



HAL
open science

Gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running

Marlène Giandolini

► **To cite this version:**

Marlène Giandolini. Gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running. Physiologie [q-bio.TO]. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2015. Français. NNT : 2015STET009T . tel-01558928

HAL Id: tel-01558928

<https://theses.hal.science/tel-01558928>

Submitted on 10 Jul 2017

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

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



UNIVERSITE JEAN MONNET – SAINT ETIENNE
UNIVERSITE SAVOIE MONT BLANC – CHAMBERY

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)

Gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running

Thèse présentée par
Marlène GIANDOLINI

En vue de l'obtention du grade de Docteur de l'Université Jean Monnet

Soutenu le 10 Novembre 2015

JURY

<i>Directeur</i>	Pr. Jean-Benoit MORIN	Université de Nice Sophia-Antipolis, Nice
<i>Codirecteur</i>	Dr. Pierre SAMOZINO	Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac
<i>Encadrant industriel</i>	Dr. Nicolas HORVAIS	Salomon SAS, Amer Sports Footwear, Annecy
<i>Rapporteur</i>	Pr Dirk DE CLERCQ	Université de Gent, Gent, Belgique
<i>Rapporteur</i>	Dr. Caroline NICOL	Aix-Marseille Université, Marseille
<i>Examineur</i>	Pr. Guillaume MILLET	Université de Calgary, Calgary, Canada

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
1. Biomécanique de la course à pied	3
1.1. Cinématique et pattern d'activation musculaire	3
1.2. Impact, chocs et vibrations	6
2. Traumatologie osseuse chez les coureurs de longue distance	10
2.1. Facteurs de risque biomécaniques à l'apparition de dégénérescences ostéo-articulaires	11
2.2. Blessures ostéo-articulaires chez les coureurs de longue distance	15
3. Fatigue neuromusculaire en trail running	18
3.1. Mécanismes périphériques de la fatigue neuromusculaire en trail running	18
3.2. Mécanismes spinaux et supra-spinaux de la fatigue neuromusculaire en trail running.....	21
4. Réduction de la sévérité de l'impact en course à pied	22
4.1. Interventions aiguës	22
4.2. Interventions chroniques.....	31
PROBLEMATIQUES	39
PREMIERE PARTIE EVALUATION DE LA POSE DE PIED EN CONDITIONS DE TERRAIN	41
1. Méthodes existantes	41
1.1. Approche cinématique : angle pied/sol	41
1.2. Approche cinétique : foot strike index	43
2. Etude n°1 Validation d'une méthode simple d'identification de la technique de pose du pied en course	44
2.1. Matériels et méthodes	45
2.2. Résultats.....	51
2.3. Discussion.....	53

3. Etude n°2 Evaluation du profil de pose de pied en situation réelle de course.....	56
3.1. Matériels et méthodes	57
3.2. Résultats.....	62
3.3. Discussion.....	64
DEUXIEME PARTIE GESTION DE LA CONTRAINTE MECANIQUE PAR DES ADAPTATIONS CINEMATQUES EN REPONSE A LA FATIGUE EN COURSE A PIED	72
1. Influence de la fatigue sur l'impact et la cinématique de course.....	72
1.1. Lors d'exercices de course à pied intenses de courte durée	73
1.2. Lors d'exercices de course à pied prolongés et de longue distance	76
1.3. Lors d'activités d'ultra-endurance	78
2. Etude n°3 Influence de la fatigue neuromusculaire induite par un ultra-trail sur l'impact et la cinématique du membre inférieur.....	81
2.1. Matériels et méthodes	81
2.2. Résultats.....	88
2.3. Discussion.....	94
TROISIEME PARTIE FATIGUE, IMPACT ET POSE DE PIED EN TRAIL RUNNING : CAS DE LA DESCENTE	100
1. Impact et fatigue neuromusculaire en descente	100
1.1. Spécificités biomécaniques de la course en descente	101
1.2. Fatigue neuromusculaire et dommages musculaires induits par un travail excentrique.....	108
2. Etude n°4 – Partie A Caractéristiques de la fatigue neuromusculaire induite par une descente en condition de trail running.....	115
2.1. Matériels et méthodes	116
2.2. Résultats.....	124
2.3. Discussion.....	129

3. Etude n°4 – Partie B Fatigue neuromusculaire et activité électromyographique en descente : influence de la pose de pied.....	139
3.1. Matériels et méthode	139
3.2. Résultats.....	145
3.3. Discussion.....	150
4. Etude n°4 – Partie C Impact en descente : influence de la pose de pied.....	155
4.1. Matériels et méthode	156
4.2. Résultats.....	160
4.3. Discussion.....	162
CONCLUSIONS ET IMPLICATIONS	169
BIBLIOGRAPHIE	174
PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	201
ANNEXES.....	205

Merci...

JB – Pr. Jean-Benoit Morin. Merci de m’avoir soutenue, aiguillée, accompagnée et encouragée pendant tout mon cursus. Merci d’avoir cru en moi il y a cinq ans lors de ma première année de Master. Merci de m’avoir transmis ta passion pour le sport et la biomécanique lors de ma première année de Licence. Merci d’être ce fin pédagogue qui inspire bon nombre d’étudiants. Merci d’avoir su tirer le meilleur de moi. Sans toi, rien de tout ça n’aurait été possible. Merci pour les burgers, les soirées play-offs et les concours de tirs !

Pierre – Dr. Pierre Samozino. Merci de ta disponibilité et de ta gentillesse pendant ces trois ans. Merci d’avoir toujours laissé la porte de ton bureau ouverte. Merci de tes conseils toujours très avisés qui m’ont permis de m’améliorer et me construire. Merci d’avoir été ce soutien infaillible et déterminant. J’ai énormément appris à tes côtés. Merci pour les sorties ski, les caïpirinhas et les sessions body-board !

Nico – Dr. Nicolas Horvais. Merci de la confiance que tu m’as accordée en me proposant cette thèse. Merci d’avoir pris le temps de m’épauler au niveau industriel et universitaire. Merci de ta compréhension et de ton appui dans les moments où jongler avec le travail universitaire et la charge industrielle n’était pas toujours facile. Merci d’être ce manager qui nous pousse et nous soutient. Merci pour ton « tact » et les interminables buffets !

Gui – Pr. Guillaume Millet. Merci d’avoir autant contribué à ce travail de thèse. Ton engagement m’a poussée à élargir mes connaissances. Merci de l’intérêt que tu as démontré et de l’énergie que tu m’as accordée. Merci des opportunités que tu m’as offertes, de l’étude UTMB à la fin de mon Master aux collaborations pour des revues. Merci pour ton hospitalité à Calgary et tes blagues (quelles qu’elles soient) !

Jérem – Dr. Jérémy Rossi. Merci de ta disponibilité et ta gentillesse. Merci de ton aide précieuse tout au long de ces trois ans sans laquelle bon nombre de choses auraient été considérablement plus difficiles à réaliser. Merci de m’avoir accompagnée et donné un peu de tes pâtes lors d’une certaine SaintéLyon 2014 !

Seb – Sébastien Pavaiiler. Merci pour ton soutien professionnel et personnel. Merci d’avoir été omniprésent durant ces trois années, d’avoir été mon compère, mon acolyte, mon coach. Merci pour toutes ces sorties trail et ces interminables dialogues cinématographiques !

La (ex) team RIE/R&D Salomon FOOTwear – Fred, René, Julie (alias Bobby), Patrick, François, Joseph, Aude, Marielle, Laurent, Elisabeth, Maël, Justine et Marlène. Merci de votre bonne humeur, votre dynamisme et de l’intérêt que vous portez au travail de l’équipe Bioméca. Merci pour tous ces bilans d’équipe : storwat, canyoning, canoë, télési nautique, luge, ski de randonnée, barbecues et campings « sauvages » font de ce groupe une véritable équipe.

Les (ex) doctorants – Flo, Thomas, Etienne, José, Marion, Benjamin et bien sûr Pierrick. Merci, de près ou de loin, de votre présence et votre bonne humeur.

Mes collaborateurs et co-auteurs – John Temesi, Vincent Martin, Nicolas Peyrot, Thomas Rupp, Pierrick Arnal et Philippe Gimenez. Merci pour vos relectures et précieux conseils.

L'Université Savoie Mont Blanc et l'équipe du STAPS. Merci de votre hospitalité et votre accueil.

Le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice et ses membres stéphanois et chambériens.

L'entreprise Salomon pour avoir sponsorisé ce travail.

Dirk De Clercq et Caroline Nicol. Merci de me faire l'honneur de juger ce travail.

Mes ami(e)s – basketteurs/basketteuses, raideurs/raideuses, skieurs/skieuses, ligériens, alti-ligériens, savoyards, hauts-savoyards. Une mention toute particulière à Maud et Marine. Merci Maud de m'avoir accompagnée depuis cette rentrée 2007 au STAPS de Saint-Etienne, de ton soutien et tes encouragements. Merci Marine de ta présence au quotidien, de ton écoute et d'aimer tant galérer en montagne avec moi !

Ma famille et belle-famille – Maman et Michel, Mamy, Damien et Fanny, Franck et Anouck, Vincent, Marine, Louka et Timéo, Camille, Mélissa et Maëlyne, Daniel et Christine, Seb et Linda. Merci de votre soutien. Merci pour tous ces précieux moments qui permettent de déconnecter.

Vince. Tu fais partie de l'aventure depuis le début. Tu n'as cessé de m'épauler, m'encourager, me pousser durant ces huit années universitaires. Tu as su me faire couper quand cela était nécessaire, me faire penser à autre chose quand j'en avais besoin. Merci de ta compréhension, ta présence, ton écoute, tes sacrifices.

« Je sais pas si nous avons chacun un destin... Ou si nous nous laissons porter par le hasard comme sur une brise... Je crois que c'est peut-être un peu des deux... Peut-être un peu des deux arrive en même temps. »

Tom Hanks, Forrest Gump (1994)

Merci à tous parce que grâce à vous ces trois ans ont été une aventure humaine avant tout.

Merci d'y avoir pris part.

« Le savant est fier d'avoir tant appris ;

le sage est humble d'en savoir si peu. »

William Cowper

INTRODUCTION

L'Homme est un piètre coureur de sprint en comparaison aux autres mammifères. A titre indicatif, les coureurs de sprint de haut-niveau sont capables d'atteindre une vitesse maximale d'environ $37 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ et de maintenir celle-ci pendant moins de 15 sec tandis que les chevaux ou antilopes peuvent atteindre $54\text{-}72 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, vitesse qu'ils peuvent maintenir pendant plusieurs minutes (Bramble & Lieberman, 2004). En revanche, comme souligné par Bramble & Lieberman (2004), l'Homme est bien mieux adapté pour les disciplines de longue distance. Cependant, malgré qu'il soit « né pour courir », et selon les biologiste et anthropologue Dennis Bramble et Daniel Lieberman « né pour courir de longues distances », l'Homme moderne coureur à pied se caractérise par une importante prévalence de blessures induites par la répétition de contraintes mécaniques (van Mechelen, 1992).

Parmi les différentes disciplines de course à pied, le *trail running* est un format de course à pied de nature de longue distance, traditionnellement en montagne. Les distances parcourues varient de 20 km à 330 km (ultra-trail) et le dénivelé positif peut atteindre 24 000 m. Bien que courir en montagne ne soit pas une invention de l'Homme moderne, le trail running a connu un important essor lors de ces vingt dernières années. A titre indicatif, en France, l'*Ultra-Trail du Mont-Blanc*[®] (UTMB, Chamonix) a vu son nombre de participants passer de 700 en 2003 lors de sa première édition à 2 300 en 2015. Aux Etats-Unis, le nombre d'inscrits à la *Western States*[®] (Californie) en 1977 lors de sa première édition était de 14 contre 388 en 2015 (à noter que pour ces deux courses le nombre de participants est limité par les organisateurs). La très large hausse de popularité du trail running a amené les équipes scientifiques à en investiguer les déterminants de la performance mais aussi les facteurs de risque de par les importantes contraintes psychologiques, physiologiques, et biomécaniques que cette discipline induit chez les coureurs. A l'inverse des disciplines de course sur route où

la performance est étroitement liée à l'optimisation de l'économie de course (Larsen, 2003), minimiser les dommages musculaires et ostéo-articulaires serait primordial en trail running (Millet *et al.*, 2012, Figure 1).

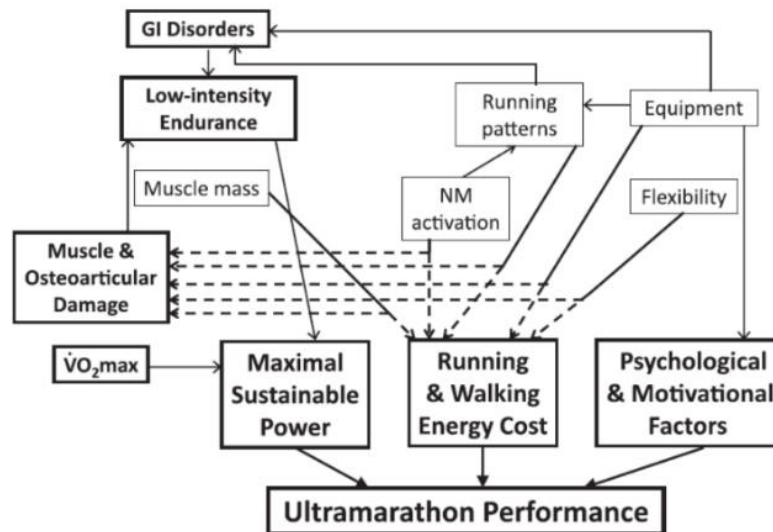


Figure 1. Déterminants de la performance en ultra-trail running nécessitant un compromis entre coût énergétique et dommages aux tissus du membre inférieur (lignes en pointillé). GI, gastro-intestinal; NM, neuromusculaire. Les facteurs principaux sont en gras. D'après Millet *et al.* (2012).

Empiriquement, il a été observé en 2008 et 2009 lors des trois courses majeures de la vallée de Chamonix (UTMB[®], CCC[®], TDS^{®1}) que les causes majeures d'abandon étaient les nausées (~20%), les traumatismes/douleurs musculaires (~12,5%), tendineux (~12,2%) et ostéo-articulaires (~7,3%)². Ainsi, réduire les dommages au membre inférieur deviendrait primordial en trail running, même si cela vient interférer avec l'optimisation de l'économie de course. Parallèlement, à long terme les coureurs de trail running pourraient être exposés à un risque plus élevé de dégénérescences ostéo-articulaires principalement du fait des nombreux impacts subis au cours des compétitions et de l'entraînement. L'intensité de ces

¹ L'UTMB[®] (Ultra-Trail du Mont-Blanc) a une distance de 166 km et un dénivelé positif de 9400 m. La CCC[®] (Courmayeur-Champex-Chamonix) a une distance de 101 km et un dénivelé positif de 5100 m. La TDS[®] (sur les Traces de Ducs de Savoie) a une distance de 106 km et un dénivelé positif de 6600 m.

² Etudes réalisées par le *Club Mont-Blanc Cœur et Sport* et référencées à l'adresse suivante : <http://www.ultratrailmb.com/page/65/Coeur.html>.

impacts étant accrue lors des phases de descente et dont l'atténuation peut être détériorée par la fatigue musculaire.

1. BIOMECANIQUE DE LA COURSE A PIED

Les longues distances parcourues soumettent le système musculo-squelettique du coureur à un niveau de stress intense. Cependant, la répartition de la charge appliquée aux différents muscles et structures ostéo-articulaires du membre inférieur est considérablement influencée par la biomécanique du coureur. Il convient alors de tout d'abord rappeler dans quelles mesures les différents muscles et articulations sont sollicités en course à pied. Le cycle de course se caractérise par une phase de contact durant laquelle le corps oscille autour d'un appui, et une phase aérienne, mais sans période de double appui contrairement à la marche. En course à pied, les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont très largement impliquées, principalement dans le plan sagittal. Lors de la phase de contact, le coureur est soumis à la gravité qui a pour conséquence directe le déplacement vertical du centre de masse (Cavagna & Kaneko, 1977). Celui-ci va alors nécessiter la production de forces pour contrôler la phase de freinage mais aussi permettre la propulsion lors de chaque pas.

1.1. Cinématique et pattern d'activation musculaire

Un cycle de course est composé d'une phase de contact et de la phase de vol qui la suit, la phase de contact pouvant être scindée en trois phases : mise en charge, milieu d'appui et propulsion. Les parts respectives de ces phases dépendent en partie d'autres variables cinématiques comme la vitesse et la fréquence de foulée (Novacheck, 1998). Considérant une vitesse de course de confort et une attaque du sol par le talon, lors de la phase de contact la hanche effectue une flexion d'environ 5° suivi d'une extension d'environ 40°, ainsi qu'un mouvement d'adduction d'approximativement 5° lors de la mise en charge et une abduction

de 15° lors de la propulsion. Le genou décrit une flexion d'environ 20° lors de la phase d'absorption d'énergie (freinage), puis une extension d'environ 15° lors de la propulsion. Successivement à l'attaque du talon au sol, la cheville passe une flexion dorsale d'environ 20° du contact initial au milieu d'appui, puis une flexion plantaire d'environ 50° lors de la phase de propulsion. Parallèlement aux mouvements articulaires sagittaux, la cheville réalise un mouvement de pronation-supination d'une amplitude d'environ 20° (Grimshaw & Burden, 2010; Novacheck, 1998).

Les muscles ischio-jambiers (*semitendinosus*, *semimembranosus*, *biceps femoris*) et extenseurs de la hanche (*gluteus maximus*, *gluteus medius*) présentent un pattern d'activation similaire (Figure 2). La hausse de leur activité en fin de phase de vol et début de phase de contact permet de contrôler l'extension de la hanche avant le contact initial et lors de la phase d'absorption lors de laquelle le centre de masse s'abaisse sous l'effet de la force gravitationnelle appliquée au coureur (Novacheck, 1998). Les muscles du quadriceps (*rectus femoris*, *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *vastus intermedius*) sont principalement activés de la fin de la phase de vol jusqu'au milieu de l'appui de sorte à contrôler la flexion du genou lors de la phase de freinage (Novacheck, 1998) (Figure 2). Les muscles fléchisseurs plantaires (*soleus*, *gastrocnemius lateralis*, *gastrocnemius medialis*) sont quant à eux activés pré-contact et lors de la phase de freinage (Novacheck, 1998) mais participent aussi significativement à la propulsion en produisant l'accélération verticale et antéro-postérieure nécessaire à la phase de vol suivante (Ellis *et al.*, 2014; Sasaki & Neptune, 2010) (Figure 2). Enfin, l'activité du muscle *tibialis anterior* augmente en fin de phase de vol afin de permettre la flexion dorsale nécessaire à attaquer le sol par le talon et au début de la phase de contact pour contrôler par contraction excentrique la pose de l'avant-pied au sol (Novacheck, 1998) (Figure 2). Notons que le pattern d'activation musculaire présenté ici est relatif à une attaque du sol par le talon. En attaquant le sol par l'avant du pied, certaines différences peuvent

notées, notamment aux muscles vastus lateralis, tibialis anterior et gastrocnemii. Celles-ci sont abordées plus spécifiquement dans la section 4.1.2.

Les analyses du pattern d'activation musculaire en course à pied par électromyographie de surface (EMG) ont permis de mettre en évidence que les principaux groupes musculaires du membre inférieur (extenseurs de la hanche, ischio-jambiers, quadriceps, fléchisseurs plantaires, fléchisseurs dorsaux) sont davantage activés en anticipation du contact pied/sol et juste après celui-ci que lors de la propulsion. Cette activation musculaire en anticipation du contact pied/sol, plus connue sous le terme de « pré-activation », a tout d'abord un rôle essentiel dans la régulation de la raideur du complexe musculo-tendineux, et plus globalement du membre inférieur, modulant ainsi la sévérité de l'impact (Nigg & Liu, 1999) et par définition la compression de la jambe lors de la phase de contact (Farley & Gonzalez, 1996). La pré-activation a également un rôle déterminant dans la performance du cycle étirement-détente, mécanisme déterminant pour optimiser l'économie de course (e.g. Komi, 2000; Komi & Nicol, 2010). Comme décrit par Komi & Nicol (2010), à l'approche du contact pied/sol, les muscles du membre inférieur, principalement les muscles extenseurs, s'activent séquentiellement de façon isométrique (pré-activation), excentrique (phase de freinage) et concentrique (phase de propulsion). La contraction excentrique permet au complexe muscle-tendon de stocker de l'énergie élastique qui est par la suite restituée permettant ainsi de minimiser l'effort requis pour la propulsion lors de tâches dynamiques (i.e. l'activation concentrique). Ce phénomène est appelé « potentialisation » (*potentiation*). Son efficacité dépend de l'élongation du complexe musculo-tendineux, de la vitesse d'étirement et du délai du couplage étirement-détente. En effet, plus le délai augmente, plus l'énergie élastique stockée est dissipée, notamment sous forme de chaleur. Mais l'efficacité de la potentialisation dépend également de l'intensité de la pré-activation. En effet, il a précédemment été démontré, lors d'expérimentations *in vivo* conduites sur les extenseurs du

genou lors d'une tâche maximale isocinétique de squat (Walshe *et al.*, 1998) ou sur les fléchisseurs plantaires lors de contractions maximales isocinétiques (Fukutani *et al.*, 2015), qu'un étirement ou qu'une contraction isométrique pré-contraction concentrique permettaient indépendamment d'accroître le moment de force produit lors de la contraction concentrique. De façon macroscopique, en course à pied, comme précédemment mentionné, l'augmentation de la pré-activation accroît la raideur du membre inférieur réduisant donc l'affaissement du centre de masse au cours du contact ainsi que le temps de contact (Morin *et al.*, 2007), et par conséquent le délai du couplage stockage-restitution (i.e. étirement-détente).

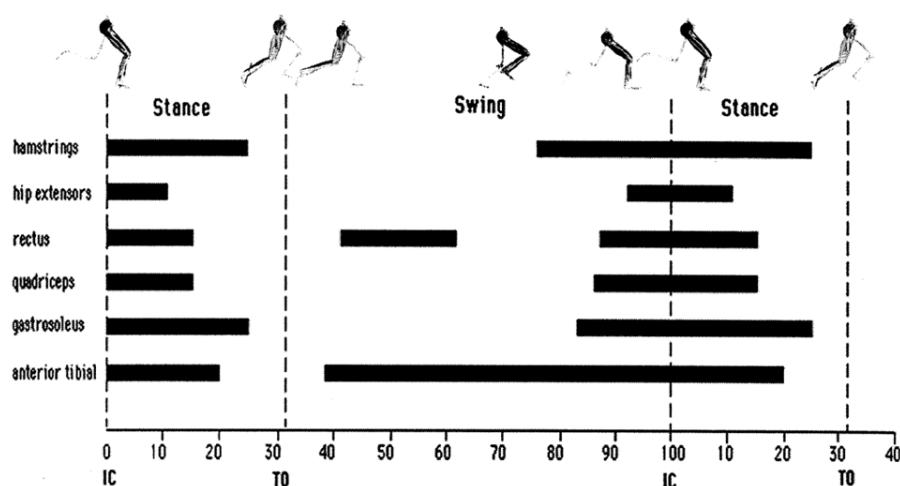


Figure 2. Activités électromyographiques (barres) des muscles ischio-jambiers, des extenseurs de la hanche, du *rectus femoris*, des *vastii*, des fléchisseurs plantaires et du tibialis antérieur au cours d'un cycle de course incluant les phases de contact (*stance*) des deux membres inférieurs et la phase de vol (*swing*). IC : *initial contact*, TO : *toe-off*. D'après Novacheck (1998).

1.2. Impact, chocs et vibrations

1.2.1. Forces

Les forces de réaction du sol (*ground reaction forces* – GRF) en course à pied s'appliquent au coureur dans les dimensions verticale, antéro-postérieure et médio-latérale (Cavanagh & Lafortune, 1980; Grimshaw & Burden, 2010), les forces verticales étant prédominantes, les forces antéro-postérieures et médio-latérales étant traditionnellement négligées. Les courbes

typiques GRF-temps permettent de mettre en évidence une phase dite « passive » d'impact suivi d'une phase dite « active » de propulsion (Figure 3). Bien qu'elle ait été très largement utilisée pour quantifier la sévérité de l'impact, l'intensité du pic passif ne constitue pas le paramètre le plus discriminant pour mesurer la contrainte mécanique appliquée au coureur. En effet, le temps au pic passif ou le taux de charge seraient davantage appropriés (Samozino *et al.*, 2008). Le taux de charge (*loading rate* – LR), correspondant à la pente de montée en force, est typiquement calculé du contact initial jusqu'au pic passif. Sur cette période de mise en charge, les taux de charge moyen et/ou instantané (pic) sont traditionnellement calculés. En course sur plat, selon la revue de littérature de Zadpoor & Nikooyan (2011), le taux de charge moyen est typiquement compris entre $66 \text{ BW}\cdot\text{s}^{-1}$ et $77 \text{ BW}\cdot\text{s}^{-1}$ et le taux de charge instantané entre $79 \text{ BW}\cdot\text{s}^{-1}$ et $178 \text{ BW}\cdot\text{s}^{-1}$.

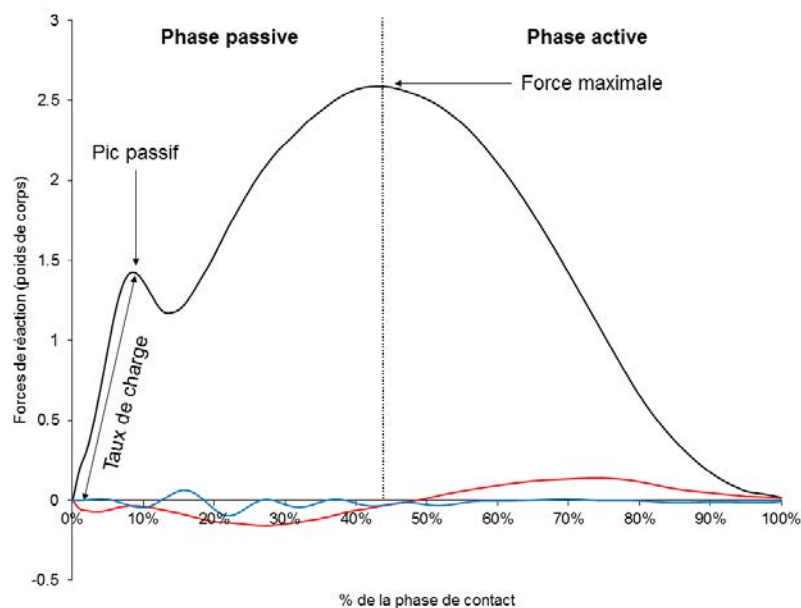


Figure 3. Forces de réaction du sol verticale (courbe noire), antéro-postérieure (courbe rouge) et médio-latérale (courbe bleue).

Cependant, une analyse fréquentielle du signal de force a mis en évidence que le spectre fréquentiel sur cette période contenait une composante haute fréquence ($> 10 \text{ Hz}$) relative au phénomène d'impact mais aussi une composante basse fréquence ($\leq 10 \text{ Hz}$) relative au

mouvement volontaire (Shorten & Mientjes, 2011) (Figure 4A). Plus concrètement, considérant une attaque talon, le pic passif apparaît ~30-35 ms après le contact initial. Cependant, il a été observé par mesure des pressions plantaires, que les tiers médian (*midfoot*) et antérieur du pied (*forefoot*) sont engagés dans la phase de mise en charge ~30 ms après le contact initial (Hennig & Milani, 1995; Shorten & Mientjes, 2011) (Figure 4B). La mesure de la force du pic passif et du taux de charge (calculé du contact initial au pic passif) ne permet donc pas de caractériser le phénomène d'impact de façon exclusive. Par conséquent, une limite inhérente à l'analyse temporelle de la cinétique en course à pied est la distinction entre impact et mouvement.

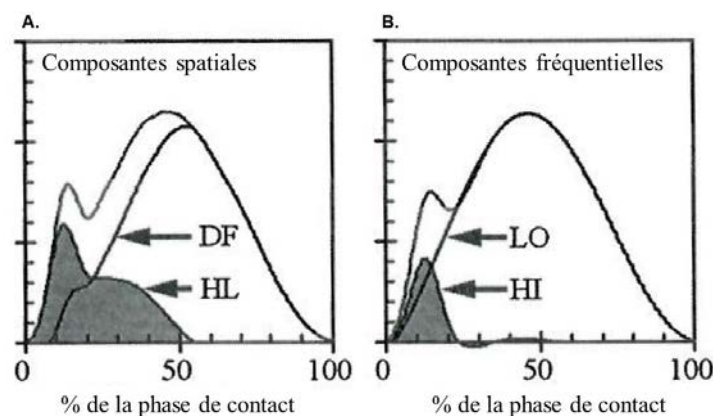


Figure 4. A : Forces verticales obtenues par la mesure des pressions plantaires au talon (HL) et à la partie médiane/avant du pied (DF). B : Distribution de la composante fréquentielle hautes fréquences relative au phénomène d'impact (HI) et de la composante fréquentielle basses fréquences relative au mouvement (LO). Les forces verticales de réaction du sol sont représentées sur les panels A et B. D'après Shorten & Mientjes (2011).

1.2.2. Choc et vibrations

Le choc généré par chaque contact du pied au sol induit des oscillations des structures musculo-squelettiques. La mesure des pics d'accélération induits par ces oscillations permet de quantifier la sévérité du choc (Figure 5). Ces mesures se font généralement au tibia, au sacrum et/ou à la tête (e.g. Valiant, 1989). Les vibrations induites par le choc entre le pied du

coureur et le sol se situent essentiellement dans la bande de fréquences 12-20 Hz (e.g. Shorten & Winslow, 1992 ; Hamill *et al.*, 1995) (Figure 6).

