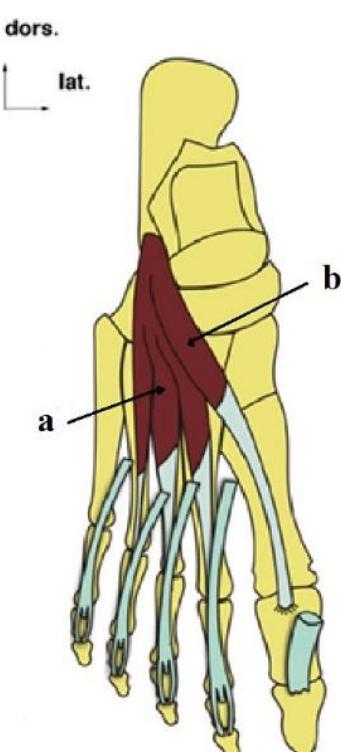


Tableau 12. Description myologique de la loge dorsale du pied. a: Court extenseur des orteils ; b: Court extenseur de l'hallux

	L'abducteur de l'hallux (a)	Le court fléchisseur de l'hallux (b)	L'adducteur de l'hallux
Origine	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité plantaire médiale du calcanéus - Septum intermusculaire adjacent etaponévrose plantaire 	<ul style="list-style-type: none"> - Par trois tendons sur les cunéiformes médial et intermédiaire, et sur le cuboïde - Sur les insertions plantaires du tibial postérieur et du ligament plantaire long 	<p>Chef Oblique :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Face plantaire du cunéiforme latéral - La tubérosité du cuboïde - Base des métatarsiens III et I - Ligament plantaire long <p>Chef transverse :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Capsules articulaires métatarso-phalangiennes III, IV et V - Ligament métatarsien transverse profond
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Face médiale de la phalange proximale de l'hallux - Sésamoïde médial 	<ul style="list-style-type: none"> - S'unifie au tendon de l'abducteur et l'adducteur de l'hallux 	<ul style="list-style-type: none"> - Bord latéral de la phalange proximale de l'hallux - Sésamoïde latéral
Fonction	<ul style="list-style-type: none"> - Abducteur de l'hallux 	<ul style="list-style-type: none"> - Fléchisseur plantaire de l'hallux 	<ul style="list-style-type: none"> - Adducteur de l'hallux

Tableau 13. Description myologique de la loge plantaire médiale du pied. a: Abducteur de l'hallux ; b: Court fléchisseur de l'hallux ; c: Adducteur de l'hallux (Chef oblique) ; d: Adducteur de l'Hallux (Chef transverse)

	Le court fléchisseur du 5^{ème} orteil (a)	L'abducteur du 5^{ème} orteil (b)	L'opposant du 5^{ème} orteil (c)
Origine	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité du cuboïde - Base du 5^{ème} métatarsien - Gaine du long fibulaire 	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité latérale de la face inférieure du calcanéus - Septum intermusculaire latéral - Aponévrose plantaire 	<ul style="list-style-type: none"> - Tubérosité du cuboïde - Base du 5^{ème} métatarsien
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Base inférieure de la phalange proximale du 5^{ème} orteil 	<ul style="list-style-type: none"> - Bord latéral de la phalange proximale du 5^{ème} orteil 	<ul style="list-style-type: none"> - Bord latéral du 5^{ème} métatarsien
Fonction	<ul style="list-style-type: none"> - Fléchisseur plantaire du 5^{ème} orteil 	<ul style="list-style-type: none"> - Abducteur du 5^{ème} orteil 	<ul style="list-style-type: none"> - Adducteur du 5^{ème} orteil

Tableau 14. Description myologique de la loge plantaire latérale du pied. a: Court fléchisseur du 5ème orteil ; b: Abducteur du 5ème orteil ; c: Opposant du 5ème orteil