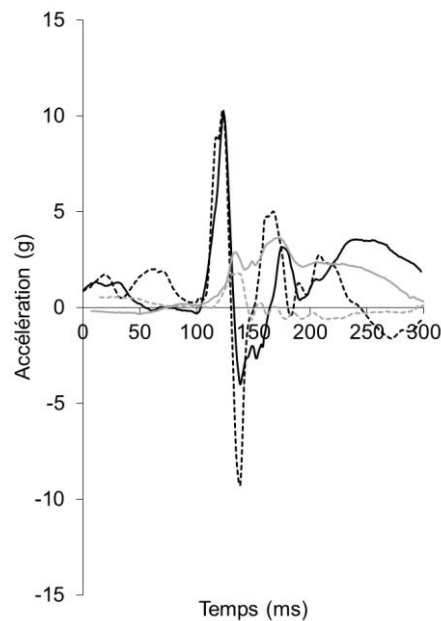


Figure 5. Signaux d'accélération mesurés au tibia (courbes noires) et au sacrum (courbes grises). Les composantes axiales (courbes pleines) et transversales (courbes en pointillé) sont représentées pour le tibia et le sacrum. Pour le tibia, la composante transversale d'accélération correspond à l'accélération mesurée dans l'axe de la face antéro-médiale de l'os. Pour le sacrum, l'accélération transversale correspond à l'accélération mesurée dans l'axe antéro-postérieur du sacrum. Données personnelles.

1.2.3. Atténuation par le système musculo-squelettique

Il existe une atténuation naturelle du choc et des vibrations par le système musculo-squelettique (Figure 5), probablement afin d'éviter les accélérations excessives au niveau de la tête de sorte à préserver les fonctions centrales comme la vision et la fonction vestibulaire (Derrick *et al.*, 1998; Edwards *et al.*, 2012; Hamill *et al.*, 1995). Cette fonction d'atténuation est assurée par le coussinet graisseux sous le talon, les os diaphysaires de par leur déformation, l'os sous-chondral et les disques intervertébraux (De Clercq *et al.*, 1994; Paul *et al.*, 1978; Radin *et al.*, 1973; Valiant, 1989). Les muscles participent aussi activement à l'atténuation du choc et des vibrations selon le paradigme du *muscle tuning* proposé par Nigg et collaborateurs. Ce paradigme propose que les intensités d'activation et de pré-activation

musculaire sont adaptées en fonction de la magnitude de l'impact subi lors du contact du pied au sol afin de contrôler les vibrations des tissus mous (Boyer & Nigg, 2004; Wakeling *et al.*, 2001). Enfin, le mouvement de pronation du pied au sol (Nigg, 2001) ainsi que la déformation de la voûte plantaire peuvent être aussi considérés comme des mécanismes d'absorption d'énergie (Ker *et al.*, 1987).

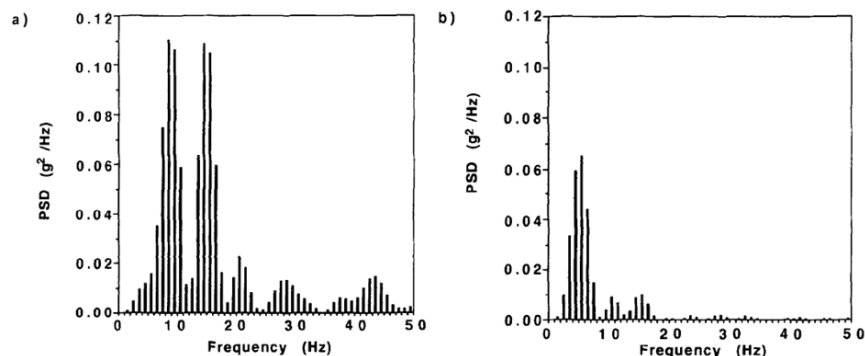


Figure 6. Densités spectrales de puissance (PSD) obtenues à partir des signaux des accélérations axiales mesurées au tibia (a) et à la tête (b) pour une condition de course sur plat à vitesse de confort. D'après Hamill *et al.* (1995).

2. TRAUMATOLOGIE OSSEUSE CHEZ LES COUREURS DE LONGUE DISTANCE

Comme précédemment énoncé, il existe différents mécanismes naturels d'atténuation de l'impact et des vibrations subséquentes. Cependant, ceux-ci semblent insuffisants pour préserver le coureur, et plus précisément ses structures ostéo-articulaires, des contraintes mécaniques qui lui sont appliquées. En course à pied, environ 50 à 70% des blessures répertoriées sont considérées comme étant liées à la répétition cyclique du même mouvement, blessures appelées blessures par répétition ou *overuse injuries* (van Mechelen, 1992). Ces blessures sont caractérisées par une incapacité d'un os, du cartilage ou d'un tendon à endurer des charges répétées (Warden *et al.*, 2014).

2.1. Facteurs de risque biomécaniques à l'apparition de dégénérescences ostéo-articulaires

2.1.1. Impacts, vibrations et forces de compression

L'étiologie des dégénérescences ostéo-articulaires est plurifactorielle. L'âge, le sexe, le terrain génétique, l'anatomie et le régime alimentaire ont été identifiées comme facteurs de risque intrinsèques dans le cas d'arthrose ou de fractures de fatigue tibiales (Ashkavand *et al.*, 2013; Crossley *et al.*, 1999; Matheson *et al.*, 1987). Par ailleurs, certaines caractéristiques biomécaniques de la course à pied peuvent constituer des facteurs de risque extrinsèques à l'apparition de dégénérescences et blessures ostéo-articulaires. La contrainte appliquée à une articulation est essentiellement composée de la mise en charge suivant l'impact pied/sol et des forces de compression résultant de la contraction des muscles entourant l'articulation. Si l'atténuation du choc et des vibrations est principalement effectuée par les muscles et l'os sous-chondral, les structures articulaires (e.g. cartilage, ménisques) n'ont quant à elles pas comme fonction naturelle d'absorber la contrainte mécanique. En ce qui concerne le genou, articulation la plus encline aux blessures chez les coureurs de longue distance, le cartilage articulaire est une structure viscoélastique dont l'épaisseur est trop faible pour absorber efficacement les contraintes répétitives subies en course à pied (Radin *et al.*, 1973). De la même façon, les ménisques remplissent une fonction de répartition de la charge et de stabilisation de l'articulation mais sont inefficaces en tant qu'absorbeurs d'impacts (Andrews *et al.*, 2011).

La mise en charge d'une articulation peut sévèrement endommager ses structures articulaires altérant ainsi leurs propriétés mécaniques et par conséquent leur réponse (i.e. leur déformation) à une charge (Verteramo & Seedhom, 2007). Des expérimentations *ex vivo* ont mis en évidence que soumettre des échantillons de cartilage animal à des impacts successifs

(1 fois le poids de corps, de 1 à 25 Hz) amenait à des fibrillations du cartilage puis à sa dégénération, ce qui peut induire *in vivo* une hausse de la raideur articulaire (Radin *et al.*, 1973; Simon *et al.*, 1972). La progression des dommages à l'os sous-chondral réduit l'efficacité de l'absorption de l'impact amenant à une hausse du stress mécanique appliqué aux structures articulaires en amont (Ashkavand *et al.*, 2013). Plus récemment, il a été observé chez le lapin qu'un impact isolé à l'articulation tibio-fémorale conduisait à des lésions à la surface du cartilage articulaire et à des microfissures de l'os sous-chondral 6 à 12 mois après le traumatisme, ainsi qu'à une perte de protéoglycanes, composants macromoléculaires du cartilage articulaire agissant comme lubrificateurs (Isaac *et al.*, 2010). Chez l'Homme, il a été démontré que les douleurs fémoro-patellaires sont associées à d'importants efforts en compression, torsion et cisaillement appliqués au cartilage, ces douleurs étant elles-mêmes corrélées à un risque élevé d'arthrose du genou (Farrokhi *et al.*, 2011). En effet, un stress mécanique important subi par le cartilage contribuerait à sa dégradation (Segal *et al.*, 2012). Les ménisques peuvent tout autant être endommagés par les contraintes mécaniques, ces tissus fibro-cartilagineux ayant un rôle prépondérant dans la transmission et la distribution des charges au genou (McNulty & Guilak, 2015; Walker *et al.*, 2015). Une expérimentation chez le lapin a récemment mis en évidence d'importants dommages au cartilage ainsi qu'aux ménisques 12 semaines après un impact isolé induit par le largage de 70 cm d'une masse de 1,75 kg à l'articulation tibio-fémorale (Fischenich *et al.*, 2015). De même, des expérimentations, notamment animales, ont mis en évidence des modifications structurelles méniscales après des programmes de course sur tapis, telles qu'une baisse du contenu en protéoglycanes, hydroxyprolines ou calcium, ou une diminution du volume méniscal (McNulty & Guilak, 2015). La détérioration des ménisques altère la répartition et la magnitude de la charge appliquée au cartilage, conduisant potentiellement à davantage de dommages cartilagineux (Crema *et al.*, 2010). En effet, une atteinte des

ménisques entraîne des douleurs voir un dysfonctionnement de l'articulation, et une méniscectomie amène relativement rapidement à l'apparition d'arthrose (Carter *et al.*, 2015; Edd *et al.*, 2015; McNulty & Guilak, 2015). Aussi, les vibrations induites par un choc peuvent constituer un facteur de risque dans l'apparition de dégénérescences ostéo-articulaires. Récemment, une expérimentation réalisée sur des rats a mis en évidence que les vibrations de faible magnitude mais haute fréquence (35 Hz, 0,3 g, 20 min/jour, 5 jours/semaine pendant 18 semaines) engendrait une accélération de la dégradation du cartilage induisant une baisse de l'épaisseur cartilagineuse par rapport à un groupe contrôle (Qin *et al.*, 2014). Les dégénérescences des surfaces articulaires exposent l'os sous-jacent à davantage de contraintes.

En plus du caractère répétitif de la contrainte mécanique appliquée en course à pied, l'intensité du taux de charge est déterminante dans l'apparition de dégénérescences ostéo-articulaires. Une équipe de recherche a soumis des lapins à un impact isolé à l'articulation fémoro-patellaire dont le taux de charge était faible (pic d'impact 50 ms après le contact) ou élevé (pic d'impact 5 ms après le contact). Il a alors été observé un an après que ceux ayant subis l'impact au taux de charge élevé présentaient significativement davantage de fissures au cartilage patellaire ainsi qu'un épaissement supérieur de l'os sous-chondral probablement dû au processus de remodelage osseux issu de la stimulation des ostéocytes (Ewers *et al.*, 2002). De plus, la magnitude de l'impact est une caractéristique déterminante de la sévérité des dommages articulaires (Brill *et al.*, 2014). Ainsi, Warden *et al.* (2014) ont récemment proposé que l'apparition de dommages ostéo-articulaires est fonction de la fréquence, de la durée, de la magnitude et de l'intensité du taux de charge de la contrainte appliquée.

Comme précédemment observé chez l'Homme ou des lapins, en marche ou en course, les forces musculaires constituent une source significative des contraintes internes exercées sur une articulation (Horisberger *et al.*, 2013; Leumann *et al.*, 2013; Sasaki & Neptune, 2010).

Celles-ci peuvent alors être à l'origine de dommages articulaires. En effet, après avoir soumis des lapins à des contractions isométriques, concentriques ou excentriques (20% de la force maximale à 0,5 Hz pendant 50 min), Horisberger *et al.* (2013) ont observé une baisse de la concentration de chondrocytes 4 semaines après ainsi qu'une importante dégradation du cartilage. Les auteurs en ont alors conclu que les contraintes induites par des contractions musculaires sous-maximales amenaient, de par la baisse de la concentration de chondrocytes, à une moindre capacité des cellules à remodeler la matrice cartilagineuse, induisant alors la dégradation du cartilage.

2.1.2. *Mouvements articulaires frontaux et transversaux*

La répartition des forces articulaires de contact au genou dépend en partie des mouvements frontaux du genou et de la hanche. Le moment net de force d'adduction au genou a été démontré comme étant un indicateur fiable de la charge appliquée sur le compartiment médial de l'articulation tibio-fémorale, et par conséquent un prédicteur de la sévérité et de la progression de l'arthrose du genou. En effet, la sévérité des dégénérescences ostéo-articulaires au compartiment médial de l'articulation tibio-fémorale a été corrélée à l'intensité du pic du moment d'adduction du genou ainsi qu'à son taux de charge (Maly *et al.*, 2015; Morgenroth *et al.*, 2014). De plus, les douleurs fémoro-patellaires et l'arthrose du genou sembleraient liées à une adduction de hanche et une éversion de la cheville excessives ainsi qu'à un basculement de la patella et une rotation interne du tibia prononcée ou insuffisante (Barton *et al.*, 2012; Farrokhi *et al.*, 2011; Meira & Brumitt, 2011; Noehren *et al.*, 2013).

2.1.3. *Faiblesse et déséquilibre musculaires*

Considérant l'articulation du genou, principal site de blessures chez le coureur, les faiblesses, et donc déséquilibres, musculaires constituent un facteur de risque dans le développement de

dégénérescences ostéo-articulaires (Egloff *et al.*, 2014; Herzog & Longino, 2007; Palmieri-Smith *et al.*, 2010). Une étude récente a investigué les conséquences de la faiblesse des muscles du quadriceps, induite par l'injection intramusculaire de botox dans les *vastus medialis*, *vastus lateralis* et *rectus femoris*, sur le développement de l'arthrose du genou chez le lapin (Egloff *et al.*, 2014). Les auteurs ont observé trois mois après l'opération une dégradation significative du cartilage dans tous les compartiments du genou par rapport à un groupe contrôle. Ces mêmes auteurs se sont aussi attachés à étudier l'effet d'un déséquilibre musculaire au quadriceps, induit par la section du *vastus lateralis*, sur le développement des dégénérescences ostéo-articulaires au genou. Il a alors été observé que le déséquilibre musculaire engendrait une perte significative de cartilage à l'articulation fémoro-patellaire. Les muscles du quadriceps étant les principaux contributeurs à la stabilité du genou, la faiblesse de ces derniers détériore le contrôle de l'articulation, conduisant alors à une distribution anormale des contraintes aux articulations tibio-fémorale et fémoro-patellaire (Glass *et al.*, 2013).

2.2. Blessures ostéo-articulaires chez les coureurs de longue distance

D'après les observations faites à partir d'expérimentations animales, il peut être légitimement proposé que la course à pied de longue distance, de par les nombreux impacts, les vibrations qui en découlent et les forces musculaires de compression, constituerait un facteur de risque dans le développement de dégénérescences ostéo-articulaires. En 2015, l'incidence des blessures chez les coureurs à pied peut aller de 19% à 74% (van der Worp *et al.*, 2015). De par le grand nombre de chocs subis, les blessures ostéo-articulaires (e.g. syndrome fémoro-patellaire, arthrose, douleurs au dos, atteintes des disques lombaires, fractures de fatigue) sont récurrentes chez les coureurs de longue distance et impliquent principalement l'articulation du genou (Hoffman & Krishnan, 2014; Lopes *et al.*, 2012; Warden *et al.*, 2014). Cependant,

il semble qu'il n'y ait aujourd'hui aucun consensus sur le lien de cause-à-effet entre la course à pied et le développement de dégénérescences ostéo-articulaires. Considérant l'arthrose, une prévalence de 30% pour l'arthrose du genou a été reportée chez des coureurs (Hansen *et al.*, 2012). Une association entre arthrose et augmentation du volume d'activité physique, incluant courir plus de 32 km par semaine, a également été reportée à la suite d'une étude de 25 ans répertoriant 17 000 cas cliniques (Cheng *et al.*, 2000). De la même façon, un volume kilométrique hebdomadaire de 105 km a été associé à des dégénérescences ostéo-articulaires plus sévères observées par radiographie (Marti *et al.*, 1989). De façon intéressante, une baisse de l'épaisseur du cartilage tibial et fémoral a été observée immédiatement après 30 min de course sur route chez des marathoniens et des sujets sédentaires (Mosher *et al.*, 2010). *A contrario*, d'autres études transversales ou longitudinales n'ont mis en évidence aucune relation entre la pratique de la course à pied et la progression de l'arthrose (Hansen *et al.*, 2012). Par exemple, un suivi de 18 ans de coureurs de longue distance et d'individus ne pratiquant pas la course à pied n'a démontré aucune différence en termes d'arthrose du genou entre les deux groupes (Chakravarty *et al.*, 2008). La comparaison par radiographie des articulations du genou, de la cheville et de la hanche chez un groupe de coureurs et un groupe de personnes sédentaires apporte la même conclusion (Konradsen *et al.*, 1990).

Concernant les fractures de fatigue, une récente étude épidémiologique a mis en évidence que ces dernières étaient parmi les plus fréquentes chez les ultra-marathoniens, touchant majoritairement le fémur, la hanche, le tibia, et les métatarses (Hoffman & Krishnan, 2014). Ces mêmes auteurs ont rapporté une incidence annuelle des fractures de fatigue de 5,5%, les coureurs les plus exposés étant ceux ayant parcouru la plus longue distance durant l'année. Notons qu'il a été proposé qu'une fracture de fatigue est causée par l'application d'un stress mécanique ou musculaire répété, prolongé et/ou anormal à un os, tissu ayant une dynamique architecturale qui répond aux changements qui lui sont imposés (Daffner & Pavlov, 1992).

De plus, il a été démontré que les personnes ayant des antécédents de fractures de fatigue tibiales présentent un taux de charge plus élevé, l'application rapide d'une force engendrant donc potentiellement des dommages osseux plus sévères (Davis *et al.*, 2004; Milner *et al.*, 2006; Schaffler *et al.*, 1989; Zadpoor & Nikooyan, 2011; Zifchock *et al.*, 2006). Malgré cela, les observations issues de ces études rétrospectives sont très largement discutées et ne permettent pas de conclure sur un lien de causalité direct entre les impacts subis en course et à pied et l'apparition de blessures de fatigue.

Néanmoins, les coureurs de longue distance sont de fait soumis à un nombre important de contacts pied/sol sur des durées conséquentes et parfois au cours de sections de descente lors desquelles l'intensité du choc est considérablement augmentée (Gottschall & Kram, 2005; Hamill *et al.*, 1984). A ceci doivent être ajoutées les forces internes appliquées par les muscles sur les articulations, notamment la compression induite par les muscles du quadriceps à l'articulation du genou. Ainsi, les importantes fréquence et durée d'exposition au stress mécanique peuvent rendre le processus de reconstruction osseuse insuffisant proportionnellement au niveau élevé de contrainte appliquée (Warden *et al.*, 2014). Parallèlement, la course de longue durée induit une fatigue musculaire importante évidente diminuant potentiellement les capacités musculaires d'atténuation du choc et des vibrations (Clansey *et al.*, 2012; Mizrahi *et al.*, 2000b; Voloshin *et al.*, 1998), comme il l'a également été souligné à la fin d'une tâche de répétition de rebonds par l'augmentation, au cours de la période de freinage, de l'intensité de la bande de fréquence 10-100 Hz de l'accélération tibiale médio-latérale (Morio *et al.*, 2011).

3. FATIGUE NEUROMUSCULAIRE EN TRAIL RUNNING

La fatigue neuromusculaire peut se définir comme une baisse de la force maximale volontaire induite par l'exercice induisant ou non un arrêt de la tâche (Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001). Comme synthétisé par Enoka & Duchateau (2008), la fatigue neuromusculaire peut impliquer un déficit moteur, une perception ou un déclin de l'activation centrale. Celle-ci peut impliquer divers sites et processus de la commande motrice (Figure 7). L'origine de la fatigue neuromusculaire peut ainsi être centrale (altérations des mécanismes spinaux et supra-spinaux de la commande motrice) et/ou périphérique (dysfonctions au niveau ou en-deçà de la jonction neuromusculaire) (Gandevia, 2001). Des pertes de force lors de contractions maximales volontaires (*maximal voluntary contraction* – MVC) pouvant aller de -24% à -35% ont été précédemment reportées à la suite de courses de trail ou ultra-trail, pertes de force ayant des origines centrales et périphériques (Millet *et al.*, 2002; Millet *et al.*, 2003; Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013; Temesi *et al.*, 2015). Notons que les conséquences neuromusculaires d'un exercice excentrique sont abordées plus spécifiquement dans la Partie 3 ainsi que les interactions entre altérations périphériques et fatigue centrale.

3.1. Mécanismes périphériques de la fatigue neuromusculaire en trail running

Plusieurs expérimentations ont mis en évidence la présence de dysfonctions neuromusculaires périphériques des extenseurs du genou et/ou fléchisseurs plantaires à la suite de courses de trail running de 30 km (dénivelé positif/négatif : 800 m) à 330 km (dénivelé positif/négatif : 24 000 m) (Millet *et al.*, 2002; Millet *et al.*, 2003; Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013; Temesi *et al.*, 2015). Ces altérations périphériques peuvent tout d'abord inclure une baisse de l'excitabilité sarcolemmale des extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires mise en évidence par une diminution de la réponse électromyographique à une stimulation unique sur

muscle relâché, réponse appelée « onde M »³ (Millet *et al.*, 2003; Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013). Cette réduction de l'excitabilité sarcolemmale peut être la conséquence d'une hausse de la perméabilité du sarcolemme induite par des dommages structuraux de la membrane sarcolemmale, ceux-ci étant potentiellement le résultat de la répétition de contractions excentriques, qui sont notamment prépondérantes lors des phases de descente. La potentielle hausse de la perméabilité du sarcolemme altérerait le gradient de concentration ionique de part et d'autre de la membrane, affectant en retour la génération et/ou propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme et par conséquent l'excitabilité des fibres musculaires (Millet *et al.*, 2011a; Place *et al.*, 2010).

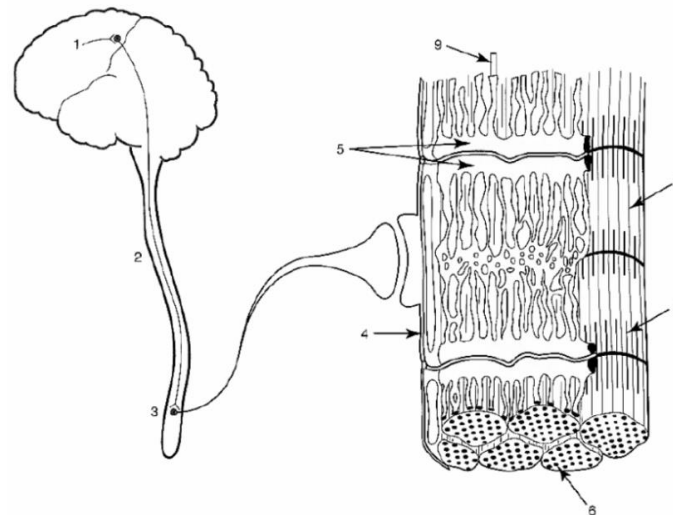


Figure 7. Sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire. Les processus physiologiques et sites de la commande motrice potentiellement impliqués dans le développement de la fatigue neuromusculaire incluent (1) l'activation du cortex moteur, (2) la commande nerveuse descendante à destination des motoneurones, (3) le muscle et les unités motrices activés, (4) la transmission du potentiel d'action, (5) le couplage excitation contraction, (6) la disponibilité des substrats et l'accumulation de métabolites, (7) le milieu intracellulaire, (8) l'interaction entre l'actine et la myosine et (9) l'irrigation sanguine. D'après Martin (2004).

En-deçà de la jonction neuromusculaire, des baisses de la force évoquée par une stimulation unique ou un doublet haute fréquence ont été observés à la suite de courses de trail running

³ L'onde M est la somme des potentiels d'action évoqués par stimulation électrique. Son étude apporte des informations sur l'activité de la pompe sodium-potassium le long de la membrane sarcolemmale et indirectement sur l'excitabilité musculaire (Martin, 2004).

(Millet *et al.*, 2003; Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013; Temesi *et al.*, 2015). De telles réductions ont été associées à une diminution de la capacité de force des ponts actine-myosine (Place *et al.*, 2010). Par ailleurs, seule l'étude de Millet *et al.* (2011) a permis de mettre en évidence aux extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires une détérioration du couplage excitation-contraction à la suite d'un ultra-trail de 166 km (dénivelé positif/négatif : 9 500 m) caractérisée par une fatigue basse fréquence ou *low frequency fatigue* (LFF). La fatigue basse fréquence se définit par une baisse du ratio entre la force évoquée par un doublet basse fréquence, généralement à 10 Hz, et la force évoquée par un doublet haute fréquence, généralement à 100 Hz (Verges *et al.*, 2009). Plus précisément, ce type de fatigue est associé à une atteinte de certaines étapes du couplage excitation-contraction. Il a été suggéré qu'une faiblesse des récepteurs à la ryanodine, une baisse de la libération des ions calciques par le réticulum sarcoplasmique et/ou une diminution de la sensibilité des myofibrilles au calcium pourraient être impliquées dans cette altération du couplage excitation-contraction (Martin *et al.*, 2005; Millet *et al.*, 2011a; Place *et al.*, 2010; Saugy *et al.*, 2013). De façon intéressante, aucune fatigue basse fréquence n'a été observé à la suite de 24 h de course sur tapis roulant (i.e. 149 ± 15 km) (Martin *et al.*, 2010). De ce fait, la sévérité des altérations du couplage-excitation contraction pourrait être fonction du volume de travail excentrique effectué par le coureur. En d'autres mots, la longue distance parcourue ainsi que la présence de phases de descente seraient déterminantes dans l'apparition de la fatigue basse fréquence (Millet *et al.*, 2011b). Ceci pourrait être la conséquence de l'importante contrainte mécanique induite par les contractions excentriques induisant de sévères dommages à la structure du cytosquelette. En effet, tandis que les phases de montée sont les plus coûteuses énergétiquement, les phases de descente sont quant à elles les plus traumatisantes pour le système musculo-squelettique du coureur (Eston *et al.*, 1995; Feasson *et al.*, 2002; Gottschall & Kram, 2005; Hamill *et al.*, 1984; Malm *et al.*, 2004). Il a ainsi été observé que courir 30

min en descente induisait une désorganisation du cytosquelette des sarcomères, notamment des ruptures des disques Z et bandes A (Feasson *et al.*, 2002). De ce fait, dans une perspective de minimisation des contraintes mécaniques et dommages musculaires, s'intéresser spécifiquement aux phases de descente s'avèrerait davantage pertinent.

3.2. Mécanismes spinaux et supra-spinaux de la fatigue neuromusculaire en trail running

Des déficits d'activation volontaire de ~8% après un trail de 30 km (Millet *et al.*, 2003), de ~19% et 6% pour les extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires, respectivement, après un ultra-trail de 166 km (Millet *et al.*, 2011b), jusqu'à ~22% aux extenseurs du genou et 29% aux fléchisseurs plantaires après un ultra-trail de 330 km (Saugy *et al.*, 2013) ont été observés. De telles baisses d'activation volontaire, évaluées par stimulation électrique grâce à la technique de la stimulation surimposée⁴, mettent en évidence la présence d'une fatigue centrale pouvant être causée par différents mécanismes, comme des altérations neurobiologiques du cortex, des changements des propriétés intrinsèques des motoneurones α , la défacilitation des motoneurones α consécutive à une diminution de la fréquence de décharge des fibres afférentes Ia ou encore l'inhibition du pool de motoneurones par des afférences inhibitrices, notamment les afférences méchanosensitives et métabosensitives III/IV⁵ (Gandevia, 2001). En utilisant la technique de la stimulation surimposée, il n'est pas possible de distinguer les mécanismes spinaux des mécanismes supra-spinaux sous-jacents au déficit d'activation (Millet *et al.*, 2011a).

⁴ L'évaluation de l'activation volontaire par la technique du doublet surimposé consiste à surimposer une stimulation électrique sur le plateau de force lors d'une MVC et de comparer la réponse surimposée à la réponse sur muscle relâché dans un état potentialisé (Millet *et al.*, 2011a).

⁵ Les afférences III/IV sont sensibles à la présence de métabolites ou aux dommages musculaires (Nicol *et al.*, 2006).

En utilisant la stimulation magnétique trans-crânienne, Temesi *et al.* (2015) ont montré une hausse de l'excitabilité cortico-spinale⁶ sans aucun changement de l'inhibition intra-corticale⁷ à la suite d'un ultra-trail. Ces résultats démontrent une réponse plus efficace pour un même stimulus après l'ultra-trail.

4. REDUCTION DE LA SEVERITE DE L'IMPACT EN COURSE A PIED

L'importante prédisposition des coureurs face aux blessures potentiellement associées à la répétition et l'intensité des impacts a amené les acteurs du champ scientifique à se questionner sur les solutions pouvant atténuer la sévérité de la contrainte mécanique résultant du contact pied/sol. Améliorer l'atténuation des impacts et vibrations est potentiellement d'autant plus important sur des disciplines de course à pied de longue distance pour lesquelles (i) la durée d'exposition aux stress mécaniques est considérablement plus élevée et (ii) la capacité d'atténuation par le système musculaire est potentiellement altérée par la fatigue neuromusculaire sévère. Certaines recherches ont été fortement orientées depuis les années 70 vers la chaussure de course et ses technologies amortissantes, d'autres en revanche se sont attachées à investiguer l'efficacité d'interventions alternatives de nature biomécanique.

4.1. Interventions aigues

Comme il va l'être détaillé ci-dessous, le port de certains types de chaussures permet de réduire l'intensité de l'impact en course à pied. Cependant, altérer la cinématique de course (e.g. la fréquence de foulée ou le pattern de pose de pied), pourrait être une alternative efficace aux solutions matérielles proposées depuis ces quarante dernières années.