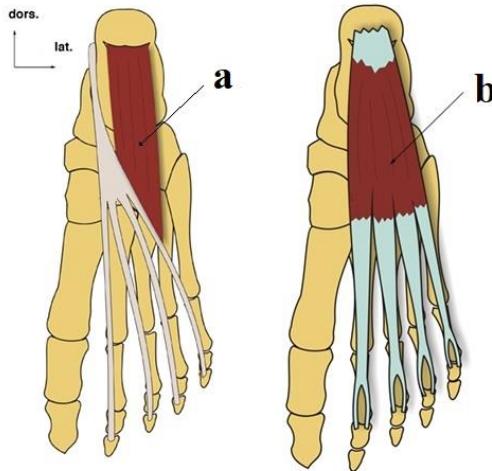
	Le carré plantaire (a)	Le court fléchisseur des orteils (b)
Origine	- Face plantaire du calcanéus au niveau des processus médiaux et latéraux	
	- Ligament plantaire long	- Aponévrose plantaire - Septum intermusculaire médial et latéral
Trajet		Se dirige en avant et se divise en 4 tendons
Terminaison	- Tendon du long fléchisseur des orteils en arrière de sa division en 4 tendons	- Se divise en 2 tendons au niveau de la phalange proximale des orteils II à V, puis se fixe de part et d'autre de la phalange intermédiaire
Fonction	- Fléchisseur plantaire des orteils	
		

Tableau 15. Description myologique du compartiment superficiel de la loge plantaire intermédiaire du pied. a: Carré plantaire ; b: Court fléchisseur des orteils

	Les interosseux dorsaux (a)	Les interosseux plantaires (b)	Les Lombricaux (c)
Origine	<p>Il en existe 4 :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Face latérale du 1^{er} métatarsien - Face médiale et latérale des métatarsiens II, III et IV - Face médiale du 5^{ème} métatarsien 	<p>Il en existe 3:</p> <p>Partie médial et plantaire des métatarsiens III, IV et V</p>	<p>Il en existe 4 :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Bord médial du tendon du long fléchisseur des orteils destiné au 2^{ème} orteil - Bords médiaux et latéraux des tendons destinés aux orteils III, IV et V
Terminaison	<ul style="list-style-type: none"> - Le plus médial : sur la partie médiale de la phalange proximale du 2^{ème} orteil - Pour les 3 les plus externes : Partie latérale de la phalange proximale correspondant à son origine médiale 	<ul style="list-style-type: none"> - Partie médiale des phalanges proximales des orteils II à V correspondant à l'origine médiale 	<ul style="list-style-type: none"> - Partie médiale des phalanges proximales des orteils II à V correspondant à l'origine médiale - Expansion dorsale sur le tendon du long fléchisseur des orteils
Fonction	<ul style="list-style-type: none"> - Abducteur des orteils II à IV - Flexion des orteils II à IV 	<ul style="list-style-type: none"> - Adducteur des orteils III à V 	<ul style="list-style-type: none"> - Fléchisseur plantaire des phalanges proximales des orteils II à V - Extenseurs des phalanges intermédiaires et distales des orteils II à V

Tableau 16. Description myologique du compartiment profond de la loge plantaire intermédiaire du pied. a: Interosseux dorsaux ; b: Interosseux plantaires ; c: Lombricaux

Gestion des modifications podales et des pressions plantaires en ultra-trail par des semelles orthopédiques équipées de barres rétro-capitales métatarsiennes