⁶ L'évaluation de l'excitabilité cortico-spinale s'effectue par stimulation trans-crânienne en mesurant l'amplitude de la réponse motrice évoquée par une secousse isolée (Millet *et al.*, 2011a).

⁷ L'évaluation de l'inhibition intra-corticale s'effectue par la mesure de la période de silence corticale suivant une secousse isolée induite par TMS lors d'une contraction musculaire (Millet *et al.*, 2011a).

4.1.1. Chaussage

En 1972, l'industriel Nike (USA), propose une innovation en lançant la chaussure Nike Cortez™, première chaussure de course à bénéficier d'une semelle intermédiaire (*midsole*) et à double densité, l'objectif étant, notamment, d'améliorer l'absorption des chocs pour réduire le stress mécanique appliqué au corps du coureur et *in fine* le risque de blessures. D'autres compagnies ont suivi alors l'exemple de cette marque et ainsi la chaussure « amortissante » est devenue la référence en matière de chaussure de course à pied. En effet, plusieurs études ont mis en évidence chez des coureurs attaquant le sol par le talon une diminution du taux de charge avec le port de chaussure à semelle amortissante en comparaison au port de chaussure à semelle rigide (Aerts *et al.*, 1996; De Wit *et al.*, 1995) ou en comparaison à la course pieds nus (Shih *et al.*, 2013). Cependant, l'efficacité des chaussures amortissantes dans la prévention des blessures a été fortement controversée. Par exemple, il a été démontré que le port de semelles amortissantes était inefficace pour réduire le risque de fractures de fatigue chez des recrues militaires (Gardner *et al.*, 1988; Schweltnus *et al.*, 1990). Par ailleurs, de nombreuses études apportent des résultats totalement contradictoires à ceux précédemment évoqués quant à l'effet de la dureté de la semelle sur la sévérité de l'impact : le port de chaussures à semelles rigides ou fines, appelées aussi chaussures minimalistes, ou la course pieds nus, induit une baisse du taux de charge et des pressions au talon comme illustré par la Figure 8 (De Wit *et al.*, 2000; Dickinson *et al.*, 1985; Divert *et al.*, 2005; Hennig & Milani, 1995; Lieberman *et al.*, 2010; Squadrone & Gallozzi, 2009).

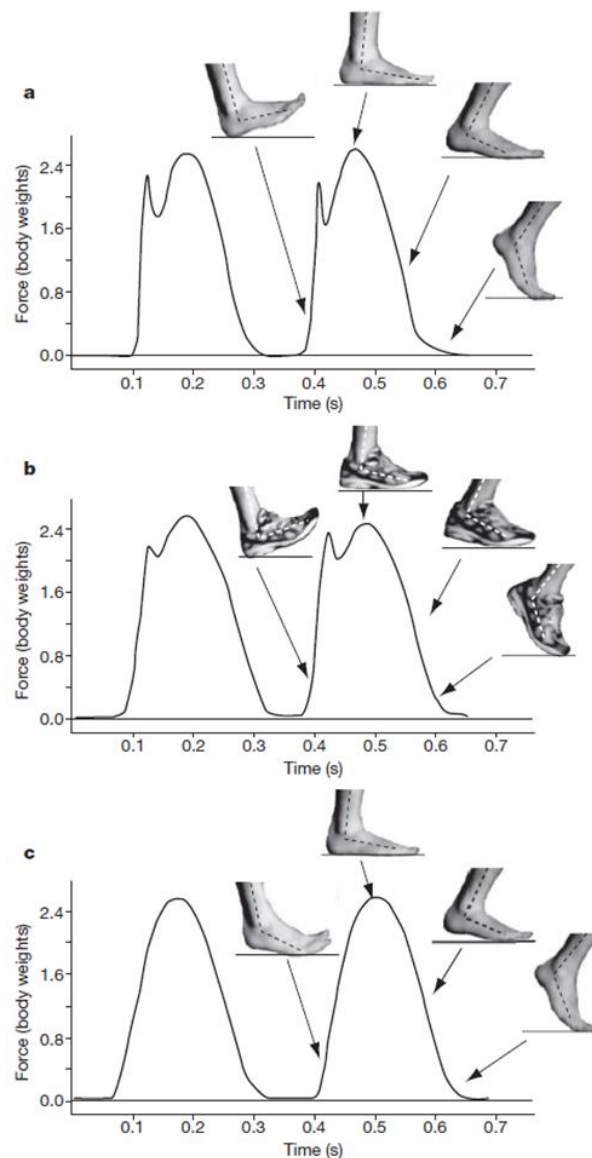


Figure 8. Forces de réaction verticales du sol et schématisation de la cinématique de la cheville lors de différentes conditions de course sur plat pour un coureur : pieds nus en attaquant le sol par le talon (a), chaussé en attaquant le sol par le talon (b) et pieds nus en attaquant le sol par l'avant-pied (c). D'après Lieberman *et al.* (2010).

Ces études ont montré en parallèle plusieurs changements cinématiques inhérents au port de chaussures minimalistes ou à la course pieds nus : augmentation de la flexion plantaire au contact initial, attaque du sol à plat ou avant-pied, diminution de la longueur de pas et hausse de la fréquence de foulée, baisse du temps de contact et augmentation de la raideur du membre inférieur. En course à pied, la raideur du membre inférieur est modulée en fonction de la raideur de la surface de course mais aussi de la raideur de la chaussure portée (Bishop *et*

al., 2006; Ferris & Farley, 1997). En ce sens, la chaussure portée, et notamment la dureté de sa semelle, influence la mécanique et la cinématique du membre inférieur (Frederick, 1986; Hennig & Milani, 1995).

4.1.2. *Technique de pose avant-pied*

En course, trois techniques de pose de pied peuvent être identifiées (Figure 9) : un pattern *rearfoot strike* (RFS, attaque talon) pour lequel le talon touche le sol en premier suivi des métatarses, un pattern *midfoot strike* (MFS, attaque à plat) caractérisé par un contact au sol quasi-simultané du talon et des métatarses, puis un pattern *forefoot strike* (FFS, attaque avant-pied) où le contact initial se fait par les métatarses et s'en suit alors une lente descente du talon au sol (Altman & Davis, 2012; Cavanagh & LaFortune, 1980; Hasegawa *et al.*, 2007; Larson *et al.*, 2011). Il est cependant intéressant de mentionner que de 0,7% à 5,9% des coureurs de longue distance présentent une asymétrie de la pose de pied entre le pied droit et le pied gauche (Kasmer *et al.*, 2013a; Larson *et al.*, 2011). Breine *et al.* (2014) ont d'ailleurs observé que la part relative de coureurs présentant une telle asymétrie tend à s'accroître avec la vitesse : de 11% à 3,2 m·s⁻¹ jusqu'à 31% à 6,2 m·s⁻¹.



Figure 9. Exemples de patterns de pose de pied obtenus au kilomètre 10 du Manchester City Marathon à partir d'enregistrement vidéo. (A) Rearfoot strike. (B) Midfoot strike. (C) Forefoot strike. D'après Larson *et al.* (2011).

Ces différents patterns de course présentent un certain nombre de disparités cinématiques. Tout d'abord, en comparaison à un pattern RFS, les techniques MFS-FFS induisent une baisse du temps de contact (e.g. Breine *et al.*, 2014; Hasegawa *et al.*, 2007; Kulmala *et al.*, 2013; Shih *et al.*, 2013). Au niveau de la cheville, une augmentation de la flexion plantaire au

contact initial a été observé chez les personnes adoptant un pattern MFS ou MFS en comparaison à des coureurs adoptant un pattern RFS (e.g. Kulmala *et al.*, 2013; Lieberman *et al.*, 2010; Shih *et al.*, 2013) et la raideur de la cheville est supérieure avec un pattern RFS par rapport à un pattern MFS ou FFS (Hamill *et al.*, 2014; Laughton *et al.*, 2003). Au niveau du genou, la flexion au contact initial est davantage marquée chez les coureurs adoptant des techniques MFS ou FFS par rapport à ceux adoptant une technique RFS, cependant le pic de flexion maximal au cours du contact est inférieur (Kulmala *et al.*, 2013; Shih *et al.*, 2013). Par conséquent, la raideur du genou est supérieur avec un pattern MFS-FFS par rapport à un pattern RFS (Hamill *et al.*, 2014; Laughton *et al.*, 2003). Aussi, le moment d'abduction du genou est moins important chez les coureurs FFS (Kulmala *et al.*, 2013). Au niveau de la hanche, les coureurs présentant une pose de pied MFS ou FFS démontrent un pic d'adduction de la hanche lors du contact plus faible que ceux attaquant le sol par le talon (Kulmala *et al.*, 2013). En termes de pattern d'activation musculaire, adopter une technique de pose de pied MFS ou FFS est associé à une activation plus longue et plus intense des fléchisseurs plantaires, à une activité plus élevée du *biceps femoris* et des *gastrocnemii* mais une activité plus faible du *vastus medialis* (Ahn *et al.*, 2014; Shih *et al.*, 2013; Yong *et al.*, 2014).

Breine *et al.* (2014) ont récemment démontré l'influence de la vitesse de course sur le pattern de pose de pied adopté : plus la vitesse augmente, plus la pose de pied s'effectue sur la partie antérieure du pied. Comme mis en avant par ces auteurs, l'accélération de la vitesse de course peut amener les coureurs à changer de pattern de pose de pied. Lors de cette étude, pour des vitesses allant de $3,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ à $6,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, 37% des sujets ont changé une fois de pattern et 11% ont changé deux fois de pattern. En revanche, 46% des coureurs de cette étude ont préservé un pattern RFS et 6% un pattern MFS malgré les changements de vitesse. Toutefois, la hausse de la vitesse de course amène globalement à attaquer le sol davantage sur l'avant-pied. Ces résultats obtenus en laboratoire confirment les conclusions issues d'expérimentations

réalisées sur le terrain lors de marathon ou semi-marathon mettant en avant que les coureurs démontrant un pattern de pose de pied MFS-FFS tendent à être les plus rapides (Hasegawa *et al.*, 2007; Kasmer *et al.*, 2013a).

Il a été observé à plusieurs reprises que le pattern de pose de pied influence l'intensité de l'impact. Pour la force de réaction du sol résultante ou sa composante verticale, le taux de charge est plus élevé avec un pattern RFS (Boyer *et al.*, 2014; Breine *et al.*, 2014; Divert *et al.*, 2005; Kulmala *et al.*, 2013; Lieberman *et al.*, 2010; Shih *et al.*, 2013). Aussi, Gruber *et al.* (2014) ont observé, par la mesure de l'accélération axiale tibiale, un pic d'accélération et un contenu vibratoire en fréquences liées à l'impact supérieurs chez des personnes adoptant un pattern RFS par rapport à d'autres adoptant un pattern FFS. En revanche, ce résultat contredit les précédentes observations de Laughton *et al.* (2003) démontrant chez des coureurs attaquant naturellement le sol par le talon une augmentation de l'intensité du pic d'accélération tibiale axiale quand ceux-ci adoptent un pattern FFS. Dans la dimension antéro-postérieure, il a été observé qu'adopter un pattern RFS engendre une diminution/suppression du pic d'impact et une baisse du taux de charge lors de la phase de freinage (Boyer *et al.*, 2014; Cavanagh & Lafortune, 1980; Laughton *et al.*, 2003). Concernant les forces appliquées spécifiquement au genou, Vannatta & Kernozek (2014) et Kulmala *et al.* (2013) ont mis en évidence une baisse des forces de contact fémoro-patellaires chez des coureurs adoptant naturellement un pattern FFS par rapport à des coureurs adoptant naturellement un pattern RFS.

Par ailleurs, il est intéressant de mentionner que l'étude de Breine *et al.* (2014) a mis en évidence l'existence d'un quatrième pattern de pose de pied appelé par les auteurs « pattern RFS atypique ». Typiquement lors d'une attaque talon, le centre des pressions au contact initial se situe sur la partie postérieure et latérale de la semelle, puis se déplace rapidement vers la ligne longitudinale de la semelle jusqu'à la partie antéro-médiale de la semelle à la fin

du contact. En revanche, Breine *et al.* (2014) ont observé que certains des coureurs adoptant un pattern RFS démontraient une trajectoire différente du centre des pressions au cours du contact : à la suite du contact initial dans la partie postérieure et latérale de la semelle, le centre des pressions se déplaçait rapidement le long du bord latéral de la chaussure dans la zone médiane, se dirigeant qu'ensuite dans la zone antéro-médiale de la semelle. Ce pattern RFS atypique est ainsi caractérisé par un contact des métatarses avec le sol s'effectuant plus tôt dans la phase de contact (RFS : $11,8 \pm 2,9\%$ du temps de contact, RFS atypique : $4,0 \pm 2,0\%$ du temps de contact). De façon intéressante, Breine *et al.* (2014) ont observé un taux de charge plus élevé avec un pattern RFS atypique en comparaison à un pattern RFS classique, ce qui pourrait s'expliquer par un moindre mouvement de pronation du pied, mouvement clé dans l'atténuation du choc.

4.1.3. *Augmentation de la fréquence de foulée*

La fréquence de foulée semble elle aussi influencer l'intensité de l'impact et le stress mécanique appliquée au corps du coureur. Il a été montré qu'une augmentation de 20% de la fréquence de foulée préférentielle résultait en une diminution significative du contenu en fréquences d'impact (10-20 Hz) au tibia (Hamill *et al.*, 1995). Une étude visant à modéliser le risque de fracture de fatigue du tibia en course à pied a mis en évidence que le volume kilométrique et la longueur de pas constituent des facteurs de risque significatifs dans l'apparition de ces blessures : réduire la longueur de pas réduirait le risque de fracture de fatigue tibiale de 3% à 6%, augmenter le volume kilométrique de course à pied engendrerait une hausse du risque de fracture de fatigue tibiale de 4% à 10% (Edwards *et al.*, 2009). Les auteurs en conclurent qu'une baisse de 10% de la longueur de pas, et donc une augmentation de la fréquence de foulée, pourrait permettre de réduire le risque de fracture de fatigue au tibia. Plus récemment, il a été démontré qu'une hausse de 10% de la fréquence de foulée

amenait, en comparaison à la fréquence de foulée préférentielle, à une baisse d'environ 16% de la force appliquée à l'articulation fémoro-patellaire, baisse caractérisée par une réduction d'environ 10% de la pression moyenne et d'environ 7% de la surface de contact (Lenhart *et al.*, 2015). A l'inverse, réduire la fréquence de foulée de 10% amène à une augmentation de la force appliquée à l'articulation.

4.1.4. *Efficacité des interventions aigues*

Devant la nécessité de réduire la sévérité de la contrainte mécanique appliquée au coureur, une première étude précédant ce travail de thèse a été mise en place afin de clarifier la (les) intervention(s) la (les) plus efficace(s) dans la réduction de la charge appliquée au coureur (Giandolini *et al.*, 2013a, cf. Annexe 1). Lors de cette étude préliminaire, l'effet sur le taux de charge et l'activité EMG des muscles du membre inférieur d'une augmentation de 10% de la fréquence de foulée, du port de chaussure de type *racing* (masse : 215 g, hauteur talon : 23,3 mm, drop⁸ : 10,8 mm) et de l'adoption d'une pose de pied MFS a été étudiée chez des coureurs occasionnels sur tapis dynamométrique en situation aigue (5 min de course par condition). Aussi, une condition combinant ces trois interventions a été réalisée.

⁸ Le drop est défini comme la différence d'épaisseur de semelle entre le talon et l'avant-pied.

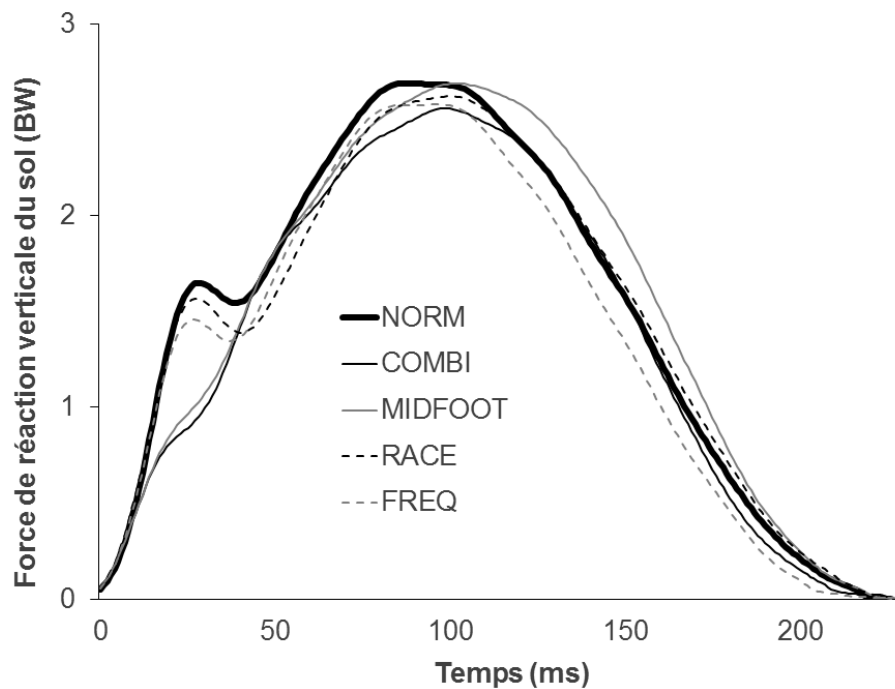


Figure 10. Courbes force-temps chez des coureurs récréatifs sous différentes conditions : NORM (pattern naturel, fréquence de pas préférée, chaussures avec amorti), FREQ (pattern naturel, fréquence de foulée préférée augmentée de 10%, chaussures avec amorti), RACE (pattern naturel, fréquence de pas préférée, chaussures de type racing), MIDFOOT (pattern MFS, fréquence de pas préférée, chaussures avec amorti) et COMBI (pattern MFS, fréquence de pas augmentée de 10%, chaussures de type racing). D'après Giandolini *et al.* (2013a).

Aucune variation du taux de charge n'a été observée en augmentant la fréquence de foulée ou en portant des chaussures *racing*⁹. En revanche, l'adoption d'une pose de pied MFS ainsi que la combinaison des trois interventions ont permis de réduire d'environ 57% et 56%, respectivement, le taux de charge de par la suppression du pic passif (Figure 10). Par ailleurs, l'analyse de l'activité EMG dans ces différentes conditions de course a mis en évidence que l'adoption d'un pattern MFS amène à une baisse de l'activité du *tibialis anterior* sur l'ensemble du cycle de course, et plus particulièrement sur la phase pré-contact, parallèlement à une hausse de la pré-activation du *gastrocnemius lateralis* (Figure 11).

⁹ L'absence de résultat pour cette condition de chaussage peut s'expliquer par le fait que la chaussure utilisée ne possédait pas toutes les caractéristiques propres à une chaussure minimaliste (faible drop, faible hauteur talon). Le drop de la chaussure utilisée en tant que chaussure *racing* était supérieur celui de la chaussure standard amortissante (10.8 mm et 8.1 mm, respectivement).

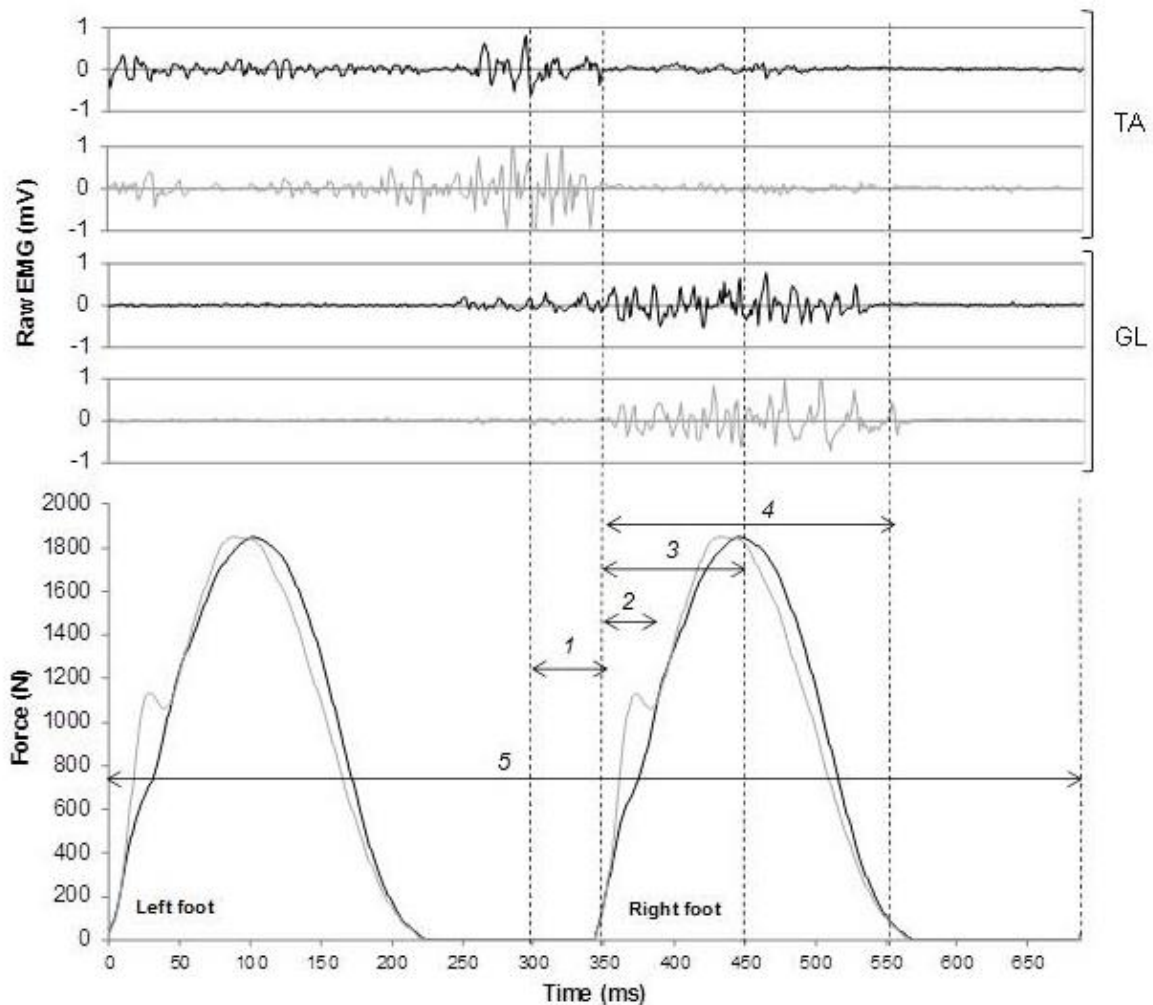


Figure 11. Activités électromyographiques (EMG) du *tibialis anterior* (TA) et du *gastrocnemius lateralis* (GL) synchronisées à la force de réaction verticale pour un sujet typiques lors de la condition NORM (pattern RFS, fréquence de pas préférée, chaussures avec amorti – courbe grise) et de la condition MIDFOOT (pattern MFS, fréquence de pas préférée, chaussures avec amorti – courbe noire). D'après Giandolini *et al.* (2013a).

4.2. Interventions chroniques

D'après de précédentes études, l'adoption d'un pattern MFS-FFS est efficace pour réduire l'intensité de mise en charge en début d'appui. Par ailleurs, chez des coureurs adoptant naturellement un pattern RFS une telle intervention est susceptible d'accroître la contrainte mécanique appliquée au périoste tibial et au tendon calcanéen de par la hausse de l'activité des fléchisseurs plantaires, accentuant ainsi le risque de périostites tibiales et de tendinites achilléennes. Le tendon calcanéen est un des tendons du corps humain le plus fréquemment lésé, très probablement du fait qu'il support d'importantes charges au cours de la locomotion.

En course à pied, des mesures *in vivo* ont révélé que des forces d'environ 3800 N étaient appliquées au tendon d'Achille (Komi, 1990). La tendinite achilléenne est définie comme un processus dégénératif ou inflammatoire résultant de forces de traction répétées, excessives et/ou anormales (Arndt *et al.*, 1998; Kader *et al.*, 2002; Magnan *et al.*, 2014; Wilder & Sethi, 2004). Ainsi, l'adoption d'une pose de pied MFS-FFS ne peut être que pleinement pertinente dans un but de prévention de blessures osseuses que si elle n'induit pas en contrepartie une hausse du risque de blessures tendineuses. Pour ce faire, la progressivité dans la transition d'un pattern RFS à MFS-FFS semble primordiale (Daoud *et al.*, 2012). Plusieurs possibilités d'entraînement spécifique ont alors été étudiées.

4.2.1. *Chaussures minimalistes et réentraînement de la technique de pose de pied*

Il a précédemment été montré que courir pieds nus ou en chaussures de type Vibram Five Fingers™ amène à attaquer le sol à plat ou par l'avant-pied, notamment du fait de l'absence de protection au talon (Divert *et al.*, 2005; Lieberman *et al.*, 2010; Squadrone & Gallozzi, 2009). Or, l'absence de chaussage est souvent jugé trop extrême et peut considérablement blesser le pied du coureur selon le type de surface. Par conséquent, les industriels de la chaussure de course à pied se sont intéressés au développement de chaussures permettant une transition naturelle et progressive vers une pose de pied MFS-FFS tout en offrant une protection suffisante au pied. Ces chaussures dites « minimalistes » se caractérisent par un faible drop et une faible hauteur au talon. De façon intéressante, comme indiqué en Figure 12, il a été démontré que l'angle de pose de pied est positivement corrélé à la hauteur talon et au drop (Horvais & Samozino, 2013). Par conséquent, porter des chaussures à faible drop et faible hauteur talon pourrait permettre d'induire une pose de pied davantage MFS-FFS au même titre que courir pieds nus, mais de façon moins drastique.

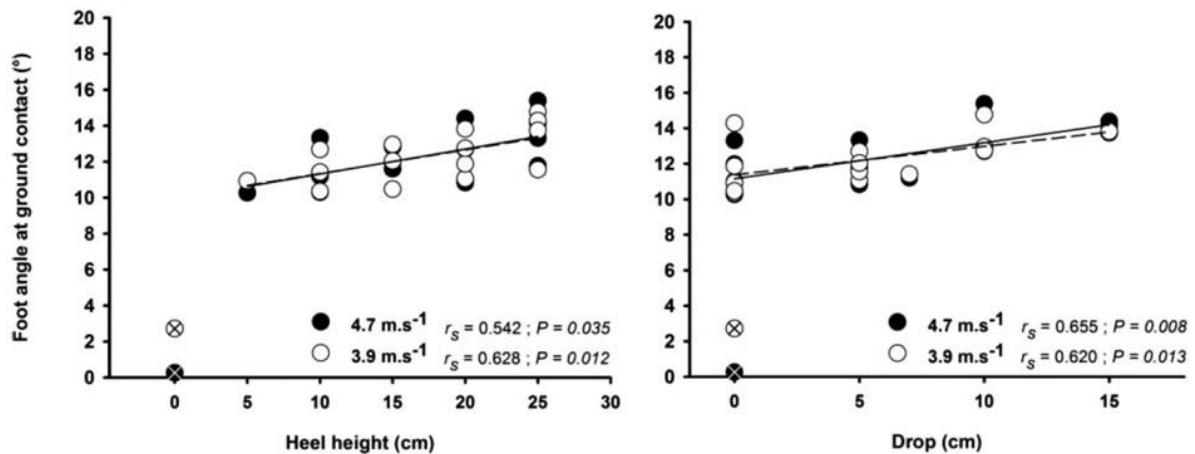


Figure 12. Corrélations entre la hauteur talon, le drop et l'angle de pose de pied. Les cercles avec des croix symbolisent la condition de chaussure sans semelle. Chaque cercle représente la valeur moyenne pour les 12 sujets. Les droites pleines et en pointillé représentent les régressions linéaires pour les conditions à 3.9 et 4.7 m·s⁻¹, respectivement (analyse statistique n'incluant la condition de chaussure sans semelle). D'après Horvais & Samozino (2013).

Lors d'une seconde étude préliminaire à ce travail de thèse, l'effet sur le taux de charge et l'intensité des chocs au tibia, talon et métatarses de deux types d'interventions a été étudié au cours d'une période de treize semaines chez des coureurs récréatifs adoptant naturellement un pattern RFS (Giandolini *et al.*, 2013b, cf. Annexe 2). Les deux interventions investiguées ont été le port progressif de chaussures à faible drop et faible hauteur talon (masse : 200 g, drop : 4 mm, hauteur talon : 20 mm) *versus* l'adoption progressive d'une pose de pied MFS. Aucune consigne relative à la technique de course n'a été donnée au groupe portant progressivement la chaussure à faible drop et faible hauteur talon. La chaussure portée par les sujets de l'autre groupe était une chaussure classique avec amorti (masse : 400 g, drop : 10 mm, hauteur talon : 30 mm).

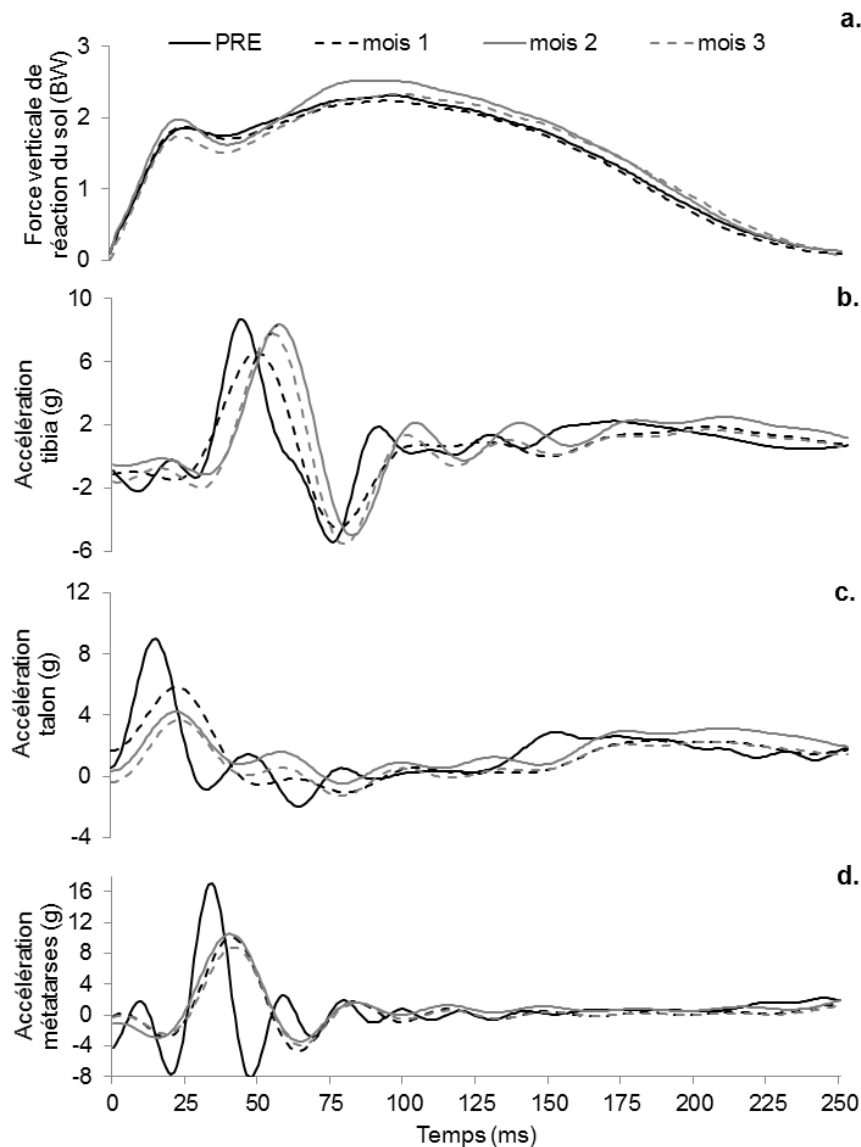


Figure 13. Forces de réaction du sol verticales (a), accélérations au tibia (b), accélération au talon (c) et accélérations aux métatarses (d) avant le début du programme expérimental (PRE), au bout d'un mois, deux mois et trois mois pour un sujet typique du groupe expérimental ayant porté progressivement une chaussure à faible drop et faible hauteur talon. D'après Giandolini *et al.* (2013b).

Aucun changement significatif des paramètres d'impact n'a été observé chez le groupe expérimental adoptant progressivement un pattern MFS tout en portant des chaussures classiques amortissantes. Chez le groupe expérimental portant progressivement des chaussures à faible drop et faible hauteur de talon, le taux de charge et le pic d'accélération du tibia n'ont présenté aucune variation significative. Cependant, des baisses significatives du

pic d'accélération au talon de $33,5 \pm 12,8\%$ au bout du deuxième mois et de $25,3 \pm 18,8\%$ au troisième mois ont été mises en évidence (Figure 13).

Par ailleurs, au cours du programme de trois mois, les sujets des deux groupes expérimentaux ont rapporté d'importantes douleurs au tibia – périoste, mollets et tendon d'Achille. Le suivi médical effectué lors de cette étude a révélé en effet chez certains sujets des symptômes de périostites tibiales et de tendinites achilléennes. L'adoption d'un pattern MFS, consciente pour le groupe ayant reçu des consignes relatives à la technique de pose de pied ou inconsciente pour le groupe ayant porté progressivement le modèle de chaussure à faible drop et faible hauteur de talon, a très certainement amené à une augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires. Une telle sollicitation de ce groupe musculaire est caractéristique de ce type de pattern mais inhabituelle pour des coureurs habitués à adopter un pattern RFS (Giandolini *et al.*, 2013a; Shih *et al.*, 2013). Ce potentiel changement du pattern d'activation musculaire est probablement associé aux douleurs et blessures au périoste tibial et au tendon calcanéen répertoriées au cours de ce programme expérimental. En effet, une revue de la littérature a mis en évidence que les périostites tibiales, décrites comme des douleurs sur la partie médiale du tibia induites par l'inflammation du périoste, pourraient résulter d'une traction anormale et/ou trop élevée des *soleus*, *tibialis posterior* et *flexor digitorum longus* sur le périoste (Moen *et al.*, 2009). En ce sens, une étude menée sur des cadavres montre une hausse de la contrainte appliquée au périoste tibial lorsque la tension exercée sur ces trois muscles augmente (Bouche & Johnson, 2007). De ce fait, l'adoption d'un pattern MFS-FFS, de par l'augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires, pourrait accroître le risque de périostite tibiale. De façon intéressante, une étude de cas a suggéré la possibilité d'un lien entre le développement de périostites tibiales et les techniques de course MFS-FFS (Cibulka *et al.*, 1994). En parallèle, l'adoption de patterns MFS-FFS pourrait augmenter le risque de tendinites au tendon calcanéen. En effet, l'importante activité des fléchisseurs plantaires

rapportée avec ce type de patterns tend à augmenter la contrainte en tension appliquée au tendon calcanéen (Almonroeder *et al.*, 2013). Notons que les tendinites achilléennes et les périostites tibiales sont relativement communes (environ 10%) chez les coureurs de longue distance (Hoffman & Krishnan, 2014; Lopes *et al.*, 2012). La progressivité lors de la transition d'un pattern RFS à un pattern MFS-FFS ou d'une chaussure amortissante à une chaussure minimaliste est par conséquent primordiale afin d'adapter le système musculo-squelettique du coureur aux changements de contraintes mécaniques en termes de localisation et d'intensité. Pour ce faire, plusieurs programmes de réentraînement ont été proposés. Ceux-ci allient des exercices éducatifs visant notamment à accroître la souplesse de la cheville, cette articulation étant, *via* les fléchisseurs plantaires, l'absorbeur et le générateur d'énergie principal chez les coureurs adoptant une pose de pied MFS-FFS (Hamill *et al.*, 2014), et renforcer les fléchisseurs plantaires et la musculature intrinsèque du pied (Rothschild, 2012; Warne & Warrington, 2012). Aussi, il est important de mentionner que l'adoption chronique de patterns MFS-FFS peut également amener à des lésions osseuses ou œdèmes aux métatarses de par la hausse de la charge appliquée à l'avant-pied (Giuliani *et al.*, 2011; Ridge *et al.*, 2013).

1.1.1. Biofeedback visuel

Les travaux de Davis, Crowell et collaborateurs ont montré à plusieurs reprises la possibilité d'un réentraînement par feedbacks visuels (Crowell & Davis, 2011; Crowell *et al.*, 2010; Davis, 2005). En effet, l'utilisation du signal d'accélération tibiale en tant que feedback sur une courte période en laboratoire a amené à des diminutions significatives des pics d'accélération tibiale même une fois le feedback retiré (Crowell *et al.*, 2010). Sur un plus long terme, un réentraînement de deux semaines (huit sessions de 15 à 30 min) avec mesure en temps réel de l'accélération tibiale et consigne sur la pose de pied (« *courir plus*

délicatement ») peu à peu retirées a permis de réduire significativement les pics d'accélération tibiale et le taux de charge de 20 à 50%, effets maintenus pendant au moins un mois après l'arrêt de l'entraînement (Crowell & Davis, 2011). Ces protocoles expérimentaux n'ont par ailleurs engendré aucune blessure, si ce n'est des douleurs au niveau des muscles du *triceps surae* probablement dues à des adaptations tissulaires similaires à celles rencontrées lors de l'initiation de programmes de musculation pour le développement de la force. Cependant, bien que vraisemblablement efficace, cette méthode de réentraînement par feedback reste difficilement utilisable sur le terrain par les pratiquants.

RESUME DE L'INTRODUCTION

- ☞ La contrainte mécanique appliquée au coureur se caractérise par la mise en charge, l'intensité du choc et les vibrations résultant du contact pied/sol.
- ☞ De précédentes expérimentations tendent à démontrer le rôle significatif des contraintes mécaniques sur les dégénérescences des structures ostéo-articulaires comme le cartilage et les ménisques.
- ☞ Les blessures ostéo-articulaires sont parmi les plus fréquentes chez les coureurs de longue distance.
- ☞ Les coureurs de trail running subissent un très grand nombre d'impacts dont la sévérité augmente dans les phases de descente.
- ☞ La fatigue musculaire induite par une course de trail running tendrait à réduire les capacités d'atténuation du choc et des vibrations par les muscles.
- ☞ Les phases de descente seraient déterminantes dans le développement de la fatigue neuromusculaire périphérique et plus spécifiquement dans les altérations du couplage excitation-contraction.
- ☞ L'adoption de patterns MFS-FFS s'avère efficace pour réduire la charge appliquée sur le système ostéo-articulaire du coureur mais engendre une hausse de la contrainte appliquée au tendon calcanéen et au périoste tibial.

PROBLEMATIQUES

Dans cette introduction, il a été mis en évidence que :

- (i) Les coureurs de longue distance présentent une incidence non négligeable des dégénérescences ostéo-articulaires, blessures associées, en partie, à la répétition de contraintes mécaniques.
- (ii) Réduire les dommages musculo-squelettiques semble déterminant pour la performance en trail running.
- (iii) Les courses de trail running induisent une importante perte de force aux muscles du membre inférieur caractérisée par de sévères dysfonctions neuromusculaires centrales et périphériques.
- (iv) Le pattern de pose de pied influence la cinématique de course, l'activité musculaire ainsi que l'intensité de l'impact.

Cette analyse de la littérature soulève plusieurs problématiques ayant guidé ce travail de thèse.

A l'inverse de la course sur route, les caractéristiques environnementales (e.g. relief, surface, pente) obligent le coureur de trail running à adapter sa cinématique de course et notamment son pattern de pose de pied. L'évaluation écologique du pattern de pose de pied serait par conséquent davantage porteuse de sens. Comment identifier la pose de pied *in situ* de sorte à prendre en compte la variabilité inter-pas probablement induite par différents facteurs externes et internes au coureur ?

Cette problématique sera abordée dans la partie 1.

Réduire les dommages musculo-squelettiques semble déterminant en ultra-trail, probablement du fait des nombreuses contraintes mécaniques et de la sévère fatigue neuromusculaire induites par cette activité. Les adaptations biomécaniques à la fatigue sont-elles identiques sur des exercices de course à pied de courte/moyenne durée que sur des exercices de longue distance ? Quels sont les comportements compensatoires et/ou protecteurs à la suite d'une épreuve de trail running ?

Cette problématique sera abordée dans la partie 2.

Courir en descente se caractérise par un travail excentrique accru des muscles extenseurs. Quelle importance ont les phases de descente dans le développement de la fatigue neuromusculaire ?

Cette problématique sera abordée dans la partie 3.

Le pattern de pose de pied affecte l'activité musculaire et l'intensité de l'impact. Supposant que les phases de descente soient les plus traumatisantes pour le système musculo-squelettique du coureur, quelle influence le pattern de pose de pied a-t-il sur l'intensité des chocs subis en condition de descente ? Quelle influence a-t-il sur la sévérité de la fatigue neuromusculaire suivant une phase de course en descente en situation de trail running ?

Cette problématique sera abordée en partie 3.

PREMIERE PARTIE | EVALUATION DE LA POSE DE PIED EN CONDITIONS DE TERRAIN

Du fait que le pattern de pose de pied influence l'intensité et la localisation de la contrainte mécanique appliquée au système musculo-squelettique, l'identification de la pose de pied est devenue inéluctable dans l'évaluation cinématique de la course. Les méthodes cinématique et cinétique jusqu'alors utilisées permettent soit d'évaluer un grand nombre de pas mais sur tapis de course, soit d'évaluer le pattern de pose de pied sur le terrain mais en analysant que de un à trois pas maximum, ne prenant dès lors pas en compte la variabilité inter-pas (e.g. Hasegawa *et al.*, 2007; Kasmer *et al.*, 2013a; Kasmer *et al.*, 2013c; Larson *et al.*, 2011). Si pour l'étude de la course sur route ce biais peut être acceptable, pour l'étude du trail running cela constitue une limite majeure. En effet, de nombreux facteurs environnementaux peuvent amener le coureur à adapter sa foulée et plus précisément sa technique de pose de pied (changements de pente, différentes surfaces, etc.). De ce fait, il convient d'étudier la technique de course en trail running sur le terrain.

1. METHODES EXISTANTES

Deux techniques sont traditionnellement utilisées pour identifier la technique de pose de pied. La première est une approche cinématique et consiste à mesurer l'angle entre le pied chaussé du coureur et le sol au contact initial par une analyse vidéo. La deuxième consiste à localiser le point de contact initial sur la surface plantaire par l'indice *foot strike index*.

1.1. Approche cinématique : angle pied/sol

La plupart des études visant à identifier le pattern de pose de pied de coureurs utilisent l'analyse vidéo 2D (fréquences d'échantillonnage : 120 Hz à 300 Hz) et mesurent l'angle

pied/sol au contact initial en plaçant deux marqueurs sur la chaussure afin de matérialiser le segment « pied » (e.g. Cavanagh *et al.*, 1977; Daoud *et al.*, 2012; Lieberman *et al.*, 2010) (Figure 14A). Typiquement, un angle positif caractérise un pattern RFS, un angle négatif un pattern FFS et un angle quasi-nul un pattern MFS. Cependant, il convient d'objectiver précisément la classification des trois types de pose de pied et notamment l'identification du pattern MFS. Altman & Davis (2012) ont proposé une classification des trois types de pattern: un pattern RFS correspond à un angle pied/sol supérieur à 8° , un pattern FFS correspond à un angle pied/sol inférieur à -1.6° et par conséquent un angle pied/sol compris entre $-1,6^\circ$ et 8° correspond à un pattern MFS. Alternativement, Daoud *et al.* (2012) considèrent une pose de pied MFS lorsque le talon et les métatarses touchent le sol dans un délai de 2 ms. D'autres expérimentateurs, dont l'objectif était d'identifier le pattern de pose de pied en situation réelle de course, ont placé une ou deux caméras sur le parcours et enregistré les passages des coureurs (Hasegawa *et al.*, 2007; Hayes & Caplan, 2012; Kasmer *et al.*, 2013a; Kasmer *et al.*, 2013c; Larson *et al.*, 2011) (Figure 14B). Bien évidemment avec une telle approche la mesure précise d'un angle est impossible et la classification est de ce fait purement subjective.

Malgré des critères objectifs, cette approche présente certaines limites. Tout d'abord, le moment exact du contact pied/sol peut être parfois difficile à identifier et donc subjectif. Augmenter la fréquence d'échantillonnage et/ou faire répéter l'analyse vidéo par plusieurs expérimentateurs peut permettre de réduire ce biais. Deuxièmement, l'analyse vidéo ne permet pas d'identifier le pattern de pose de pied sur le terrain tout en prenant en compte la variabilité du pattern de course pouvant être due à la fatigue, aux variations de vitesse, aux changements de pente ou de surfaces (Clansey *et al.*, 2012; Hasegawa *et al.*, 2007; Hayes & Caplan, 2012; Kasmer *et al.*, 2013a; Larson *et al.*, 2011; Mizrahi *et al.*, 2000b; Mizrahi *et al.*, 1997; Muller *et al.*, 2012).

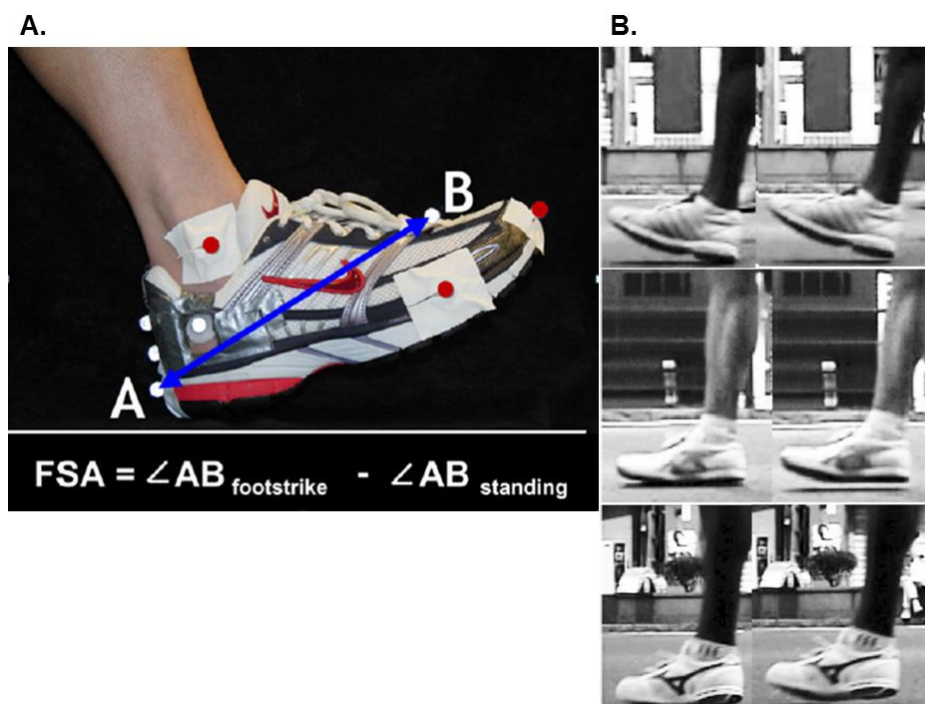


Figure 14. Identification du pattern de pose de pied par l'évaluation de l'angle pied sol par (A) une méthode qualitative en laboratoire (d'après Altman & Davis, 2012) ou (B) une méthode écologique (d'après Hasegawa *et al.*, 2007).

1.2. Approche cinétique : foot strike index

La mesure du *foot strike index* (FSI) est aussi largement utilisée pour identifier le pattern de pose de pied. Le FSI obtenu par plateforme de force ou tapis dynamométrique est défini comme la position du centre des pressions au contact initial relativement à la longueur du pied (Cavanagh & Lafortune, 1980). Cavanagh & Lafortune (1980) ont proposé des critères objectifs de classification par le FSI : un FSI inférieur à 33% correspond à un pattern RFS, un FSI supérieur à 66% correspond à un pattern FFS et par conséquent un FSI compris entre 33% et 66% correspond à un pattern MFS (Figure 15).

Cette méthode présente certaines limites. La première résulte dans les critères de classification. Un pattern FFS est typiquement défini comme un contact initial par les métatarses. Or, les 4^{ème} et 5^{ème} têtes métatarsiennes sont souvent localisées en-dessous de 66% de la longueur du pied, ce qui pourrait amener à confondre patterns FFS et MFS

(Lieberman, 2012). L'autre limite relative à cette approche cinétique est que, tout comme l'approche cinématique, cette méthode permet d'analyser un grand nombre de pas mais en conditions de laboratoire. A la vue des limites inhérentes aux méthodes existantes d'identification du pattern de pose de pied, le premier but de ce travail de thèse a été de proposer et valider une méthode simple d'identification de la pose de pied applicable sur le terrain.

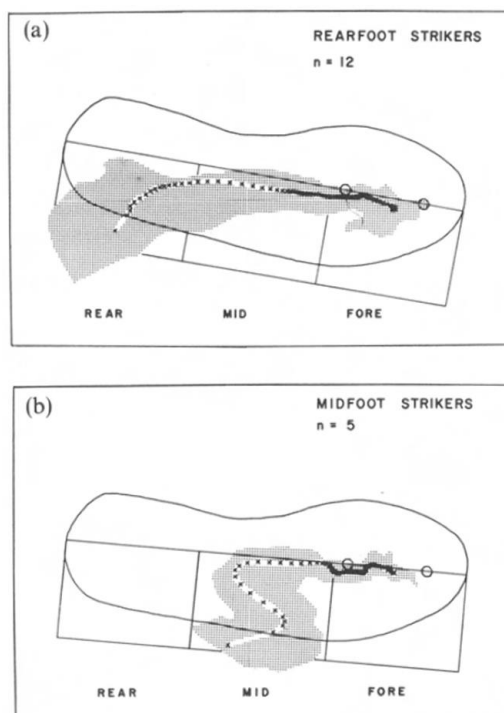


Figure 15. Position du centre des pressions lors du contact échantillonnée à 500 Hz. Les zones grisées représentent l'étendue de toutes les données obtenues normalisées par la longueur de la chaussure. La chaussure est divisée en trois zones égales afin de classer la technique de pose de pied. (a) Rearfoot strike – sujets pour qui le premier contact avec le sol est effectué dans le tiers postérieur de la chaussure. (b) Midfoot strike – sujets pour qui le premier contact avec le sol est effectué dans le tiers médian de la chaussure. D'après Cavanagh & Lafortune (1980).

2. ETUDE N°1 | VALIDATION D'UNE METHODE SIMPLE D'IDENTIFICATION DE LA TECHNIQUE DE POSE DU PIED EN COURSE

Les méthodes traditionnellement utilisées pour identifier les patterns de poses de pied présentent une limite majeure : soit la pose de pied est identifiée sur un grand nombre de pas

mais en condition de laboratoire, soit elle est identifiée en condition de terrain mais sur quelques appuis seulement. L'objectif de cette première étude était de proposer et valider une méthode simple d'identification de la pose de pied pouvant être utilisée sur le terrain (Giandolini *et al.*, 2014, Annexe 3). Cette méthode est basée sur les mesures des accélérations axiales du talon et des métatarses. A partir des signaux d'accélération, le délai s'écoulant entre le pic d'accélération du talon et le pic d'accélération des métatarses est calculé. L'importance et le signe de ce délai sont directement liés au pattern de pose de pied au sol et permettraient donc son identification. Afin de valider le principe de fonctionnement de cette méthode, le paramètre temporel issu de la mesure des accélérations du talon et des métatarses a été confronté à la mesure de l'angle pied/sol par vidéo.

OBJECTIF N°1 DU TRAVAIL DE THESE

Proposer et valider une méthode simple d'évaluation de la technique de pose de pied utilisable sur le terrain

2.1. Matériels et méthodes

Cette étude a été divisée en deux protocoles : un protocole #1 pour tester la validité de la méthode à différentes pentes, vitesses et patterns de pose de pied, un protocole #2 pour tester la validité de la méthode sous différentes conditions de chaussure, de vitesse et de fatigue (Figure 16). L'analyse des données a été similaire pour les deux protocoles. Pour chaque protocole, les sujets ont été recrutés après avoir donné leur consentement écrit à participer à cette étude conduite en accord avec la Déclaration d'Helsinki.

2.1.1. Protocole #1

Sujets

Quatorze coureurs expérimentés (11 hommes et 3 femmes, $24,6 \pm 10,3$ ans, 177 ± 6 cm, $68,1 \pm 8,9$ kg) ont été recrutés. Ils ont porté le même modèle de chaussure (Salomon XR Mission CSTM, masse : 325 g, hauteur talon : 20 mm, drop : 11 mm). Naturellement, 61% des sujets adoptaient un pattern RFS, 31% un pattern MFS et 8% un pattern FFS, évalués à leur vitesse de confort, selon les critères cinématiques de Altman & Davis (2012).

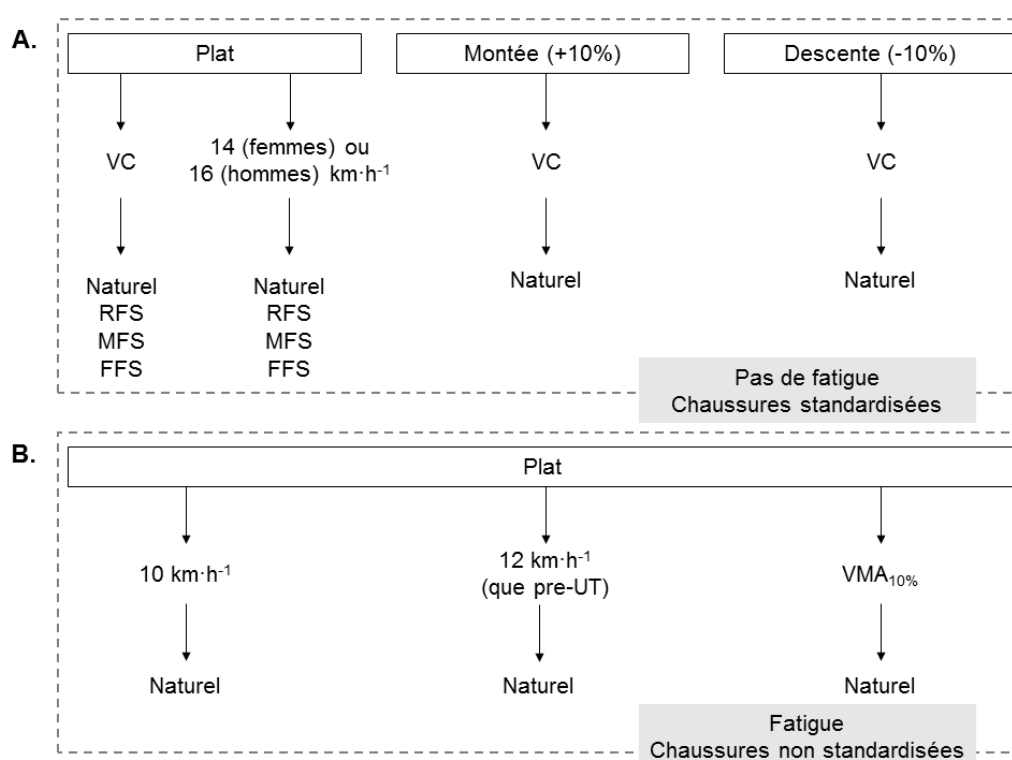


Figure 16. Différentes conditions de pente, vitesse et pattern de pose de pied effectuées en (A) Protocole #1 et (B) Protocole #2. VC : vitesse de confort; UT : ultra-trail; VMA_{10%} : vitesse maximale aérobie évaluée avec une pente de 10%.

Design expérimental

Deux semaines avant l'expérimentation, la vitesse de confort (VC) des sujets a été évaluée au cours de 10 min de course sur tapis de course, avec cadran de vitesse masqué (Giandolini *et al.*, 2013a). La VC moyenne obtenue a été $12,3 \pm 2,8$ km·h⁻¹. Le jour de l'expérimentation,

après un échauffement standardisé, les sujets ont effectué 10 conditions différentes de course de 2 min chacune dans un ordre quasi-randomisé sur tapis (Figure 16A). Les sujets ont rempli huit conditions sur le plat : à leur VC et à 14 km·h⁻¹ pour les femmes ou 16 km·h⁻¹ pour les hommes avec leur pattern de course naturel (aucune instruction), un pattern RFS (« *Adopte une attaque talon la plus marquée possible* »), un pattern MFS (« *Fais en sorte que le talon et l'avant-pied frappent le sol en même temps* ») et un pattern FFS (« *Attaque le sol par l'avant-pied* »). Puis, une condition avec une pente de +10% à VC avec le pattern naturel et une condition avec une pente de -10% à VC avec le pattern naturel ont été effectuées. Une acquisition de 15 sec des accélérations et données vidéo était lancée à la fin de chaque condition.

2.1.2. Protocole #2

Sujets

Trente-quatre sujets (19 hommes et 15 femmes, 44,1 ± 8,9 ans, 173 ± 8 cm, 67,7 ± 9,5 kg) ont été recrutés. Tous étaient des coureurs d'ultra-trail expérimentés. Ils portaient leurs propres chaussures (masse : 345 ± 55 g, hauteur talon : 26,2 ± 7,2 mm, drop : 8,7 ± 2,9 mm). Naturellement, 70% des sujets adoptaient un pattern RFS, 23% un pattern MFS et 7% un pattern FFS, évalués à leur vitesse maximale aérobie obtenue avec une pente de 10%, selon les critères cinématiques de Altman & Davis (2012).

Design expérimental

Deux mois avant l'expérimentation, les sujets ont effectué un test standard incrémental sur tapis de course avec une pente de 10% visant à évaluer leur vitesse maximale aérobie (VMA_{10%}). La vitesse obtenue (10,9 ± 1,4 km·h⁻¹) a été utilisée par la suite comme vitesse relative. Trois conditions de course ont été réalisées à 10 km·h⁻¹, 12 km·h⁻¹ et VMA_{10%} un ou

deux jours avant une course d'ultra-trail (pre-UT) (Figure 16B). Deux conditions ont été réalisées environ 3 h après la course (post-UT) à $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ et $\text{VMA}_{10\%}$. Toutes les conditions ont été effectuées sur tapis de course avec une pente de 0%. Vingt-neuf sujets ont terminé la course mais 6 ont été incapables d'effectuer les tests. Donc 23 sujets (13 hommes et 10 femmes) ont effectué les tests post-UT. Aussi, la condition $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a été retirée post-UT du fait que la plupart des sujets n'ont pu remplir cette condition. La course était l'Ultra-Trail du Mont Blanc™ (104 km, dénivelé positif: 5 862 m). Une acquisition de 15 sec des accélérations et des données vidéo était lancée à la fin de chaque condition.