La course d'ultra-trail en montagne provoque de nombreuses altérations d'ordre biomécaniques, physiologiques, neuro-musculaires, posturales et psychologiques qui peuvent engendrer certaines blessures. Cependant, assez peu d'études se sont intéressées aux modifications que peuvent subir les pieds. C'est dans ce cadre que nous avons réalisé 3 études. La première effectuée auprès de 10 coureurs a montré que les avant-pieds s'élargissent et la pression plantaire sous l'avant-pied augmente à partir de la mi-distance d'une épreuve d'ultra-trail de 170 km (UTMB®). La surpression sous l'avant-pied qui est due au déplacement vers l'avant du centre de pression, est susceptible d'accroître le risque de fracture de fatigue des métatarses. Ces modifications qui ont été observées jusqu'à la fin de la compétition sont probablement liées à la fatigue des sujets. Pour contrecarrer ces modifications, nous avons proposé d'utiliser des semelles orthopédiques moulées comportant chacune une barre rétro capitale (BRC) placée en arrière des têtes métatarsiennes. La 2ème étude réalisée chez 48 coureurs a montré que cet élément orthopédique permet lors du maintien de la posture debout de diminuer les pressions plantaires sous les avant-pieds, de reculer le centre de pression, mais aussi les centres articulaires de la hanche, des épaules et de la tête. La 3ème étude avait pour objectif d'évaluer chez 10 coureurs à pieds l'effet immédiat, à court terme (après 4 semaines) et moyen terme (après 12 semaines) du port des semelles BRC sur la répartition des pressions plantaires et la cinématique articulaire. Un groupe contrôle de taille égale a utilisé pendant la même période des semelles moulées qui ne comportaient aucun élément orthopédique. Cette étude longitudinale a montré que les pressions plantaires sous les têtes métatarsiennes étaient réduites immédiatement avec le port des semelles BRC. Après 4 semaines, cette réduction s'accentuait et l'angle de flexion de la cheville était augmenté lors de l'appui. Après 12 semaines, l'extension maximale du genou était augmentée et la plupart de ces modifications étaient aussi même lors des tests où les sujets couraient avec des semelles plates. Aucune variable n'a été modifiée chez les sujets du groupe contrôle. En ce qui concerne les applications pratiques de ces travaux de thèse, au regard de nos résultats, nous pouvons conseiller aux coureurs de longue distance souffrant de douleur au niveau de l'avant-pied de choisir des chaussures un peu plus larges et, d'utiliser des semelles orthopédiques BRC pour réduire la pression sous l'avant-pied.

ultra-trail ; pied ; semelles ; barre rétro-capitale métatarsienne ; pression plantaire ; course à pied

Management of foot modifications and foot pressure in ultra-trail by orthopedic insoles equipped with metatarsal retro-capital bars

Mountain Ultra Marathon is causing many biomechanical, physiological, neuromuscular, postural and psychological alterations which can lead to certain injuries. However, there are few studies has been focused on the feet. In this context, we conducted three original studies. The first one, performed with 10 runners has shown that the front feet width and the plantar pressure under the forefoot has increased from the mid-distance of a 170km ultra-trail race (UTMB®). The overpressure under the forefoot is due to the forward displacement of the center of pressure which may increase the risk of stress fracture of the metatarsals. These changes that were observed until the end of the competition are probably related to the increase of muscular fatigue of the subjects. In opposition of these changes, we proposed to use moulded orthopaedic insoles that comprising a metatarsal retro-capital bar (MRCB) placed behind the metatarsal heads. The second study carried out in 48 runners has shown that this MRCB element allows to reduce the plantar pressures under the front feet during the standing support by moving backward the center of pressure, and also the hip, the shoulders and the head. The objective of the third study was to evaluate the immediate, short-term (after 4 weeks) and medium-term (after 12 weeks) effect of wearing MRCB insoles on plantar pressure distribution and joint kinematics during running with 10 runners. A similar control group of equal size used during the same period of training moulded insoles without orthopaedic element. This longitudinal study showed that the plantar pressures under the metatarsal heads were reduced immediately with wearing MRCB soles. After 4 weeks, this reduction was accentuated and the ankle's angle of flexion was increased during the stride support. After 12 weeks, the maximum knee extension was increased and most of these changes described above were also observed even in tests where subjects ran with flat insoles. Any significant changes have been observed in the control group whatever the test period. Regard to these results, we can advise long-distance runners that suffer of pain in the forefoot region to choose slightly larger shoes and to use MRCB orthopaedic insoles to reduce pressure under the forefoot.

ultra-trail ; foot ; foot orthoses ; metatarsal retro-capital bar ; plantar pressure ; running

Discipline : STAPS

Spécialité : 74^{ème} section - Biomécanique

Université de Reims Champagne-Ardenne

PSMS - EA 7507

UFRSTAPS

Campus Moulin de la Housse

Chemin des rouliers

51100 Reims