2.1.3. *Analyse de l'angle pied/sol*

Pour le protocole #1 et le protocole #2, deux marqueurs réfléchissants ont été placés sur la face externe de la chaussure droite au talon et aux métatarses (Figure 17). Le système vidéo a été calibré en utilisant une croix dont les dimensions étaient connues, avec un marqueur réfléchissant fixé à chaque extrémité. Une fois les marqueurs placés sur le sujet, une calibration de 3 sec a été réalisée pendant laquelle le sujet se tenait debout, les pieds parallèles et les bras le long du corps. Cette position statique a été utilisée pour définir l'angle de référence entre le pied et le tapis lorsque le pied est posé à plat pour chaque condition de pente et chaque sujet. Cet angle de calibration, résultant principalement du drop de la chaussure, a été soustrait à l'angle mesuré au contact initial dans les différentes conditions afin que l'angle obtenu soit l'angle formé par la semelle extérieure de la chaussure et le tapis. Les données vidéo ont été échantillonnées à 120 Hz avec une caméra (Basler scA640-120gc, Basler AG, Allemagne) montée sur un trépied à 1,5 m perpendiculairement du tapis. Les données cinématiques ont été analysées avec le logiciel Simi Motion 2D (Simi Reality Motion System GmbH, Unterschleissheim, Allemagne). La variable cinématique extraite était

l'angle pied/tapis au contact initial (α). Une valeur α positive indique une pose de pied RFS tandis qu'un angle α négatif indique une pose de pied FFS.



Figure 17. Placement des marqueurs réfléchissants et des accéléromètres.

2.1.4. Accélérométrie

Pour le protocole #1 et le protocole #2, deux accéléromètres uni-axiaux (ADXL150, Analog Device, USA) ont été fermement fixés avec du Dual Lock (3M, St Paul USA) puis strappés sur la chaussure droite des sujets au talon et aux métatarses (Figure 17). Les données d'accélération ont été synchronisées et échantillonnées à 1000 Hz, et un filtre passe-bas de 50 Hz a été appliqué aux signaux. Ce filtre permet de supprimer des signaux les fréquences dues au système d'attache typiquement comprises entre 60 Hz et 90 Hz (Shorten & Winslow, 1992). Les données ont été enregistrées sur LabChart 7.3 (ADInstruments, Bella Vista, Australia) par une carte d'acquisition A/D 12-bits (DAS8, national Instruments, USA). Pour chaque sujet, avant leur placement sur le sujet et pour leur calibration, les accéléromètres ont été maintenus 5 sec dans une position strictement verticale et 5 sec dans une position strictement horizontale. La variable extraite des signaux pour chaque pas était le temps entre le pic d'accélération du talon et le pic d'accélération des métatarses (THM). En prenant le pic talon comme t_0 , une valeur de THM positive indique un contact initial par le talon et une valeur de THM négative indique un contact initial par les métatarses (Figure 18).

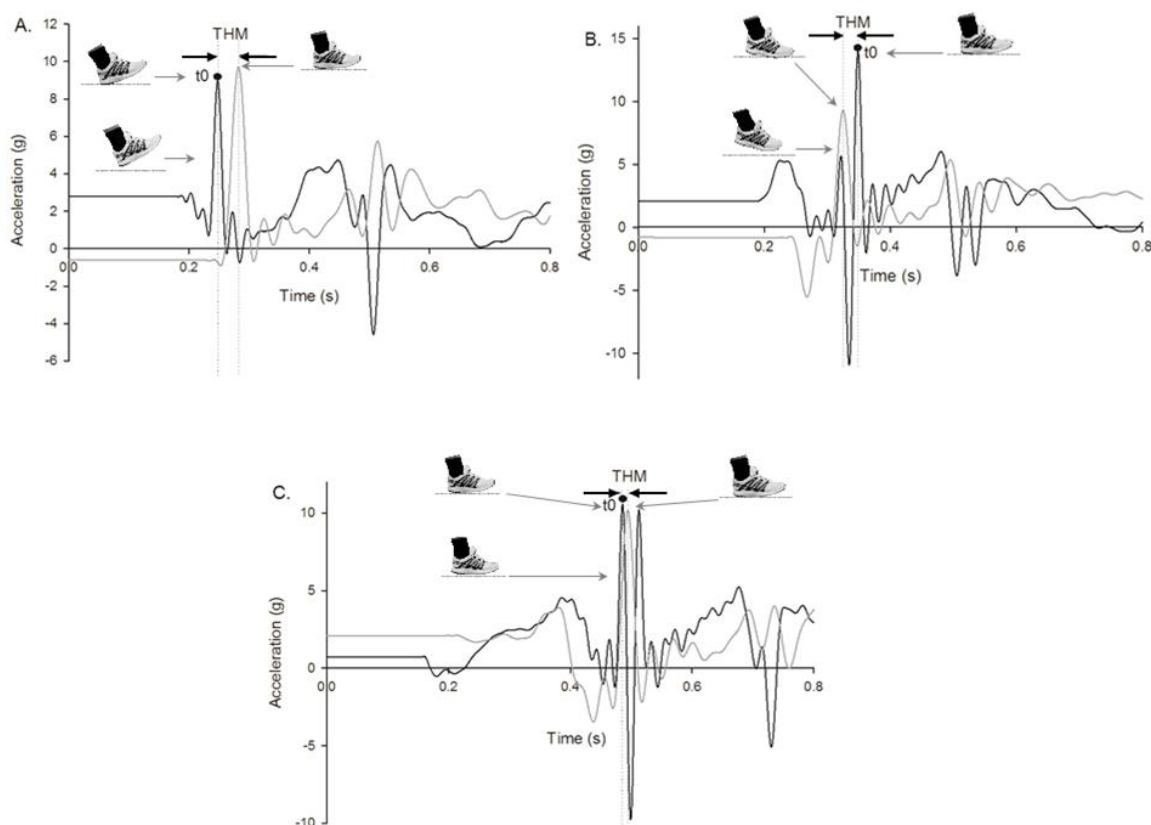


Figure 18. Signaux d'accélération du talon (courbes noires) et des métatarses (courbes grises) pour (A) un pas RFS, (B) un pas FFS et (C) un pas MFS.

2.1.5. Analyse statistique

Les variables mesurées ont été moyennées sur dix pas consécutifs. Après avoir vérifié la normalité des échantillons par le test de Shapiro-Wilk, les tests de Bravais-Pearson ou de Spearman ont été utilisés pour tester la corrélation entre THM et α pour toutes les conditions expérimentales du protocole #1 ($n = 14$) et du protocole #2 ($n = 34$ pour les conditions pre-UT et $n = 23$ pour les conditions post-UT). Les corrélations ont également été testées à partir des valeurs individuelles de THM et α pour le protocole #1 ($n = 140$), le protocole #2 ($n = 148$) et pour les deux protocoles combinés ($n = 288$). Puis, une corrélation globale a été testée à partir des valeurs moyennes de chaque condition, protocole #1 et protocole #2 confondus ($n = 15$). Enfin, à partir des données individuelles du protocole #1, des corrélations intra-individuelles ont été testées ($n = 10$). Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

Afin de proposer des critères objectifs de classification, les données des sujets du protocole #1 correspondant à un pattern MFS selon les critères cinématiques d'Altman & Davis (2012), i.e. α compris entre $-1,6^\circ$ et 8° , ont été extraites formant ainsi un sous-échantillon MFS_α . La moyenne et l'écart-type des valeurs de THM du sous-échantillon MFS_α ont été calculés. Les critères de classification par THM proposés ont alors été :

$$moyenne(THM_{MFS_\alpha}) \pm 1 \cdot SD(THM_{MFS_\alpha})$$

Ainsi, les valeurs de THM comprises dans cet intervalle caractérisaient une pose MFS, les valeurs plus élevées caractérisant alors une pose RFS et les valeurs inférieures caractérisant une pose FFS. Toutes les données, protocole #1 et protocole #2 confondus, ont par la suite été classées selon les critères THM proposés et les critères α d'Altman & Davis (2012). Puis, les deux types de classification ont été comparés.

2.2. Résultats

Les différents coefficients de corrélation ont été reportés en Table 1. Des corrélations significatives ont été observées entre THM et α pour toutes les conditions, excepté pour la condition FFS/14-16 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ (protocole #1). Il est important de mentionner que pour les conditions FFS, l'étendue des données est beaucoup moins importante que pour les autres conditions. Les corrélations intra-individuelles (protocole #1) ont été significatives pour tous les sujets ($r = 0,937 \pm 0,032$). La corrélation globale à partir des données moyennes des protocoles #1 et #2 combinées a été significative et élevée ($r = 0,944$, $P < 0,0001$), de même que la corrélation interindividuelle (protocole #1 et protocole #2 confondus) ($r = 0,916$, $P < 0,0001$, Figure 19).

Table 1. Taille de l'échantillon (n), coefficient de corrélation (r) et moyenne \pm SD de l'angle pied/sol (α) et THM pour chaque corrélation testée.

			n	r	α (°)	THM (ms)
Protocole #1						
			140	0,946**	8,4 \pm 11,2	9,5 \pm 20,8
VC	Montée		14	0,948**	5,1 \pm 6,7	1,1 \pm 21,7
	Descente		14	0,951**	15,8 \pm 12,2	17,9 \pm 21,7
VC	Plat	Naturel	14	0,964**	12,1 \pm 9,4	17,0 \pm 18,4
	Plat	RFS	14	0,954**	20,4 \pm 5,6	30,0 \pm 9,5
	Plat	MFS	14	0,923**	4,3 \pm 4,4	7,4 \pm 12,5
	Plat	FFS	14	0,620*	-6,5 \pm 3,4	-22,0 \pm 1,5
	Plat	Naturel	14	0,908**	12,5 \pm 8,8	15,8 \pm 16,2
14 or 16 km·h ⁻¹	Plat	RFS	14	0,963**	19,1 \pm 6,9	25,3 \pm 9,4
	Plat	MFS	14	0,856**	4,9 \pm 4,5	8,6 \pm 11,7
	Plat	FFS	14	0,191	-4,8 \pm 2,4	-20,0 \pm 2,1
Intra-individuelles	Max		10	0,976**		
	Min		10	0,885**		
Protocole #2						
			148	0,875**	13,0 \pm 7,3	25,6 \pm 12,1
Pre-UT	Plat	10 km·h ⁻¹	34	0,897**	12,1 \pm 8,0	25,2 \pm 13,1
	Plat	12 km·h ⁻¹	34	0,885**	14,3 \pm 8,0	25,5 \pm 12,2
	Plat	VMA _{10%}	34	0,886**	14,5 \pm 8,0	26,6 \pm 12,8
Post-UT	Plat	10 km·h ⁻¹	23	0,894**	11,0 \pm 5,8	24,9 \pm 11,3
	Plat	VMA _{10%}	23	0,870**	12,4 \pm 5,3	25,4 \pm 11,0

Pour le sous-échantillon MFS α , THM était de $4,85 \pm 10,3$ ms pour α de $2,76 \pm 2,51^\circ$. Les critères de classification par THM proposés ont été 15,2 ms et -5,49 ms (i.e. FFS < -5,49 ms < MFS < 15,2 ms < RFS). Selon les critères de classification par α , l'étendue de valeurs α attribuée à un pattern MFS, i.e. de $-1,6^\circ$ à 8° , représente $\sim 21\%$ de la dispersion des valeurs α protocole #1 et protocole #2 confondus (de $\sim -15^\circ$ à 30°). Selon les critères de classification par THM, l'étendue de valeurs de THM attribuée à un pattern MFS, i.e. de -5,49 ms à 15,2 ms, représente $\sim 27\%$ de la dispersion des valeurs THM protocole #1 et protocole #2 confondus (de ~ -30 ms à 47 ms). En comparant les deux types de classification, 90,3% de correspondance (i.e. classification identique de la pose de pied avec les deux méthodes) au protocole #1 et 83,1% au protocole #2 ont été obtenues, pour une correspondance globale de 86,3%. C'est-à-dire, parmi toutes les données (n = 288), 61,2% de RFS, 12,6% de MFS et

26,3% de FFS ont été trouvés avec la classification par α versus 67,3% de RFS, 15,1% de MFS et 17,6% de FFS avec la classification par THM. Regardant les sources d'erreur, 13,7% des 288 points expérimentaux ont été classés différemment, 71% desquels sont dus à une erreur entre RFS et MFS et 29% entre FFS et MFS.

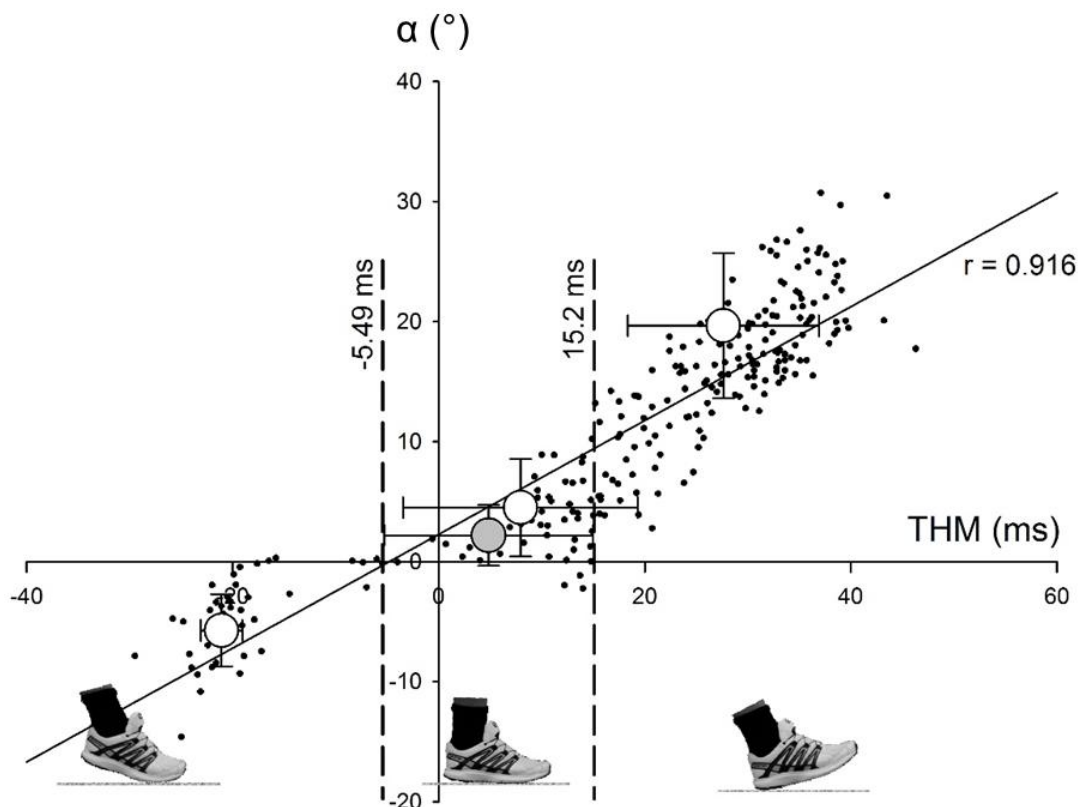


Figure 19. Corrélation interindividuelle protocole #1 et protocole #2 confondus. Les points blancs représentent les conditions RFS, MFS et FFS moyennées à partir des conditions Plat-VC et Plat-14/16km·h⁻¹. Le point gris représente le sous-échantillon MFSa. Les critères de classification THM obtenus ont été insérés.

2.3. Discussion

L'objectif de cette étude était de proposer et valider une méthode simple d'identification de la pose de pied utilisable sur le terrain. La méthode proposée est basée sur la mesure des accélérations verticales du talon et des métatarses à partir desquels le temps entre le pic du talon et le pic des métatarses est mesuré (THM). Pour chaque protocole expérimental, la corrélation entre THM et l'angle pied/sol mesuré par analyse vidéo (α) a été testée pour un

large panel de conditions. Des corrélations significatives ont été obtenues pour 14 conditions sur 15. La méthode THM est valide quelles que soient la vitesse, la pente, le chaussage et l'état de fatigue. Cependant, alors que de fortes corrélations ont été observées en adoptant des patterns RFS et MFS, la corrélation était moins marquée à VC voire non significative à 14/16 km·h⁻¹ avec des patterns FFS. Dans les conditions FFS, il a été demandé aux sujets d'attaquer le sol par l'avant-pied, avec autant de flexion plantaire que possible. Cependant, avec ce type de pattern extrêmement proche du sprint et appelé *toe strike* (attaque par les orteils), les talons ne touchent que très rarement le sol, ceci étant d'autant plus le cas lorsque la vitesse augmente. Il est de ce fait probable que le pic d'accélération talon considéré comme t_0 ne représentait pas le contact talon/sol mais plutôt le bref instant lors duquel le talon est stoppé au moment où du contact initial par les métatarses (Figure 18B). Il est cependant important de mentionner que les corrélations faible ou non-significative observées en condition FFS peuvent aussi être dues à la faible variabilité interindividuelle de THM et α dans ces conditions. Néanmoins, la méthode THM n'est pas fiable dans le cas de *toe strike*, pattern de course caractérisé par l'absence de contact talon/sol.

Concernant l'analyse des signaux d'accélération, le THM est très facilement mesurable lorsque le sujet présente un pattern RFS ou FFS du fait que le contact initial soit évident et le délai entre les deux pics est relativement important (Figures 18A et 18B). En revanche, dans les cas de pattern MFS, deux pics au talon de quasi même intensité sont observés avec un pic d'accélération des métatarses entre les deux (Figure 18C). Il a été choisi dans l'analyse de considérer le premier pic talon comme t_0 pour deux raisons. La première est que si l'on considère le deuxième pic talon comme t_0 (i.e. premier contact au sol), le premier pic talon, similaire à un pic d'impact, apparaît alors pendant la phase de vol, ce qui ne fait aucun sens. La deuxième raison est qu'en mesurant le délai séparant ces deux pics talon un coefficient de variation de 4,1% ($28,9 \pm 1,0$ ms) a été trouvé, ce qui illustre le caractère extrêmement

répétable du timing d'apparition du deuxième pic par rapport au premier. De ce fait, l'hypothèse peut être faite que le deuxième pic est dû à un phénomène de résonance engendré par la pose de pied à plat pouvant induire des oscillations de l'accéléromètre. Par ailleurs, Altman & Davis (2012) ont observé des variances dans l'identification d'une pose de pied MFS entre la méthode cinématique α et la méthode cinétique FSI. Une explication pourrait être que la détection du contact initial par analyse vidéo est plus ou moins évidente rendant ainsi la mesure α variable. Par conséquent, le pattern MFS semble difficilement identifiable quelle que soit la méthode utilisée. La méthode THM, tout comme la méthode cinématique, est probablement davantage appropriée pour classer les coureurs en tant que RFS ou non-RFS.

Enfin, l'étendue des valeurs THM est consistante entre les deux protocoles et les signaux de GRF obtenus sur tapis dynamométrique. Typiquement, une phase de contact présentent deux phases : une phase passive/de freinage (du début du contact au pic de force maximal, i.e. ~ 100 ms) et une phase active/de propulsion (du pic de force maximal à la fin du contact) (e.g. Cavanagh & Lafortune, 1980; Novacheck, 1998). En synchronisant les signaux de force et les signaux d'accélération, il a été observé que le pic d'accélération du talon et le pic d'accélération des métatarses apparaissent lors des premières 40 ms de la phase de contact (Giandolini *et al.*, 2013b). Les valeurs de THM rapportées dans cette étude sont donc consistantes avec ces observations.

Cette étude valide une méthode visant à identifier la technique de pose de pied basée sur la mesure d'accélération. La fiabilité globale de la méthode peut dépendre du type d'accéléromètres utilisés (les accéléromètres légers sont probablement préférables afin d'en limiter les oscillations), de leur placement et de leur système d'attache. En effet, Hennig & Lafortune (1988) rapportent que la mesure du pic d'accélération tibiale est surestimée avec un accéléromètre de 6 grammes placés sur la peau par rapport à un accéléromètre monté

directement sur l'os. De ce fait, les faibles masses ainsi qu'une tension importante du système d'attache sont préférables pour éviter les erreurs de mesure (Hennig & Lafortune, 1988; Valiant, 1989). Cependant, la méthode THM est basée sur une détection temporelle de pics et est par conséquent moins sensible à ce biais méthodologique, si ce n'est pour faciliter la détection des pics. De plus, bien que non testée, la fréquence d'échantillonnage des accéléromètres influencent probablement la précision de la mesure du THM. Aussi, une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz pourrait être idéale compte tenu du niveau de précision requis par la méthode. Les principaux avantages de la méthode THM est de pouvoir potentiellement être appliquée sur le terrain et de nécessiter seulement deux accéléromètres sans fil ayant des capacités de stockage plus ou moins importantes en fonction de l'utilisation. Cette méthode devrait ainsi permettre de faciliter l'identification du pattern de pose de pied *in situ*.

3. ETUDE N°2 | EVALUATION DU PROFIL DE POSE DE PIED EN SITUATION REELLE DE COURSE

La méthode simple d'identification de la pose du pied présentée plus haut a été testée en condition de laboratoire sur tapis de course. La finalité de la méthode étant d'être utilisée sur le terrain, il convient dès lors d'appliquer cette dernière en situation réelle de trail running afin d'étudier notamment si la qualité des signaux d'accélération est aussi élevée sur le terrain qu'en laboratoire. Le premier objectif de cette deuxième étude (Giandolini *et al.*, 2015, Annexe 4) a donc été de tester la qualité des signaux d'accélération obtenus en conditions de terrain. A partir des données obtenues, le deuxième objectif a été de quantifier la variabilité du pattern de pose de pied chez un coureur de trail running en situation réelle de course et d'étudier l'influence de la pente sur le pattern de pose de pied adopté. En parallèle, un troisième objectif a été d'identifier les sections de la course induisant les impacts les plus

élevés. Traditionnellement, les études évaluant la sévérité de l'impact en course à pied ne prennent en compte que la composante verticale et/ou la résultante de la force de réaction du sol ou l'accélération axiale du tibia. Très peu d'expérimentations ont investigué la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol (e.g. Boyer *et al.*, 2014; Cavanagh & Lafortune, 1980; Laughton *et al.*, 2003) ou l'accélération transversale, i.e. mesurée dans l'axe de la face antero-médiale du tibia (Lafortune, 1991; Morio *et al.*, 2012). Ceci constitue une limite importante du fait qu'il a été précédemment démontré que les contraintes appliquées transversalement à un os engendraient autant de dommages que celles appliquées longitudinalement, même si leur intensité est inférieure (Turner *et al.*, 2001). Aussi, l'importance de considérer la composante transversale de l'impact a précédemment été soulignée pour la course sur plat par Lafortune (1991) ainsi que par Hardin & Hamill pour la course en descente, ces auteurs suggérant que l'intensité du choc transversal est probablement plus importante en descente que sur le plat dû au changement d'inclinaison du vecteur de la force de réaction du sol résultante (Hardin & Hamill, 2002). Par conséquent, les composantes axiale, transversale et la résultante de l'accélération tibiale ont été prises en compte dans cette étude.

3.1. Matériels et méthodes

3.1.1. Procédure

L'étude a été conduite lors de la Kilian's Classik™ 2013 (Font-Romeu, France), course officielle de trail running de 45 km pour un dénivelé positif de 1627 m. Le coureur étudié était le leader mondial de trail, ultra-trail et ski alpinisme (26 ans, 56,2 kg, 171 cm). Il termina premier de la course avec un temps de 4 h 23 min 18 sec. Seuls les vingt premiers kilomètres ont été analysés du fait que la batterie du GPS était déchargée à mi-course. Un objectif de cette étude étant de connaître l'influence de divers facteurs (pente, vitesse, durée

de course) sur le pattern de pose de pied et l'impact, les données de la deuxième partie de course n'avait pas d'intérêt sans être associées aux données environnementales. L'étude a été réalisée en accord avec la Déclaration d'Helsinki. Le sujet a été oralement informé des détails de l'expérimentation. Aucun consentement écrit n'a été établi du fait que cette étude s'intégrait à une course officielle pour laquelle le sujet avait d'ores et déjà donné son consentement.



Figure 20. Placement des trois accéléromètres. (A) Placement des accéléromètres lors de la course. (B) Placement de l'accéléromètre du tibia permettant de quantifier la sévérité de l'impact au cours de la course. (C et D) Placement et fixation des accéléromètres du talon et des métatarses permettant l'identification de la pose de pied au cours de la course.

3.1.2. Matériels

Le sujet a été équipé avant le départ de trois accéléromètres tri-axiaux (± 24 g, Hikob Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) et d'une carte GPS connectée sur un des accéléromètres (Figure 20). Un accéléromètre a été fermement attaché au tibia gauche par une bande Velcro serrée jusqu'à la limite de confort du sujet (Figure 20B). Deux autres accéléromètres ont été

placés dans des pochettes fermement attachées à la chaussure par des bandes élastiques sur la chaussure gauche au talon au-dessus de la semelle et au-dessus des métatarses (Figures 20C et 20D). Le placement de l'accéléromètre des métatarses diffère de celui utilisé dans la première étude de validation (Giandolini *et al.*, 2014) de façon à davantage protéger l'accéléromètre des cailloux, de l'eau, de la boue, etc.

3.1.3. Analyse des données et paramètres mesurés

Les données d'accélération et GPS ont été synchronisées par un système d'acquisition commun (Hikob, Villeurbanne, France) et échantillonnées à 1344 Hz et 12 Hz, respectivement. Les données ont été collectées sur des cartes micro-SD. Une acquisition a été lancée du début de la course à la fin, obtenant ainsi une acquisition d'environ 4,5 h mais comme précédemment mentionné seule la première moitié de course a été analysée. Onze sections présentant des profils de pente et vitesse différents ont été extraites à partir du signal GPS au cours des 20 premiers kilomètres de la course (Table 2).

L'analyse des données a été effectuée avec le logiciel Scilab 5.4.1 (Scilab Enterprises, Orsay, France). La vitesse et la pente ont été calculées à partir de l'altitude, la latitude et la longitude obtenues par la mesure GPS. L'accélération résultante a été calculée à partir des accélérations axiale (axe z, correspondant à l'axe longitudinal du tibia), transversale (axe y, correspondant à l'axe parallèle au plan de la face antéro-médiale du tibia) et médio-latérale (axe x, correspondant à l'axe perpendiculaire à l'axe y dans le plan transversal). Les paramètres d'impact ont été mesurés à partir des accélérations axiale, transversale et résultante du tibia dans les domaines temporel et fréquentiel. Pour l'analyse temporelle, les pics d'accélération tibiale ont été mesurés dans les dimensions axiale et transversale ainsi que pour l'accélération résultante (zPTA, yPTA et rPTA, respectivement). L'analyse fréquentielle a été effectuée sur les accélérations axiale, transversale et résultante lors des phases de contact comme

précédemment décrit dans l'article de Shorten & Winslow (1992). Considérant la déflexion avant le pic d'accélération axiale tibiale comme le début de la phase de contact, des sous-échantillons de 0,3 s ont été extraits des signaux d'accélération axiale, transversale et résultante. Chaque sous-échantillon a été complété avec des zéros afin d'obtenir un total de 512 valeurs. La densité spectrale de puissance (*power spectral density* – PSD) a été alors obtenue par une Transformée Rapide de Fourier pour les signaux d'accélération axiale, transversale et résultante. Les PSD ont alors été interpolées afin que chaque pas de fréquence soit égal à 2 Hz. Les fréquences médianes ont ensuite été calculées pour chaque PSD sur la bande de fréquence 2-100 Hz pour les accélérations axiale (zMDF), transversale (yMDF) et résultante (rMDF).

La fréquence de foulée (*step frequency* – SF) a été obtenue à partir du signal d'accélération axiale tibiale comme l'inverse de la durée du cycle de course (i.e. durée entre deux pics consécutifs) divisée par deux. La pose de pied a été identifiée à partir des signaux d'accélération axiales du talon et des métatarses grâce à la mesure du THM (Giandolini *et al.*, 2014). Les accélérations ont été au préalable filtrées avec un filtre passe-bas de 50 Hz afin de faciliter la détection des pics d'impact en supprimant les fréquences de résonance du système d'attache estimé entre 60 Hz et 90 Hz pour une attache au tibia (Shorten & Winslow, 1992). Pour chaque pas, la durée entre le pic talon et le pic des métatarses a été calculée (THM), considérant le pic talon comme étant t_0 . Les pas ont par la suite été classés en tant que RFS, MFS ou FFS en utilisant les critères THM précédemment proposés (Giandolini *et al.*, 2014) : $FFS < -5,49 \text{ ms} < MFS < 15,2 \text{ ms} < RFS$. Pour chaque section, la part relative des pas RFS, MFS et FFS a été calculée. De pré manipulations effectuées sur tapis de course ont mis en évidence que le placement de l'accéléromètre sur le dessus des métatarses induisait une différence typique de 3 ms dans la mesure du THM par rapport à un placement sur la face externe au niveau des métatarses comme effectué dans l'étude de validation (Giandolini *et*

al., 2014). Ce délai a été soustrait au THM mesuré à chaque pas afin de pouvoir appliquer les critères de classification proposés dans l'étude de validation (Giandolini *et al.*, 2014).

Table 2. Caractéristiques des onze sections analysées numérotées en accord avec leur ordre d'apparition lors de la course. Les moyennes et écart-types de la pente et la vitesse, ainsi que la durée totale d'analyse et le nombre total de pas analysés ont été indiqués.

Sections	Pente (%)	Vitesse (km·h ⁻¹)	Durée (min)	Nombre de pas analysés
1	1,4 ± 5,6	14,2 ± 2,1	9,4	672
2	-6,3 ± 7,1	16,3 ± 1,7	1,7	101
3	6,8 ± 4,8	11,7 ± 2,0	16,7	1102
4	34,7 ± 11,6	4,3 ± 1,4	4,9	251
5	-18,5 ± 6,8	15,8 ± 2,2	5,3	376
6	4,2 ± 1,6	13 ± 1,1	6,4	421
7	1,6 ± 6,8	11,1 ± 1,1	7,5	501
8	14,9 ± 7,0	8,2 ± 1,8	10,0	702
9	3,8 ± 4,8	11,6 ± 1,3	8,5	602
10	14,6 ± 4,7	6,8 ± 1,1	6,7	451
11	21,1 ± 11,7	6,8 ± 1,5	5,0	351
	7,1 ± 6,6	10,9 ± 1,6	82,1	5530

3.1.4. Analyse statistique

Les moyennes et écart-types ont été calculés pour le THM et les paramètres d'impact pour chaque session. Des tests de corrélation de Bravais-Pearson ont été utilisés à partir des valeurs par section ($n = 11$) de pente, vitesse, SF, THM, %RFS, %MFS et %FFS. Afin de tester l'influence de la cinématique de foulée et de la pente sur l'intensité des paramètres d'impact, des régressions linéaires multiples ont été effectuées avec comme variables dépendantes les paramètres d'impact (zPTA, yPTA, PTAr, zMDF, yMDF et rMDF) et comme variables indépendantes THM, SF et la pente à partir des données obtenues pour chaque pas. L'effet vitesse n'a pas été étudié ici afin d'éviter les colinéarités entre les variables indépendantes (corrélation vitesse/pente : $r = -0,93$, $P < 0,0001$; corrélation vitesse/SF : $r = 0,80$, $P < 0,001$). Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

3.2. Résultats

La topographie de la course au cours des 20 premiers kilomètres a été présentée en Figure 21. La vitesse moyenne au cours des 11 sections était de $10,9 \pm 1,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Table 2). Un total de 5 530 pas a été considéré pour l'analyse, ce qui correspond à une durée de ~ 82 min. en moyenne, 503 ± 267 pas ont été analysés par section, soit $7,46 \pm 3,86$ min par section. La Table 3 présente les résultats cinématiques. Le sujet a démontré en moyenne $\sim 18\%$ de pas RFS, $\sim 33\%$ de pas MFS et $\sim 49\%$ de pas FFS. Le THM moyen au cours de la période analysée a été de $-1,3 \pm 15,9$ ms.

Table 3. Moyennes et écart-types pour la fréquence de foulée (SF), l'indicateur de pose de pied (THM) et les parts relatives de chaque pattern de pose de pied (%RFS, %MFS et %FFS).

Sections	SF (Hz)	THM (ms)	%RFS	%MFS	%FFS
1	$3,05 \pm 0,21$	$-5,07 \pm 14,6$	16,6%	12,9%	70,5%
2	$3,01 \pm 0,26$	$3,61 \pm 14,1$	24,4%	49,3%	26,4%
3	$2,91 \pm 0,13$	$0,31 \pm 17,5$	29,1%	22,3%	48,6%
4	$1,72 \pm 0,12$	$-2,30 \pm 18,8$	22,4%	23,7%	53,9%
5	$3,17 \pm 0,34$	$1,15 \pm 15,2$	19,4%	33,3%	47,3%
6	$3,01 \pm 0,11$	$7,13 \pm 13,1$	27,3%	45,9%	26,8%
7	$2,92 \pm 0,20$	$-3,99 \pm 16,4$	17,9%	15,1%	67,0%
8	$2,78 \pm 0,16$	$1,05 \pm 17,9$	26,0%	26,3%	47,7%
9	$2,84 \pm 0,16$	$2,40 \pm 16,7$	27,9%	22,3%	49,8%
10	$2,73 \pm 0,26$	$-2,69 \pm 17,8$	21,4%	16,8%	61,8%
11	$2,72 \pm 0,22$	$3,73 \pm 17,1$	28,6%	28,2%	43,1%
	$2,81 \pm 0,37$	$0,48 \pm 16,3$	$23,7 \pm 4,5\%$	$26,9 \pm 11,8\%$	$49,4 \pm 14,2\%$

Comme attendu, une corrélation négative a été observée entre la pente et la vitesse ($r = -0,93$, $P < 0,0001$). SF a été significativement corrélée à la pente et la vitesse ($r = -0,86$ et $r = 0,80$, respectivement, $P < 0,0001$). Aucun des paramètres de pose de pied (THM, %RFS, %MFS, %FFS) n'a été corrélé à la pente, la vitesse ou SF. Par ailleurs, une corrélation significative a été obtenue entre %RFS au sein de chaque section et la position de la section dans la course ($r = 0,88$, $P < 0,001$). Les paramètres liés à l'impact ont été reportés en Table 4, et les résultats statistiques issus des régressions linéaires multiples en Table 5.

Table 4. Moyennes et écart-types pour les paramètres liés à l'impact mesurés dans le domaine temporel (zPTA, yPTA, rPTA) et dans le domaine fréquentiel (zMDF, yMDF, rMDF).

Sections	zPTA (g)	yPTA (g)	rPTA (g)	zMDF (Hz)	yMDF (Hz)	rMDF (Hz)
1	11,2 ± 5,6	8,4 ± 4,5	15,0 ± 5,6	21,5 ± 5,8	30,5 ± 8,5	15,1 ± 4,5
2	19,0 ± 4,9	13,0 ± 4,8	22,3 ± 3,7	23,5 ± 7,6	32,4 ± 8,7	14,3 ± 3,9
3	6,3 ± 2,7	3,9 ± 1,8	8,6 ± 3,1	18,9 ± 5,6	24,6 ± 9,7	15,0 ± 6,0
4	4,5 ± 2,6	1,3 ± 0,9	4,8 ± 2,5	19,4 ± 9,8	17,6 ± 12,1	17,5 ± 10,7
5	17,1 ± 4,8	9,4 ± 4,4	20,6 ± 5,4	24,3 ± 5,5	26,5 ± 7,9	14,3 ± 6,0
6	6,6 ± 1,7	5,5 ± 2,2	9,8 ± 2,2	18,9 ± 5,2	25,5 ± 6,8	12,4 ± 4,3
7	8,3 ± 4,3	5,0 ± 2,7	10,1 ± 4,1	19,5 ± 5,4	23,0 ± 7,4	13,9 ± 5,3
8	4,8 ± 2,8	2,8 ± 1,8	5,8 ± 3,1	17,4 ± 6,6	18,8 ± 7,1	15,7 ± 5,8
9	6,6 ± 3,6	3,6 ± 2,3	7,8 ± 3,9	18,8 ± 6,0	20,3 ± 7,3	14,7 ± 5,7
10	3,7 ± 1,7	2,0 ± 0,9	4,2 ± 1,8	15,0 ± 6,6	15,9 ± 6,7	14,3 ± 6,0
11	4,4 ± 2,3	2,4 ± 1,3	4,9 ± 2,3	16,5 ± 6,4	17,1 ± 7,0	15,3 ± 6,4
	8,5 ± 3,4	5,2 ± 2,5	10,4 ± 3,4	19,4 ± 2,8	22,9 ± 5,5	14,9 ± 1,3

Du fait que la vitesse soit fortement corrélée à la pente, seule la pente a été incluse dans l'analyse par régressions linéaires multiples. Par conséquent, les résultats observés concernant l'effet de la pente sous-entendent un effet vitesse. L'analyse statistique par régressions multiples a mis en évidence que zPTA, yPTA, rPTA ainsi que zMDF et yMDF étaient négativement corrélés à la pente. zPTA, zMDF ainsi que rPTA et rMDF ont été négativement corrélés à SF. Par ailleurs, une corrélation positive entre SF et yMDF a été observée. Concernant l'influence de la pose de pied sur les paramètres d'impact, une corrélation négative a été observée entre zPTA et THM tandis qu'une corrélation positive a été observée entre yPTA et THM. THM a également été positivement corrélé à zMDF, yMDF et rMDF.

Table 5. Modèles obtenus par les régressions linéaires multiples. Le coefficient B, le coefficient pondéré β et la valeur P ont été indiqués pour chaque variable indépendante. Les variables dépendantes des modèles sont zPTA, yPTA, rPTA, zMDF, yMDF et rMDF. Les variables indépendantes explicatives sont la pente, la fréquence de foulée (SF) et THM.

		Constante	Pente	SF	THM
zPTA	R ²	0,424			
	Coefficient B	271,0	-4,07	-58,60	-0,144
	P	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	β	-	-0,874	-0,299	-0,048
yPTA	R ²	0,325			
	Coefficient B	57,5	-1,90	0,97	0,069
	P	<0,001	<0,001	0,766	0,014
	β	-	-0,563	0,007	0,032
rPTA	R ²	0,485			
	Coefficient B	252,0	-4,61	-43,50	0,054
	P	<0,001	<0,001	<0,001	0,177
	β	-	-0,845	-0,190	0,015
zMDF	R ²	0,102			
	Coefficient B	37,7	-0,29	-5,84	0,035
	P	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	β	-	-0,471	-0,230	0,089
yMDF	R ²	0,144			
	Coefficient B	16,4	-0,24	2,80	0,079
	P	<0,001	<0,001	0,003	<0,001
	β	-	-0,283	0,078	0,144
rMDF	R ²	0,015			
	Coefficient B	20,9	0,01	-2,17	0,014
	P	<0,001	0,357	<0,001	0,008
	β	-	0,026	-0,095	0,041

3.3. Discussion

L'objectif de cette étude était d'appliquer sur le terrain une méthode simple d'identification du pattern de pose de pied, ainsi que de quantifier la répartition des différents patterns de pose de pied et d'analyser les sections les plus traumatisantes en termes d'impact lors d'une course de trail running. Cette expérimentation montre la possibilité d'améliorer notre connaissance de l'activité *in situ* en prenant ainsi en compte la variabilité inter-pas et les contraintes environnementales. Par rapport à l'utilisation en laboratoire, une limite de l'application terrain de cette méthode aurait pu être la qualité des signaux d'accélération

obtenus. Cependant, ces derniers ont démontré une netteté aussi bonne quand laboratoire et l'ordre de grandeur des valeurs de paramètres d'impact est cohérente avec celles reportées lors de précédentes expérimentations utilisant des accéléromètres fixés sur le tibia relativement aux conditions de vitesse ou pente (Mercer *et al.*, 2002; Mizrahi *et al.*, 2000a; Valiant, 1989).

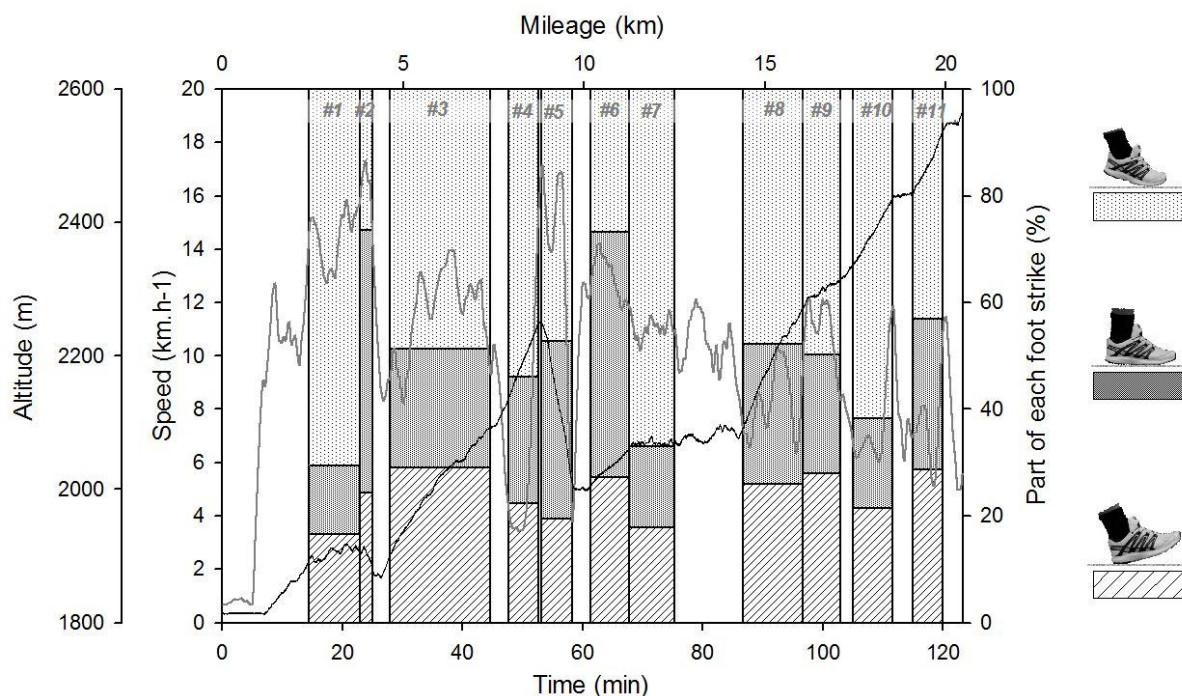


Figure 21. Altitude (courbe noire) et vitesse (courbe grise) lors des 20 premiers kilomètres de la course. Les histogrammes représentent les parts relatives de chaque pattern de pose de pied (RFS, MFS et FFS) au cours des 11 sections analysées.

Un des objectifs de cette étude était de quantifier la répartition des différentes poses de pied tout au long d'une course. Il existe deux avantages à utiliser cette méthode basée sur des enregistrements d'accélération : le nombre de pas analysés et la possibilité d'analyser ces pas *in situ*. En effet, les résultats obtenus sont basés sur l'analyse de ~5 500 pas sur environ 20 km, incluant des changements de pente, vitesse et surface. Cette méthode permet ainsi de prendre en compte la variabilité inter-pas et d'évaluer la pose de pied sur une section plutôt que sur un ou deux pas à un point précis de la course (e.g. Hasegawa *et al.*, 2007; Kasmer *et al.*, 2013a; Larson *et al.*, 2011), ce qui peut ne pas être représentatif de la course dans son

intégralité. En trail running, activité caractérisée par des surfaces irrégulières, des pentes variantes, de longues distances amenant au développement d'une fatigue neuromusculaire sévère, les coureurs sont amenés à adapter et changer leur cinématique de foulée. Cette approche terrain pourrait permettre aux chercheurs, cliniciens et industriels d'investiguer pour un coureur donné son profil de pose de pied dans différentes conditions, la sévérité de l'impact associé et sa sensibilité avec le développement de la fatigue. Par exemple, cette étude de cas démontre que le sujet, un coureur de trail de niveau international, adoptait de façon prédominante un pattern FFS lors des 20 premiers kilomètres de course parcourus et que seulement $23,7 \pm 4,5$ % de ses pas étaient des poses de pied RFS (Figure 21), ce qui est en accord avec les sensations rapportées par ce dernier quant à sa technique de course. Ce type de profil de pose de pied est atypique pour un coureur de très longue distance. A titre de comparaison, Hasegawa *et al.* (2007), Larson *et al.* (2011) et Kasmer *et al.* (2013a) ont rapporté que 74,9% à 93,7% des coureurs lors d'un marathon adoptaient un pattern RFS, ce qui est relativement similaire pour une course de trail running de 50 km (85,1%) ou un ultra-trail de 161 km (79,9-89,9%) selon Kasmer et collaborateurs (Kasmer *et al.*, 2013b; Kasmer *et al.*, 2013c). Par ailleurs, dans la présente étude de cas la part de RFS tend à augmenter au cours des 20 km. Bien que ce résultat soit difficile à interpréter du fait que le profil des sections considérées n'est pas identique, cette augmentation pourrait être la conséquence du profil ascendant de cette portion de course de 20 km (~1054 m de dénivelé positif), en particulier lors des quatre dernières sections lors desquelles la pente augmente considérablement. Etant donné que courir en montée (Sloniger *et al.*, 1997) et adopter un pattern FFS (Giandolini *et al.*, 2013a; Shih *et al.*, 2013) augmentent l'activité des muscles fléchisseurs plantaires, le sujet pourrait avoir altéré sa répartition globale de patterns afin de réduire la charge appliquée sur ces muscles et/ou marcher. Des mesures similaires du pattern de pose de pied ont été répétées chez des coureurs de trail running de haut-niveau lors de

séances d'entraînement (cf. Annexe 5). Bien que beaucoup de variables n'aient pas été contrôlées lors de ces essais (e.g. vitesse, pente), ces mesures confirment tout d'abord la variabilité intra-individuelle de la pose de pied en trail running mais ont aussi permis d'attester ou remettre en question la pertinence du choix de construction de chaussures, notamment en termes de drop, pour les athlètes étudiés.

Par ailleurs, cette étude de cas visait à quantifier l'intensité des chocs subis par un coureur de trail running et identifier les facteurs influençant celle-ci. L'intensité du choc (Figure 22) et le contenu en hautes fréquences ont été négativement corrélés à la pente dans les dimensions axiale et transversale, c'est-à-dire que ces variables étaient d'autant plus élevées que le terrain descendait. Il a précédemment été démontré que l'intensité du pic de choc axial était négativement corrélée à la pente (Hamill *et al.*, 1984; Lafortune, 1991). A l'inverse, Mizrahi *et al.* (2000a) n'ont observé aucun changement de zMDF entre une situation de course sur plat et avec une pente de -4° . Cette différence par rapport à nos résultats pourrait être due à la faible pente utilisée pour la situation de course en descente. De plus, dans leur étude, Mizrahi *et al.* (2000a), la vitesse était constante quelle que soit la condition de pente alors que dans la présente étude la vitesse augmente lorsque la pente diminue. Il est aussi intéressant de noter à la vue des modèles obtenus pour les variables liées à l'impact que les coefficients pondérés β pour la pente sont plutôt élevés par rapport à ceux relatifs aux effets SF ou THM, bien que ceux-ci soient significatifs.

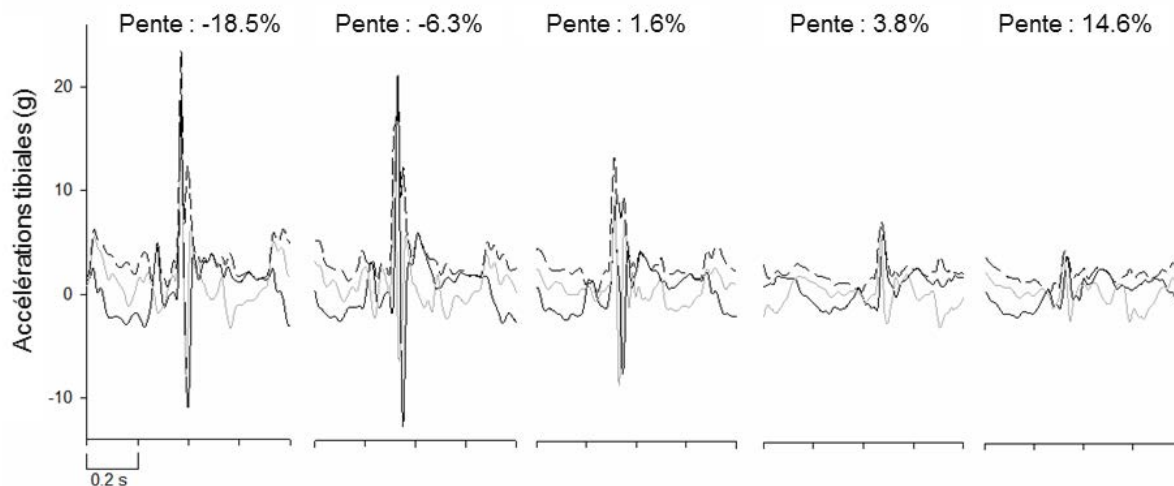


Figure 22. Signaux typiques des accélérations tibiales axiale (courbe noire), transversale (courbe grise) et résultante (courbe en pointillé) dans différentes conditions de pente.

En effet, des corrélations négatives significatives ont été observées entre SF et zPTA ou rPTA, ainsi qu'entre SF et zMDF ou rMDF. En revanche, une corrélation positive a été notée entre SF et yPTA. Ces résultats démontrent que SF influence la sévérité du choc indépendamment de la pente ou de la pose de pied. Une hausse de SF induirait une baisse de l'intensité du choc et du contenu en hautes fréquences dans les accélérations axiale et résultante mais une augmentation de l'intensité du choc transversal sans en changer le contenu fréquentiel. Bien qu'à notre connaissance aucune étude n'ait jusqu'alors investigué l'effet de SF sur la composante transversale du choc au tibia, de précédentes expérimentations ont observé, pour une vitesse donnée, qu'augmenter SF ou diminuer la longueur de pas induisait au tibia une baisse de l'intensité du pic d'accélération axiale (Derrick *et al.*, 1998), de la magnitude du pic dans la bande fréquentielle liée à l'impact (Hamill *et al.*, 1995) et des forces de contact appliquées au tibia (Edwards *et al.*, 2009). Alors que les résultats de cette étude de cas sont en accord avec ces observations, ils sont incohérents avec ceux de Mercer *et al.* (2002) ne mettant en avant aucune relation entre SF et zPTA. Une explication possible à cette différence entre la présente étude et celle de Mercer *et al.* (2002) pourrait être que dans cette dernière la vitesse de course variait, et donc

indirectement SF. Les données d'accélération obtenues pourraient par conséquent refléter les effets opposés de la vitesse et de SF.

L'analyse par régressions multiples a démontré que THM, indicateur de la pose de pied, était positivement corrélé à yPTA et rPTA ainsi qu'à zMDF, yMDF et rMDF. A l'inverse, THM a été négativement corrélé à zPTA. Typiquement, une pose avant-pied (i.e. faible THM, FFS) semble induire une baisse de l'intensité du choc transversal mais une hausse de l'intensité du choc axial. Notons aussi que l'intensité du choc résultant tendait à être positivement corrélée au THM ($P = 0,063$). L'accélération tibiale présente une composante basse fréquence (4-8 Hz) associée au mouvement volontaire de la jambe et peut par conséquent être influencée par la longueur de pas, la géométrie des segments ou encore leur vitesse, et une composante haute fréquence (10-20 Hz) traduisant la décélération rapide du tibia au contact initial (Gruber *et al.*, 2014; Shorten & Winslow, 1992). De ce fait, des variations de l'intensité du pic d'accélération peuvent être attribuées à des changements au niveau de la composante active et/ou passive. A l'inverse d'un pattern RFS, un pattern FFS est typiquement caractérisé par une flexion du genou au contact initial davantage marquée et une fréquence de foulée plus élevée induisant un placement du tibia par rapport au sol davantage vertical (Ahn *et al.*, 2014; De Wit *et al.*, 2000; Squadrone & Gallozzi, 2009). Il peut alors être suggéré que ces différences cinématiques dans la géométrie et l'alignement des segments du membre inférieur au contact initial pourraient altérer la répartition des accélérations axiale et transversale. Adopter une pose avant-pied pourrait induire un placement du tibia davantage vertical amenant à une hausse de l'accélération axiale. A l'inverse, adopter une attaque talon pourrait induire un placement du tibia davantage incliné au contact initial ce qui peut potentiellement accroître l'accélération transversale. Concernant le contenu fréquentiel, Gruber *et al.* (2014) ont observé à partir de l'accélération axiale du tibia un plus faible contenu en hautes fréquences, i.e. fréquences liées à l'impact, chez des coureurs adoptant un pattern FFS. Les

corrélations positives entre THM et fréquences médianes tendent à supporter ces résultats : adopter une pose avant-pied tend à réduire le contenu en hautes fréquences des accélérations tibiales axiale, transversale et résultante. Ceci peut être attribué à des mécanismes d'amortissement du choc et des vibrations différents. Adopter un pattern FFS induit une hausse de la pré-activation des muscles *gastrocnemii* (Giandolini *et al.*, 2013a) pouvant potentiellement améliorer l'atténuation des fréquences supérieures à 40 Hz (Boyer & Nigg, 2007). Une moindre raideur de la cheville en adoptant un pattern FFS peut aussi contribuer à l'amélioration de l'amortissement du choc (Lieberman *et al.* 2010). Cependant, il est important de noter que les conclusions relatives à l'effet du pattern de pose de pied sur l'intensité du choc et le contenu vibratoire sont peu nombreuses et inconsistantes (Delgado *et al.*, 2012; Gruber *et al.*, 2014; Laughton *et al.*, 2003; Oakley & Pratt, 1988).

Enfin, les résultats issus de cette étude de cas mettent en évidence le fait que l'intensité du choc transversal est aussi importante que celle du choc axial. Parmi toutes les études ayant investigué l'impact en course à pied par des accéléromètres, seul Lafortune (1991) a analysé la composante transversale d'accélération, recommandant alors d'investiguer la composante axiale et transversale du choc. Cette étude vient confirmer cette nécessité.

RESUME DE LA PREMIERE PARTIE

- ☞ L'identification du pattern de pose de pied *in situ* est possible par l'utilisation de deux accéléromètres placés sur la chaussure du coureur au talon et aux métatarses. Cette méthode simple consiste à mesurer le temps s'écoulant entre le pic d'accélération du talon et celui des métatarses, paramètre fortement corrélé à l'angle pied/sol au contact initial.
- ☞ La méthode simple proposée est valide pour un large panel de conditions incluant différentes pentes, différentes vitesses et différentes conditions de chaussage.
- ☞ L'évaluation de la répartition des patterns de pose de pied en trail running a mis en évidence que les coureurs alternaient fréquemment de patterns de course probablement afin de s'adapter aux facteurs extrinsèques (e.g. pente, surface) et intrinsèques (e.g. fatigue, douleurs) s'imposant à eux.
- ☞ En trail running, il semble que l'intensité du choc tibial transversal soit tout aussi sévère que l'intensité du choc axial. Il convient donc de prendre en compte ces deux composantes du choc ainsi que leur résultante lors de l'évaluation de l'impact en course à pied.
- ☞ L'intensité du choc axial et transversal est négativement corrélée à la pente. Les sections de descente seraient donc potentiellement les plus traumatisantes mécaniquement pour le système ostéo-articulaire du coureur en trail running.

DEUXIEME PARTIE | GESTION DE LA CONTRAINTE MECANIQUE PAR DES ADAPTATIONS CINEMATQUES EN REPONSE A LA FATIGUE EN COURSE A PIED

En course à pied, quelle que soit l'activité considérée, les systèmes cardio-respiratoires et musculo-squelettique du coureur sont fortement sollicités. Selon la discipline et la distance, la gestion concomitante de la contrainte physiologique, de la fatigue musculaire et du stress mécanique est plus ou moins déterminante pour la performance.

1. INFLUENCE DE LA FATIGUE SUR L'IMPACT ET LA CINEMATIQUE DE COURSE

Sur 5 km, un coureur frappe le sol environ 4000 fois. Sur 160 km, ce même coureur frappe le sol environ 320 000 fois, soumettant ainsi ses structures ostéo-articulaires à un stress mécanique beaucoup plus élevé. De plus, la course à pied est une activité caractérisée en partie par la répétition de cycles étirement-détente, ce qui peut engendrer des dommages ultra-structuraux et de la fatigue neuromusculaire (e.g. Nicol *et al.*, 2006). Les coureurs mettent alors en place des ajustements cinématiques et/ou neuromusculaires compensatoires immédiats et/ou protecteurs différés visant à compenser de potentiels déficits musculaires et/ou protéger les muscles endommagés, respectivement (e.g. Morio *et al.*, 2012; Morio *et al.*, 2015; Regueme *et al.*, 2005). Il est cependant à noter que ces ajustements semblent être dépendants de la tâche. Par conséquent, la nécessité de modérer la contrainte mécanique n'a probablement pas la même importance sur des disciplines de courte ou moyenne distance en comparaison à des disciplines de très longue distance.

1.1. Lors d'exercices de course à pied intenses de courte durée

Parmi les études ayant investigué l'effet de la fatigue induite par des exercices de course à pied courts mais intenses, les résultats varient drastiquement probablement du fait de différents protocoles, mesures et niveaux de performance des sujets. S'intéressant aux études évaluant l'intensité d'impact par des accéléromètres, il a été observé chez 10 coureurs adoptant un pattern de pose de pied RFS à la suite d'un exercice de course mené jusqu'à épuisement (augmentation graduelle de la pente de 3% à 7,5% tout en augmentant la vitesse) une détérioration de 12% de l'atténuation des vibrations induites par l'impact entre le tibia et la tête mais aucun changement de l'intensité des pics d'accélération ni de la longueur de pas (Mercer *et al.*, 2003). Les auteurs ont alors conclu à une baisse de la capacité d'atténuation des vibrations chez des sujets physiquement actifs. Par ailleurs, il a été rapporté, à la suite d'un protocole de course sur tapis jusqu'à épuisement à une vitesse correspondant à la vitesse maximale des sujets sur 3200 m (i.e. $3,4 \pm 0,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pendant ~ 15 min), une hausse de 21% du pic d'accélération tibiale mais aucune variation du pic d'accélération à la tête, induisant une amélioration de 3% de l'atténuation du choc évaluée dans le domaine temporel, et aucune variation de l'atténuation des fréquences d'impact (Derrick *et al.*, 2002). Parallèlement, les expérimentateurs ont observé à la suite de l'exercice une hausse de la flexion du genou au contact initial (2,3%) ainsi que de l'angle maximal de flexion du genou au cours du contact (3,1%). Concernant l'effet de la fatigue sur la cinématique frontale de la cheville, Derrick *et al.* (2002) ont également observé une augmentation de l'angle d'inversion (11,5%) lors de la phase de contact. A l'inverse de Mercer *et al.* (2003) ayant observé une détérioration de l'atténuation des vibrations entre le tibia et la tête à la suite d'un exercice incrémental mené jusqu'à épuisement (~ 10 min), Derrick *et al.* (2002) ont observé, à la suite d'un exercice à vitesse constante mené également jusqu'à épuisement (~ 15 min), une amélioration de l'atténuation temporelle entre le tibia et la tête, compensant ainsi l'augmentation du choc

mesuré au tibia, et aucune variation de l'atténuation fréquentielle, i.e. des vibrations générées au contact initial. Cependant, dans l'expérimentation de Derrick *et al.* (2002), les changements cinématiques observés ont pu permettre aux coureurs de conserver/améliorer l'atténuation du choc et des vibrations entre le tibia et la tête en dépit de la fatigue. En ce sens, les changements cinématiques observés en condition de fatigue sont généralement assimilés à des ajustements compensatoires permettant de compenser la baisse de capacité d'atténuation par les muscles fatigués (Abt *et al.*, 2011). En effet, dans leur étude couplant mesures des accélérations au tibia et à la tête et analyse vidéo, Abt *et al.* (2011) n'ont observé aucun changement des paramètres d'impact (i.e. pics d'accélération, atténuation temporelle et fréquentielle du choc et des fréquences d'impact) chez des sujets spécialistes de la course à pied à la suite d'un exercice de course mené jusqu'à épuisement au seuil ventilatoire (i.e. ~18 min).

En mesurant les forces de réaction du sol, il a été observé que le taux de charge vertical et l'intensité du pic passif diminuait d'environ 7% et 12%, respectivement, après un protocole de test de VO_{2max} (Gerlach *et al.*, 2005). Une baisse du pic de force antéro-postérieure (phase de freinage) dans les deux derniers kilomètres d'un exercice de course de 5 km à intensité maximale (i.e. ~17 min) a également été reportée (Girard *et al.*, 2013). Lors de cette expérimentation, la vitesse de course, la fréquence de foulée et la longueur de pas ont diminué progressivement au cours de l'exercice, tout comme la raideur verticale sur les deux derniers kilomètres. Parallèlement, le temps de contact a augmenté tout au long de l'exercice. Des baisses du pic de force antéro-postérieure (phase de freinage), de la raideur du membre inférieur et du temps de vol ont également été observée à la suite d'un exercice de course jusqu'à épuisement à VO_{2max} (Rabita *et al.*, 2013).

Globalement, il semble que, lors d'exercices de course à pied intenses mais de courte durée, la gestion de l'atténuation du choc et des vibrations ne constitue pas une problématique

majeure comme le laisse suggérer l'importante hétérogénéité des résultats sur ce point. En revanche, sur ce type d'exercices, les coureurs pourraient être davantage amenés à gérer une altération fonctionnelle du cycle étirement-détente effectué par le complexe fléchisseurs plantaires-tendon d'Achille. En effet, Nicol *et al.* (1996) ont observé, à la suite d'une tâche incluant la répétition de cycles étirement-détente jusqu'à épuisement (~ 94 répétitions), une diminution du réflexe d'étirement au *gastrocnemius lateralis* indiquant une détérioration de la boucle réflexe. Celle-ci pourrait alors induire une moindre résistance à l'étirement lors des impacts, et expliquer la diminution de 44% de la pré-activation du *gastrocnemius lateralis* et l'augmentation de 7% du temps de contact observées lors des 10 derniers rebonds. La diminution de la pré-activation du *gastrocnemius lateralis* viserait à réduire l'intensité du pic d'impact en diminuant la raideur du membre inférieur de sorte à adapter la réponse réflexe à la raideur musculaire. Notons que, en accord avec les observations faites par Nicol *et al.* (1996), Rabita *et al.* (2013) ont observé, à la suite d'un exercice de course à intensité maximale, une baisse de la raideur de la jambe ainsi qu'une diminution de la pré-activation des muscles *gastrocnemii* et de l'activité des trois muscles du *triceps surae* lors de la phase de freinage. Aussi, il a été noté, à la suite d'un exercice de rebonds maximaux et sous-maximaux (~ 27 min), une baisse immédiate des raideurs du genou et de la cheville lors de tâches maximales de *drop jump* et sous-maximal de rebonds, l'amplitude des changements de raideur articulaire du genou et de la cheville étant fortement corrélée à l'amplitude des variations de pré-activation du *vastus lateralis* et des muscles du *triceps surae*, respectivement (Kuitunen *et al.*, 2002). Par la suite, la diminution de la raideur du membre inférieur engendrerait un moindre stockage d'énergie élastique lors de la phase excentrique nécessitant alors un temps propulsion plus important pour générer la force minimale nécessaire à l'avancement (Nicol *et al.*, 1991b). Sur une épreuve de course à intensité maximale, Girard *et al.* (2013) ont en ce sens reporté une augmentation du temps de

propulsion, en plus de l'augmentation du temps de contact, lors du dernier kilomètre d'une épreuve de course de 5 km, ainsi qu'une baisse de la force de propulsion sur les deux derniers kilomètres. Rabita *et al.* (2013) ont également noté une diminution de la force maximale verticale (i.e. force de propulsion) après un exercice de course maximal mené jusqu'à épuisement.

1.2. Lors d'exercices de course à pied prolongés et de longue distance

Sont considérés comme exercices de course à pied de longue distance les exercices allant de durées de course de 20 min jusqu'au marathon. Dans la plupart des études investiguant l'effet de tels exercices sur l'intensité de l'impact, des coureurs masculins ont couru pendant environ 30-40 min sur tapis à une vitesse correspondant à leur seuil anaérobie. Clansey *et al.* (2012) n'ont reporté aucun changement du pic d'accélération tibiale pendant et après un exercice de course de 40 min chez des coureurs de longue distance mais une augmentation de 18% du taux de charge vertical. Aussi, une hausse du pic d'accélération tibiale a été observée après 15-20 min de course par Mizrahi, Verbitsky, Voloshin et leurs collaborateurs (Mizrahi *et al.*, 2000b; Mizrahi *et al.*, 1997; Verbitsky *et al.*, 1998; Voloshin *et al.*, 1998). Cette augmentation du pic d'accélération tibiale a été confirmée par une hausse de la fréquence médiane au tibia (~+9%) dans les cinq dernières minutes d'un exercice de 30 min (Mizrahi *et al.*, 2000b). Conjointement, des augmentations des pics d'accélération à la tête (Clansey *et al.*, 2012) et au sacrum (Mizrahi *et al.*, 2000b; Voloshin *et al.*, 1998) ont été mises en évidence. Parallèlement à la hausse du pic d'accélération axiale au tibia, Mizrahi *et al.* (2000) et Verbitsky *et al.* (1998) ont observé une baisse de la fréquence de foulée pendant et après l'exercice. Clansey *et al.* (2012) ont quant à eux reporté des augmentations significatives de la flexion plantaire et de l'extension de la hanche au contact initial à la suite d'un exercice fatiguant de 40 min.

Bien qu'il semble qu'aucune étude ne se soit intéressée aux conséquences d'un marathon sur l'intensité de l'impact en condition de course, une baisse du pic d'impact de la force de réaction verticale du sol a été mise en évidence à la suite d'un marathon au cours de tâches maximales de foulées bondissantes et de sprints (Nicol *et al.*, 1991b). De ce résultat, Nicol *et al.* (1991b) ont déduit que la tolérance des coureurs face aux forces résultant de l'impact aurait été réduite du fait des mises en charge successives lors de la course. Avela *et al.* (1999) ont mis en évidence cette nécessité de modérer l'impact à la suite d'un marathon par la diminution marquée de la force de réaction suivant le pic d'impact au cours d'une tâche maximale de rebonds. La tolérance aux charges appliquées au complexe muscle-tendon, principalement lors de la phase excentrique de freinage, pourrait être réduite, occasionnant alors une perte d'énergie élastique et donc une détérioration de la performance du cycle étirement-détente. Comme précédemment mentionné, ceci serait induit par une altération de la boucle réflexe. En effet, il a été observé, immédiatement à la suite d'un marathon, que les amplitudes du réflexe d'étirement (Avela *et al.*, 1999b) et du réflexe de Hoffmann (Avela *et al.*, 1999b) au *gastrocnemius lateralis* ont diminué significativement ainsi que les réponses réflexes (i.e. activité EMG entre les 30^{ème} et 50^{ème} ms suivant le contact) du *vastus lateralis* et du *soleus* lors d'une tâche maximale de *drop jump* (Avela *et al.*, 1999b). Ces résultats suggèrent alors que la raideur musculaire est altérée par les exercices incluant la répétition de cycles étirement-détente nécessitant alors des ajustements cinématiques.

Les observations relatives à l'effet de la fatigue induite par un marathon sur la cinématique de course tendent à diverger entre les études. Une augmentation de la fréquence de foulée ainsi qu'une baisse de la longueur de pas ont été observées à la suite d'un marathon (Kyrolainen *et al.*, 2000). En contrepartie, dans l'étude d'Avela *et al.* (1999b), aucun changement cinématique consistant n'a été mis en évidence à la suite d'un marathon lors de différentes conditions de course effectuées à une vitesse faible (2.75 à 3.5 m·s⁻¹), moyenne (3.75 à 4.5

m·s⁻¹) et élevée (4.5 à 6 m·s⁻¹), principalement du fait d'une importante variabilité interindividuelle (Nicol *et al.*, 1991a). En revanche, lors des conditions à vitesse faible et moyenne, la durée de la phase de propulsion, relativement à la durée de la phase de contact, a augmenté significativement la suite du marathon ; et à vitesse moyenne, des augmentations de la flexion du genou au contact initial ainsi que de la vitesse maximale et de l'amplitude d'extension de la hanche ont été notées après l'épreuve. Enfin, une autre étude a mis en évidence une hausse de la longueur de pas et du temps de contact parallèlement à une baisse du pic de flexion du genou au cours du contact au 40^{ème} kilomètre d'un marathon (Chan-Roper *et al.*, 2012).

Globalement, à l'image des exercices de course courts et intenses précédemment évoqués, la gestion des altérations de la fonction du complexe musculo-tendineux serait davantage déterminant pour la performance que la gestion des chocs et vibrations appliqués au squelette du coureur. Par ailleurs, il peut être suggéré qu'au cours d'épreuves de durée/distance extrêmes, du fait du nombre très élevé de contacts pied/sol, la tolérance aux impacts appliqués aux structures ostéo-articulaires soit autant réduite et donc déterminante pour la performance que la tolérance aux charges exercées sur les structures musculo-tendineuses.

1.3. Lors d'activités d'ultra-endurance

Peu d'études ont abordé l'effet de la fatigue induite par un exercice extrême sur l'intensité de l'impact. L'étude de cas de Millet *et al.* (2009) a mis en évidence une baisse du taux de charge vertical chez un coureur d'ultra-endurance au retour d'un périple de 161 jours entre Paris et Pékin (i.e. 8500 km soit ~52,8 km par jour). En revanche, aucune variation du taux de charge n'a été observée par Degache *et al.* (2013) à la suite d'un exercice de 5h de course en condition de trail running (37,5 ± 5,5 km pour un dénivelé positif de 1730 ± 230 m). Malgré ces deux résultats divergents, plusieurs auteurs ont rapporté que les coureurs tendent à

adopter un style de course plus fluide et plus sûr (« *smoother and safer running style* ») à la suite de courses d'ultra-endurance, probablement afin de préserver leur système musculo-squelettique des contraintes mécaniques subies tout au long de la course (Degache *et al.*, 2013; Millet *et al.*, 2009; Morin *et al.*, 2011b).

Si peu d'études ont abordé l'effet de la fatigue induite par des courses de très longue durée sur l'intensité de l'impact, les changements cinématiques et mécaniques subséquents à de tels efforts ont en revanche été étudiés. Millet *et al.* (2009) dans leur étude de cas mettent en avant une hausse de la fréquence de foulée après 8500 km. De même, Morin *et al.* (2011b) ont observé à la suite d'un ultra-trail de 166 km (9500 m de dénivelé positif) une hausse de la fréquence de foulée ainsi qu'une diminution du temps de vol, de l'oscillation verticale du centre de masse et de la compression de la jambe au cours du contact. Ces mêmes auteurs ont également rapporté une augmentation de la fréquence de foulée après 24 h de course sur tapis concomitante cette fois à une baisse du temps de contact (Morin *et al.*, 2011a). Degache *et al.* (2013) ont observé les mêmes adaptations cinématiques et mécaniques précédemment rapportées ainsi qu'une hausse de la raideur verticale et du membre inférieur. De plus, une récente étude a mis en évidence des changements cinématiques quasi-identiques (i.e. hausse de la fréquence de foulée, baisses du temps de vol et de la longueur de pas) à la suite d'une course de trail running de 65 km (4000 m de dénivelé positif) au cours de tests de course sur le plat, en montée et en descente (Vernillo *et al.*, 2015). Il est intéressant de mentionner en parallèle que des changements cinématiques similaires (i.e. baisse du temps de vol, hausse de la fréquence de foulée) concomitants à une baisse du taux de charge ont été observés à la suite d'une biopsie du *vastus lateralis*, technique invasive douloureuse altérant l'architecture des tissus musculaires (Morin *et al.*, 2009). En revanche, des changements cinématiques contraires à ceux précédemment mentionnés ont été observés après une course de 43 km (3063 m de dénivelé positif) : baisse de la fréquence de foulée, de la raideur du membre

inférieur et verticale, et hausse du temps de contact, de l'oscillation verticale du centre de masse et de la compression de la jambe au cours du contact (Lazzer *et al.*, 2015). Ces divergences peuvent tout d'abord être imputées au fait que la vitesse de course pour les tests, choisie librement par les sujets, était plus faible de 7,3% après la course par rapport à avant. Celles-ci peuvent aussi être expliquées par le profil particulièrement ascendant de cette course au cours de laquelle les coureurs n'ont rencontré aucune phase de descente. Les dommages musculaires induits ont par conséquent été potentiellement moindres sur ce type de course du fait que le travail excentrique effectué par les différents groupes musculaires (principalement les extenseurs) du membre inférieur, mode de contraction induisant d'importants dommages au cytosquelette des fibres musculaires (e.g. Feasson *et al.*, 2002; Hortobagyi *et al.*, 1998)¹⁰, est minime en comparaison à des courses classiques d'ultra-trail. A contrario, dans l'étude de Lazzer *et al.* (2015), le coût énergétique sur le plat a significativement augmenté à la suite de la course suggérant la présence d'une fatigue métabolique. De ce fait, les adaptations cinématiques et mécaniques visant en partie à réduire la contrainte appliquée aux muscles endommagés lors de la phase de freinage du cycle de course sont moins primordiales.

La hausse de la fréquence de foulée, et les changements cinématiques que celle-ci implique, semble être une adaptation majeure aux contraintes musculo-squelettiques subies lors de courses de très longue durée. Cette adaptation est d'autant plus nécessaire lors de courses de trail running du fait que les phases de descente imposent au coureur des impacts considérablement plus intenses (Giandolini *et al.*, 2015; Gottschall & Kram, 2005; Hamill *et al.*, 1984) ainsi que d'importants dommages musculaires (e.g. Feasson *et al.*, 2002 ; Hortobagyi *et al.*, 1998).

¹⁰ Les spécificités du mode de contraction excentrique seront davantage abordées dans la partie 3 du manuscrit.

2. ETUDE N°3 | INFLUENCE DE LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE INDUITE PAR UN ULTRA-TRAIL SUR L'IMPACT ET LA CINEMATIQUE DU MEMBRE INFERIEUR

Minimiser les dommages musculo-squelettiques est considéré comme un facteur déterminant de la performance en trail running (Millet *et al.*, 2012). Investiguer comment les coureurs d'ultra-endurance gèrent une fatigue neuromusculaire sévère et une contrainte mécanique élevée est ainsi fondamental. Le premier objectif de cette troisième étude (Annexe 6) a été d'étudier les conséquences d'un ultra-trail (UT) de 110 km sur l'intensité et le contenu fréquentiel du choc mesuré au tibia ainsi que sur la cinématique du membre inférieur. Le deuxième objectif de cette étude a été d'investiguer la potentielle relation entre la sévérité de la fatigue neuromusculaire et les changements cinématiques et mécaniques observés post-UT.

OBJECTIF N°2 DU TRAVAIL DE THESE

Etudier les comportements d'adaptation à la fatigue induite par une course d'ultra-trail

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Sujets

Vingt-trois coureurs (13 hommes et 10 femmes, Table 6) ont été recrutés pour cette expérimentation après une consultation médicale complète. Les sujets ont au préalable donné leur consentement pour participer à cette étude qui a été approuvée par le comité d'éthique local (protocole #1208048, Comité de Protection des Personnes Sud-Est 1, France) et réalisée en accord avec la Déclaration d'Helsinki. Tous les sujets étaient des coureurs d'ultra-endurance entraînés et expérimentés sans blessures musculo-squelettiques. Ils ont porté leurs

propres chaussures et utilisé le même modèle pour toutes les mesures biomécaniques (masse : 350 ± 46 g, hauteur talon : $26,9 \pm 6,9$ mm, drop : $9,2 \pm 2,6$ mm).

Table 6. Caractéristiques des sujets de l'étude n°3.

Age (année)	$42,7 \pm 8,9$
Masse pre-UT (kg)	$67,6 \pm 9,8$
Masse post-UT (kg)	$66,1 \pm 9,6$
Taille (cm)	173 ± 9
VO_{2max} ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)	58 ± 6
Temps de course (hh:mm:ss)	$19:35:21 \pm 04:00:15$

2.1.2. Design expérimental

Deux mois avant la course, les sujets sont venus au laboratoire une première fois pour la consultation médicale, se familiariser avec les tests neuromusculaires et effectuer un test incrémental maximal afin d'évaluer la VO_{2max} des sujets. La familiarisation des sujets aux tests neuromusculaires consistait à effectuer des contractions maximales et sous-maximales des extenseurs du genou (*knee extensors*, KE) et fléchisseurs plantaires (*plantar flexors*, PF) avec et sans stimulation électrique délivrée au nerf fémoral ou tibial, respectivement. Le test maximal incrémental a été effectué sur tapis de course avec une pente de 10% pour identifier la vitesse maximale aérobie en condition de montée ($VMA_{10\%}$). $VMA_{10\%}$ a ensuite été utilisée pour standardiser la vitesse des sujets lors des tests biomécaniques sur tapis.

La course lors de laquelle s'est déroulée l'expérimentation a été l'Ultra-Trail du Mont-Blanc® 2012 (Chamonix, France), un ultra-trail de 110 km pour un dénivelé positif de 5862 m. Un ou deux jours avant la course (pre-UT), les sujets ont effectué des tests biomécaniques et neuromusculaires. Ils refirent ces mêmes tests 1 h après avoir franchi la ligne d'arrivée (post-UT). Ce délai était dû au trajet entre la ligne d'arrivée et le laboratoire mais aussi à la

réalisation d'autres mesures biologique et physiologique, celles-ci n'interférant pas avec les mesures biomécaniques.

2.1.3. Mesures biomécaniques

Les tests pre-UT et post-UT ont été conduits sur tapis de course avec une pente de 0% (Cosmed T170 DE, Delta Medical, Ottignies, Belgique) à $VMA_{10\%}$. ($10,9 \pm 1,4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; femmes : $10,1 \pm 0,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; hommes : $11,5 \pm 1,4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). Les sujets courraient pendant 2 min durant lesquelles une acquisition de 20 sec a été réalisée pour l'analyse vidéo et l'accélération tibiale. Avant chaque test, un accéléromètre uni-axial (ADXL150, Analog Devices, Wilmington, USA) a été fixé fermement sur la partie antéro-médiale du tibia droit à la moitié de sa longueur mesurée entre la malléole médiale et le condyle fémoral médial. Le signal d'accélération a été échantillonné à 1000 Hz *via* LabChart 7 (ADInstruments, Bella Vista, Australie) et une carte d'acquisition A/D 12 bits (DAS8, National Instruments, Austin, USA). Au préalable, l'accéléromètre était calibré en effectuant deux acquisitions de 3 sec lors desquelles il était maintenu dans une position parfaitement horizontale puis parfaitement verticale. Quatre marqueurs réfléchissants ont été fixés sur la face externe de la chaussure droite au talon et au 5^{ème} métatarse ainsi que sur la jambe droite au condyle fémoral latéral et à la malléole latérale. Une fois les marqueurs positionnés, une acquisition de calibration de 3 sec a été effectuée lors de laquelle les sujets se tenaient debout les pieds parallèles et les bras le long du corps. Les données cinématiques ont été échantillonnées à 120 Hz par une caméra (Basler scA640-120gc, Basler AG, Allemagne) placée sur un trépied à ~ 1.5 m du tapis. La trajectoire des marqueurs a été enregistrée et analysée *via* le logiciel Simi Motion 2D (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterdchleissheim, Allemagne). Les calibrations des outils de mesure étaient effectuées pour chaque sujet. L'accéléromètre et les marqueurs étaient positionnés de la même façon pour les tests pre-UT et post-UT.

Paramètres d'impact

A partir d'une première analyse effectuée dans le domaine temporel, les pics d'accélération tibiale (PTA) ont été mesurés pour dix foulées consécutives. Puis, une Transformée Rapide de Fourier a été réalisée pour dix phases de contact consécutives pour une analyse dans le domaine fréquentiel. Le début de chaque phase de contact a été identifié par la déflexion avant chaque pic d'accélération (Shorten & Winslow, 1992). La fin du contact a été identifiée par le minimum local suivant le pic d'accélération. Les sets de données ont ensuite été complétés avec des zéros afin d'obtenir un total de 2048 valeurs par set, obtenant ainsi un pas de fréquence de 0,488 Hz. La densité spectrale de puissance (*power spectral density* – PSD), a ensuite été interpolée pour que le pas de fréquence soit arrondi à 1 Hz. La fréquence médiane sur la bande de fréquence 2-100 Hz a été calculée à partir de la PSD (MDF) ainsi que la puissance du spectre sur la bande de fréquences relative au phénomène d'impact (iPSD), i.e. 10-20 Hz selon Shorten & Winslow (1992).

Variables cinématiques

Les variables cinématiques mesurées au contact initial ont été l'angle pied/tapis (FOOT), l'angle de flexion de la cheville (ANK) et l'angle tibia/tapis (TIB). Une valeur positive de FOOT indiquait une pose de pied RFS tandis qu'une valeur négative indiquait une pose de pied FFS. Une valeur de ANK inférieure à 90° indiquait une flexion dorsale. Une valeur de TIB supérieure à 90° indiquait une inclinaison postérieure du tibia. Au cours de chaque cycle de course analysé, l'amplitude articulaire de la cheville en flexion/extension (ANK_{rom}) a été calculée. A partir de l'accélération tibiale, la fréquence de foulée (*step frequency* – SF) a été calculée comme l'inverse du temps de cycle (i.e. temps entre deux pics d'accélération) divisé par deux.

2.1.4. *Evaluation de la fatigue neuromusculaire*

Les tests neuromusculaires ont été réalisés pour les extenseurs du genou (*knee extensors* – KE) et les fléchisseurs plantaires (*plantar flexors* – PF) de la jambe droite de la même façon pre-UT et post-UT comme décrit par Temesi *et al.* (2015)¹¹. Ces tests ont permis de quantifier et caractériser la fatigue neuromusculaire centrale et périphérique induite par la course.

Procédure

Pour les deux groupes musculaires considérés, la force maximale volontaire a été déterminée à partir de trois contractions maximales volontaires (*maximal voluntary contraction* – MVC) isométriques de 5 sec séparées de 30 sec au cours desquelles un train de stimulations électriques (100 Hz, 10 Hz puis 1 Hz) a été délivré au nerf fémoral (évaluation des KE), et tibial (évaluation des PF), sur les muscles relâchés. Pendant les MVC, un doublet haute fréquence a été surimposé sur le plateau de force. La procédure est présentée en Figure 23. Les sujets ont été fortement encouragés pendant les MVC et bénéficiaient d'un feedback visuel en temps réel sur la force produite.

Pour l'évaluation neuromusculaire des KE, les sujets étaient assis sur une chaise spécifiquement équipée avec le genou droit et la hanche droite à une flexion de $\sim 90^\circ$. Le tronc et les hanches des sujets étaient plaqués contre le dossier par des sangles Velcro. Les bras étaient croisés sur la poitrine pendant toute la procédure. La force des KE a été mesurée pendant les contractions volontaires et évoquées *via* un capteur de force calibré avec amplificateur (Meiri F2732 00 daN, Montauban, France) attaché par une sangle Velcro à la cheville droite juste au-dessus des malléoles. Le capteur de force était fixé à la chaise afin que la force mesurée soit dans l'alignement de la force appliquée.

¹¹ Cette étude faisait partie d'une expérimentation plus conséquente visant à évaluer les conséquences physiologiques, neuromusculaires et biomécaniques d'une course d'ultra-endurance.

Pour l'évaluation neuromusculaire des PF, les sujets étaient assis sur une autre chaise spécifiquement équipée avec le genou droit et la hanche droite à une flexion de $\sim 90^\circ$ et le pied droit placé dans une pédale instrumentée. Des sangles Velcro ont permis de maintenir le tronc, les hanches mais aussi le talon et l'avant-pied afin d'éviter un soulèvement du talon ou des déplacements latéraux ou frontaux. Le moment de force lors de la flexion plantaire a été évalué *via* une pédale instrumentée (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes-Sous-Bois, France).

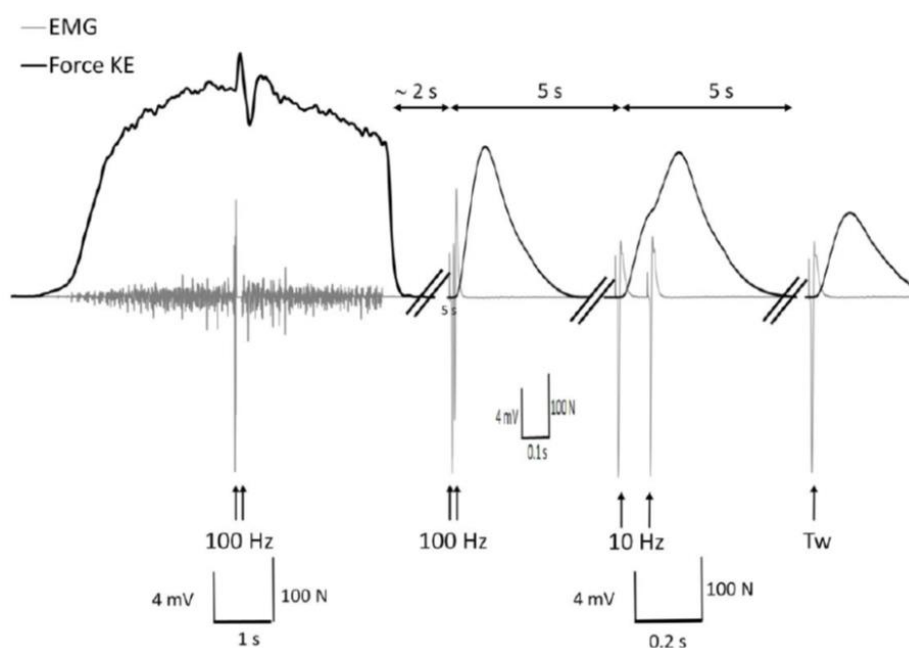


Figure 23. Procédure d'évaluation de la fatigue neuromusculaire des extenseurs du genou (KE). La courbe noire représente la force produite volontairement lors d'une contraction maximale volontaire ou de façon évoquée sur les muscles relâchés. La courbe grise représente l'activité électromyographique (EMG) relative pour le *vastus lateralis* (VL). Les flèches indiquent les moments lors desquels les stimulations électriques ont été délivrées. La procédure a été répétée trois fois. D'après Millet *et al.* (2011b).

Stimulation électrique

Des stimuli électriques de 1 ms ont été délivrés *via* un stimulateur (DS7A, Digitimer, Welwyn Garden City, Hertfordshire, UK) aux nerfs droits fémoral et tibial. Des cathodes (30 mm de diamètre, Meditrace 100) ont été manuellement pressées dans l'aîne et le creux poplité. Des anodes (50 × 90 mm, Durastick Plus, DJO Global, Vista, USA) ont été placées

au pli des muscles fessiers et au tendon rotulien. Parallèlement, les activités EMG des *vastus lateralis* (VL) et *gastrocnemius lateralis* (GL) droits ont été enregistrés *via* deux électrodes de surface (10 mm de diamètre, Meditrace 100, Covidien, Mansfield, USA) séparées de 30 mm et une électrode de référence placée à la rotule pour le VL et à la malléole médiale pour le GL. Une faible impédance ($< 5 \text{ k}\Omega$) a été obtenue après avoir rasé et nettoyé la peau. Les signaux EMG ont été échantillonnés à 2000 Hz *via* un system PowerLab (16/30-ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australie) et un amplificateur (ML138, ADInstruments, gain = 500) appliquant un filtre passe-bande (5-500 Hz). Les données ont ensuite été visualisées sur LabChart 7 (ADInstruments, Bella Vista, Australie). La mesure des activités EMG des VL et GL a été utilisée pour déterminer l'intensité optimale de stimulation pour chaque groupe musculaire. Pour déterminer ces intensités optimales avant l'évaluation des fonctions neuromusculaires, des secousses isolées (*twitch*) ont été délivrés aux muscles relâchés en augmentant graduellement l'intensité jusqu'à ce que la réponse électromyographique (onde M) du VL ou GL et la force ou moment de force évoqué(e) atteignent un plateau. La procédure a été réalisée pour les KE et les PF pre-UT et post-UT. L'intensité optimale de stimulation choisie pour la suite des tests correspondait à 130% de l'intensité nécessaire pour induire une amplitude de l'onde M et une force évoquée maximale.

Variables neuromusculaires

Afin de quantifier la fatigue globale, la force pour les KE et le moment de force pour les PF maximaux lors de trois MVC ont été mesurés. La force (KE) ou moment de force (PF) évoqués par une *twitch* dans un état potentialisé (TwPot) et par un doublet haute fréquence (Db100) ont été déterminés comme indicateur de fatigue périphérique. La présence de fatigue basse fréquence (*low frequency fatigue* – LFF) post-UT a été évaluée en mesurant la variation du ratio (10:100) de la force ou moment de force évoqué(e) par un doublet basse fréquence (10 Hz) sur la force ou moment de force évoqué(e) par un doublet haute fréquence (100 Hz).

La fatigue centrale a été quantifiée en évaluant le pourcentage d'activation volontaire (*voluntary activation* – VA) lors de l'extension du genou et de la flexion plantaire en contraction isométrique comme suit :

$$VA = [1 - (Db100_{surimposé} \cdot Db100^{-1})] \times 100$$

Sensation de fatigue et douleurs perçues

Les sujets ont reporté leur sensation de fatigue et douleurs globales pour les mollets et les cuisses sur une échelle visuelle analogique de 100 mm pre-UT et immédiatement post-UT au laboratoire.

2.1.5. Analyse statistique

Les données biomécaniques ont été moyennées sur 10 foulées consécutives. Pour chaque sujet, les pourcentages de variation (Δ) entre la session pre-UT et la session post-UT ont été calculés pour chacune des variables biomécaniques et neuromusculaires. La moyenne et l'écart-type ont été reportés. La normalité des échantillons a été testée par le test de Shapiro-Wilk ainsi que l'homogénéité des variances. Des tests *t* de Student ont été utilisés pour identifier sur les variables biomécaniques et neuromusculaires de potentielles différences entre pre-UT et post-UT, excepté pour VA et 10:100 pour lesquelles des tests de Wilcoxon ont été utilisés. Des corrélations de Bravais-Pearson ont été réalisées entre les pourcentages de variation des variables biomécaniques et neuromusculaires. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

2.2. Résultats

Les sujets ont effectué la course en 19:35:21 \pm 4:00:15. Aucun changement significatif de PTA, MDF ou iPSD n'a été observé (Figure 24). Une importante variabilité interindividuelle

de Δ PTA, Δ MDF et Δ iPSD peut être notée (PTA : $-1,2 \pm 17,0\%$, MDF : $1,8 \pm 10,8\%$, iPSD : $6,3 \pm 28,6\%$). Concernant les paramètres cinématiques, SF a augmenté de $2,7 \pm 4,1\%$ ($P = 0,013$, Figure 25) et ANK_{rom} a diminué de $4,1 \pm 8,5\%$ ($P = 0,024$, Figure 25). Les autres variables cinématiques sont restées inchangées (Δ FOOT : $0,3 \pm 5,3\%$, Δ ANK : $-0,2 \pm 5,8\%$, Δ TIB : $-0,8 \pm 2,2\%$).

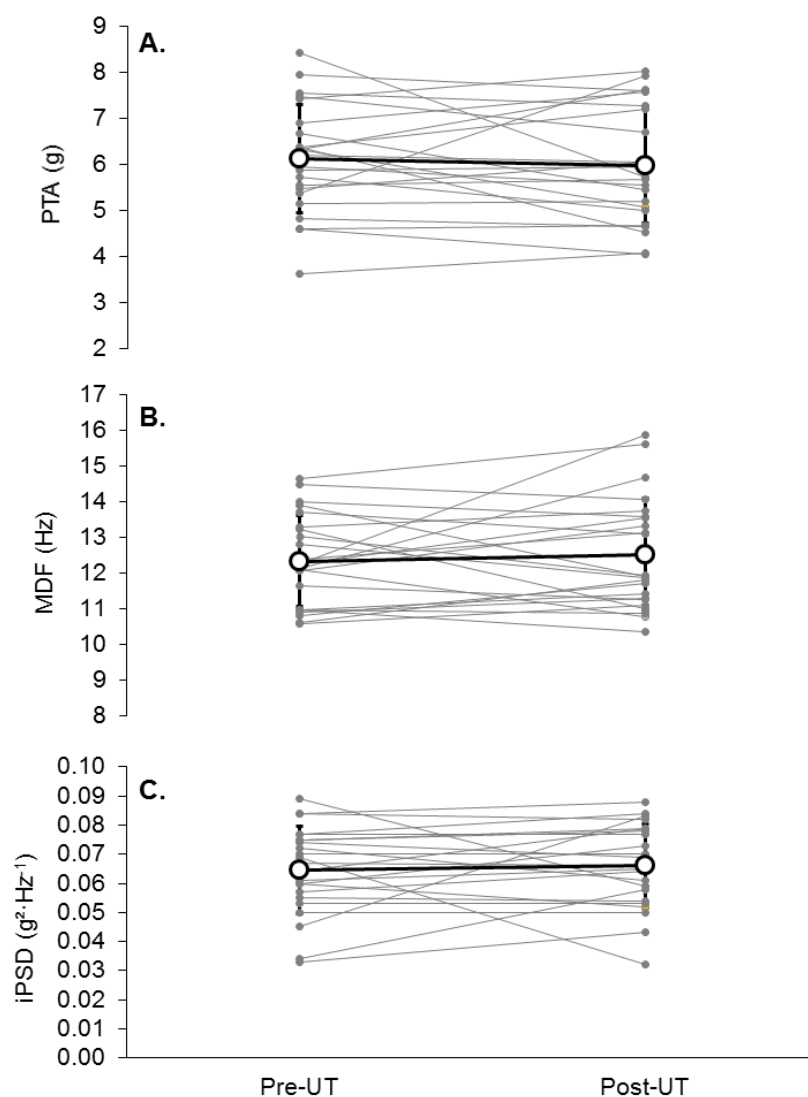


Figure 24. Moyennes (points blancs) et écarts-types des paramètres d'impact pre-UT et post-UT ainsi que les valeurs individuelles (points et tracés gris). (A) Pic tibial d'accélération (PTA). (B) Fréquence médiane (MDF). (C) Contenu fréquentiel en fréquences d'impact (iPSD).

De façon intéressante, nous avons noté que la distribution des valeurs de ANK post-UT semblait davantage se concentrer autour de 90° (Figure 25), i.e. globalement les coureurs

semblaient adopter une pose de pied à plat après la course. Par exemple, les valeurs de FOOT s'étendaient de $-7,9^\circ$ à $22,4^\circ$ pre-UT et de $0,1^\circ$ à $20,1^\circ$ post-UT, donc aucun sujet ne présentait alors un pattern FFS. Cependant, les résultats statistiques n'ont pas permis de supporter cette observation probablement du fait de l'importante variabilité interindividuelle en ce qui concerne les variables cinématiques.

Par conséquent, il a de ce fait été décidé d'effectuer une analyse statistique *a posteriori* en divisant le groupe expérimental en deux sous-groupes basés sur le pattern de pose de pied pre-UT définis selon les critères d'Altman & Davis (2012) (Figure 26) : un sous-groupe incluant les sujets présentant un angle FOOT supérieur à 8° pre-UT (RFS, $n = 15$), et un sous-groupe incluant les sujets présentant un angle FOOT inférieur à 8° (NRFS, $n = 8$). Après avoir vérifié la normalité et l'homogénéité des variances des échantillons, pour chaque sous-groupe des tests-*t* de Student ont été réalisés entre pre-UT et post-UT pour toutes les variables biomécaniques. Cette analyse statistique supplémentaire a mis en évidence que le groupe RFS a diminué FOOT de $2 \pm 3\%$ ($P = 0,01$) entre pre-UT et post-UT tandis que le groupe NRFS a augmenté FOOT de $5 \pm 6\%$ ($P = 0,04$, Figure 26A). Le groupe RFS a également démontré une hausse de SF de $4 \pm 3\%$ ($P < 0,0001$) et une baisse de ANK_{rom} de $7 \pm 8\%$ ($P = 0,004$) alors que le groupe NRFS n'a présenté aucune variation pour ces deux variables. Concernant les paramètres liés à l'impact, aucun changement dans l'intensité de l'impact (PTA) ou le contenu vibratoire (MDF, iPSD) n'a été observé pour les deux sous-groupes entre pre-UT et post-UT.

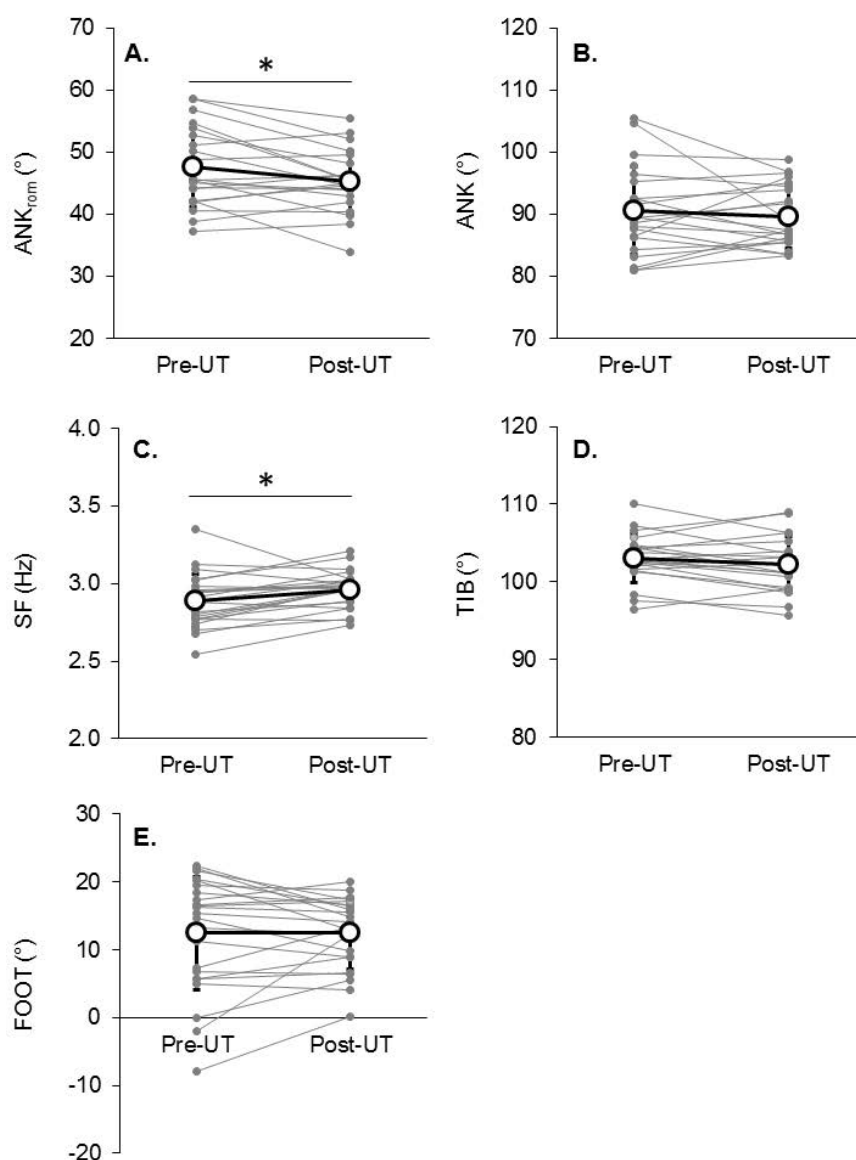


Figure 25. Moyennes (points blancs) et écarts-types pour les variables cinématiques pre-UT et post-UT ainsi que les valeurs individuelles (points et tracés gris). (A) Amplitude articulaire de la cheville (ANK_{rom}). (B) Flexion de la cheville au contact initial (ANK). (C) Fréquence de foulée (SF). (D) Angle tibia/tapis au contact initial (TIB). (E) Angle pied/tapis au contact initial (FOOT). * indique une différence significative entre pre-UT et post-UT.

Les valeurs et résultats statistiques pour les variables neuromusculaires ont été indiqués en Table 7. Les valeurs de MVC ont significativement diminué de $28,2 \pm 16,5\%$ ($P < 0,0001$) pour les PF et de $34,7 \pm 19,1\%$ ($P < 0,0001$) pour les KE. Des déficits significatifs de VA ont été observés lors de la flexion plantaire ($-11,2 \pm 13,8\%$, $P < 0,01$) et de l'extension du genou ($-18,9 \pm 13,3\%$, $P < 0,0001$). Les réponses évoqués Db100 et TwPot ont significativement diminué de $8,1 \pm 19,1\%$ et $11,0 \pm 16,2\%$, respectivement, pour les KE ($P < 0,05$), et de $9,8 \pm$

13,9% ($P < 0,05$) et $-16,3 \pm 13,5\%$ ($P < 0,01$), respectivement, pour les PF. La présence de LFF a été observée uniquement aux PF, comme l'indique la baisse significative du ratio 10:100 ($-5,9 \pm 4,9\%$, $P < 0,01$).

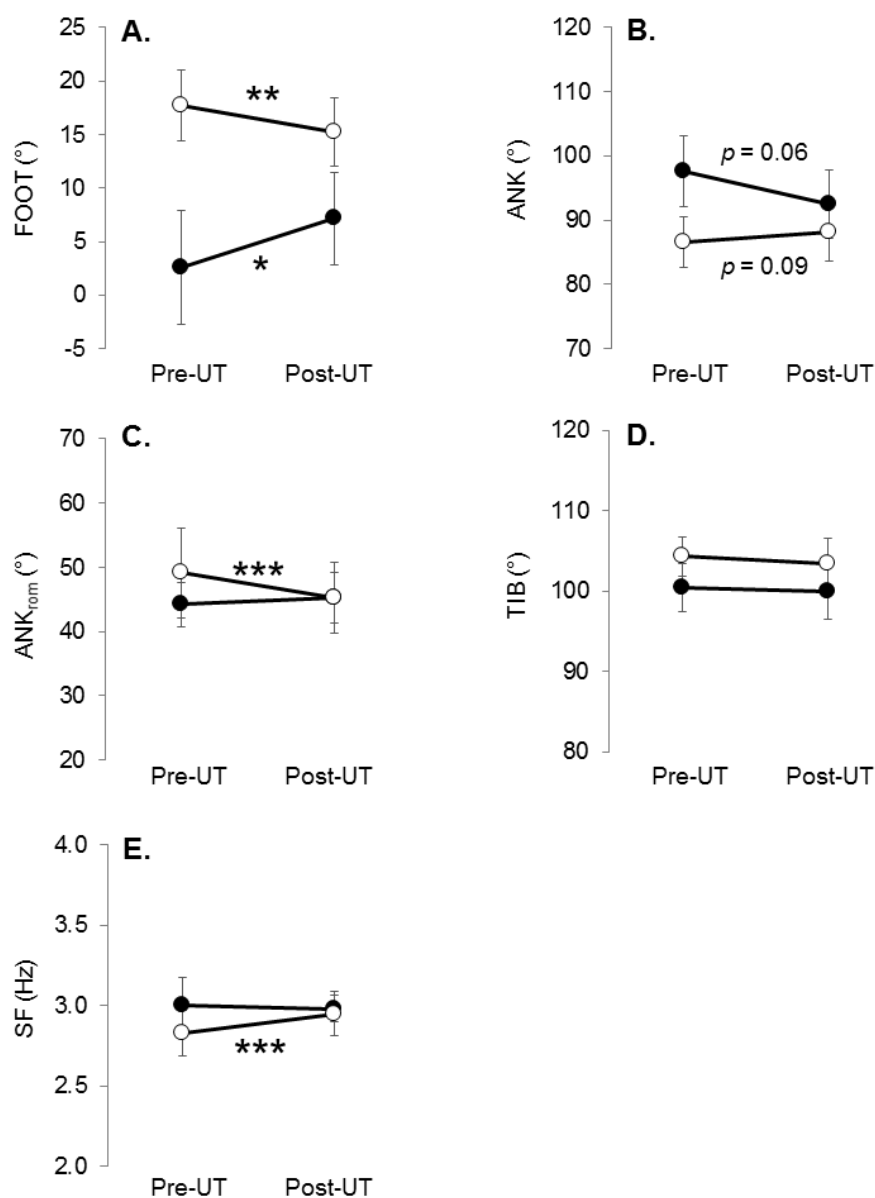


Figure 26. Moyennes et écart-types à pre-UT et post-UT pour le sous-groupe RFS (points blancs, n = 15) et le sous-groupe NRFS (points noirs, n = 8) pour (A) l'angle de pose de pied (FOOT), (B) l'angle sagittal de la cheville au contact initial (ANK), (C) l'amplitude articulaire de la cheville dans le plan sagittal (ANK_{rom}), (D) l'angle tibia/sol au contact initial (TIB) et (E) la fréquence de foulée (SF).

Table 7. Moyennes et écarts-types pour les variables neuromusculaires mesurées aux extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF) à pre-UT et post-UT. Les différences significatives entre les deux sessions ont été indiquées par * ($P < 0,05$), ** ($P < 0,01$) ou *** ($P < 0,0001$).

	Pre-UT	Post-UT
KE		
MVC (N)	507 ± 142	327 ± 125***
Db100 (N)	234,0 ± 50,4	213,0 ± 52,5*
TwPot (N)	140,0 ± 29,6	124,0 ± 30,5**
10:100 (%)	96,6 ± 10,7	89,9 ± 15,5
VA (%)	92,6 ± 5,6	74,9 ± 12,7***
PF		
MVC (Nm)	156 ± 38	112 ± 33***
Db100 (Nm)	44,8 ± 8,3	40,3 ± 8,2*
TwPot (Nm)	29,7 ± 6,1	24,6 ± 5,1**
10:100 (%)	101,0 ± 4,7	95,7 ± 5,3**
VA (%)	97,8 ± 3,4	87,4 ± 13,5**

Il a été observé à partir de l'analyse par corrélations que ΔANK_{rom} était positivement corrélé à PF $\Delta Db100$ ($r = 0,493$, $P = 0,038$, Figure 27A) et PF $\Delta TwPot$ ($r = 0,530$, $P = 0,024$, Figure 27A), et tendait à être positivement corrélé à la variation absolue des douleurs perçue aux mollets entre les deux sessions. ($r = 0,426$, $P = 0,054$). ΔANK a été négativement corrélé à PF $\Delta Db100$ ($r = -0,468$, $P = 0,05$, Figure 27B) et PF $\Delta TwPot$ ($r = -0,496$, $P = 0,036$, Figure 27B). ΔSF a été également corrélée à PF $\Delta Db100$ ($r = -0,501$, $P = 0,025$, Figure 27C) et PF $\Delta TwPot$ ($r = -0,499$, $P = 0,025$, Figure 27C). En revanche, aucune corrélation n'a été observée entre les variations relatives des paramètres neuromusculaires et des paramètres d'impact.

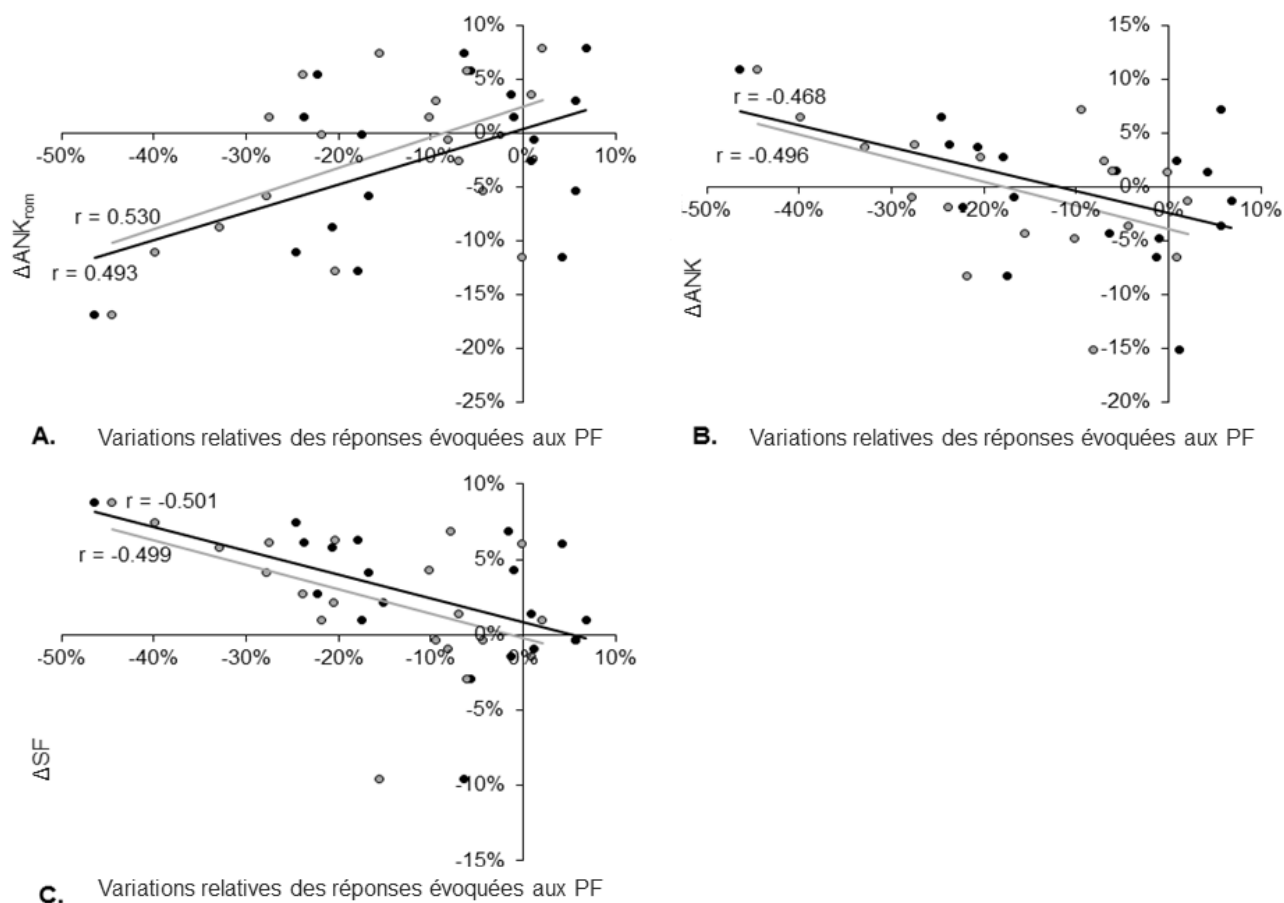


Figure 27. Corrélations entre les variations relatives des indicateurs de fatigue périphérique (points et ligne de régression linéaire noirs : Db100, points et ligne de régression linéaire gris : TwPot) aux fléchisseurs plantaires (PF). (A) Variation relative de l'amplitude articulaire de la cheville (ΔANK_{rom}). (B) Variation relative de la flexion de la cheville au contact initial (ΔANK). (C) Variation relative de la fréquence de foulée (ΔSF).

2.3. Discussion

Les objectifs de cette étude étaient de quantifier les conséquences d'un UT de 110 km sur l'intensité et le contenu fréquentiel du choc tibial et la cinématique de course ainsi que d'étudier si les changements biomécaniques observés étaient liés à la sévérité de la fatigue neuromusculaire. Comme précédemment discuté par Temesi *et al.* (2015), la course considérée a induit de sévères altérations neuromusculaires comme démontré par les larges baisses de MVC aux KE et PF (-35% et -28%, respectivement) ayant des origines centrales et périphériques. Une hausse de SF et une baisse de ANK_{rom} ont été les seuls changements cinématiques significatifs. Les paramètres d'impact sont restés inchangés en moyenne après

la course. Par ailleurs, les changements cinématiques observés à la cheville et de SF ont été corrélés à la sévérité de la fatigue périphérique des PF.

Aucun changement de PTA, MDF ou iPSD n'a été observé après la course. Ces résultats diffèrent des précédentes observations d'études visant à évaluer les effets de la fatigue induite par des tests de course à pied jusqu'à épuisement (~15-30 min) sur les paramètres d'impact (Derrick *et al.*, 2002; Mizrahi *et al.*, 2000b; Mizrahi *et al.*, 1997; Verbistky *et al.*, 1998; Voloshin *et al.*, 1998). Cependant, ceux-ci sont en accord avec les précédents résultats d'Abt *et al.* (2011) et Clansey *et al.* (2012) qui ne montrent aucun changement de PTA après un test incrémental de VO_{2max} ou 20 min de course au seuil anaérobie, respectivement. Cette hétérogénéité des résultats relatifs à l'effet de la fatigue sur l'impact peut être attribuée à des designs expérimentaux très différents, notamment en ce qui concerne l'intensité d'exercice. Plusieurs auteurs ont suggéré que, lors d'épreuves de course à pied de longue distance, la tolérance des coureurs face aux impacts diminuerait, du fait de l'adoption d'un « *smoother and safer running style* » (Degache *et al.*, 2013; Millet *et al.*, 2009; Morin *et al.*, 2011a; Morin *et al.*, 2011b). L'augmentation de SF après la course est en accord avec de précédentes études sur des exercices de longue ou extrême durée (Degache *et al.*, 2013; Millet *et al.*, 2009; Morin *et al.*, 2011a; Morin *et al.*, 2011b; Vernillo *et al.*, 2015) et semble être l'ajustement cinématique majeur à la suite de courses d'UT. Morin *et al.* (2011b) ont interprété ce changement cinématique comme une stratégie compensatoire à la baisse de capacité propulsive des PF et/ou comme un comportement protecteur face aux stress mécaniques appliqués au système musculo-squelettique du coureur. Cette SF plus élevée permettrait en effet de réduire l'amplitude verticale de la foulée de course, et donc la vitesse avec laquelle le centre de masse chute vers le sol à la fin de la phase de vol, et l'amplitude de l'abaissement du centre de masse lors de la phase d'appui.

Des corrélations significatives ont été observées entre les baisses des réponses évoquées aux PF et ΔANK_{rom} , ΔANK et ΔSF (Figure 27) : plus la fatigue périphérique des PF est importante après la course, plus l'augmentation de SF est marquée, plus la flexion plantaire au contact augmente et plus la perte d'amplitude articulaire à la cheville est importante. De tels changements des réponses évoqués sont typiquement attribués à une baisse de la force produite par les ponts actine-myosine et/ou une altération du couplage excitation-contraction (Gandevia, 2001; Millet *et al.*, 2011a; Place *et al.*, 2010). Une explication plausible à cette observation est qu'une fatigue importante aux PF détériore la contribution de ces derniers lors de la phase de propulsion du fait de leur rôle significatif dans l'accélération verticale du centre de masse permettant la phase de vol subséquente (Ellis *et al.*, 2014; Sasaki & Neptune, 2010). Augmenter la SF amène à une baisse des oscillations verticales du centre de masse *via* une hausse de la raideur de la jambe (Farley & Gonzalez, 1996; Millet *et al.*, 2009; Morin *et al.*, 2007). Il peut alors être suggéré que les coureurs démontrant une fatigue musculaire marquée aux PF augmenteraient en conséquence leur SF, les amenant à attaquer le sol davantage par l'avant-pied, du fait que cette stratégie permettrait de réduire la sollicitation de ce groupe musculaire notamment lors de la phase de propulsion. Cependant, il est probable que ces coureurs ne tendraient pas vers une attaque FFS du fait que celle-ci augmenterait considérablement le travail négatif de la cheville lors de la phase d'absorption d'énergie (Hamill *et al.*, 2014) et l'activité des PF (Giandolini *et al.*, 2013a; Shih *et al.*, 2013). De façon intéressante, l'analyse statistique *a posteriori* a mis en évidence que les coureurs RFS avant la course ont, après la course, adopté une attaque talon moins prononcé (i.e. baisse de FOOT et tendance à une diminution de ANK), augmenté SF et diminué ANK_{rom} . A l'inverse, les coureurs ayant présenté un pattern NRFS avant la course ont adopté une pose de pied davantage à plat (i.e. hausse de FOOT et tendance à une augmentation de ANK) après la course tout en maintenant SF et ANK_{rom} constants. Ces résultats suggèrent que les coureurs

d'ultra-trail, quelle que soit leur cinématique de course préférée (i.e. celle adoptée dans un état non-fatigué), tendraient à adopter un pattern de pose de pied intermédiaire/à plat, associé à une hausse de SF et une perte de ANK_{rom} pour les coureurs RFS. Ces changements cinématiques semblent par ailleurs ne pas affecter l'intensité du choc et le contenu vibratoire, permettant ainsi de maintenir constante l'intensité de l'impact malgré la fatigue musculaire.

L'augmentation de SF et la baisse de ANK_{rom} , induites ou induisant une pose de pied davantage à plat, pourraient constituer une stratégie protectrice mise en place, de façon consciente ou inconsciente, par le coureur afin de réduire les contraintes mécaniques appliquées aux structures musculo-squelettiques. Ces ajustements cinématiques protecteurs pourraient être mis en place en réponse à une baisse potentielle de la tolérance des coureurs face aux charges appliquées aux structures ostéo-articulaires (Abt *et al.*, 2011; Clansey *et al.*, 2012). En effet, la capacité d'atténuation des chocs et vibrations, et notamment des muscles, est très probablement détériorée par la fatigue du fait que ces derniers participent activement à l'atténuation de l'impact (Boyer & Nigg, 2004; Wakeling *et al.*, 2001).

Par ailleurs, les corrélations observées entre la sévérité de la fatigue périphérique des PF et les changements cinématiques tendent à supporter le paradigme de stratégies compensatoires à la fatigue (Forestier & Nougier, 1998; Huffenus *et al.*, 2006). Il a été précédemment établi que des ajustements compensatoires apparaissaient en réponse à la fatigue périphérique neuromusculaire. En effet, la sévérité de la fatigue périphérique est signalée et intégrée au niveau central *via* une augmentation du taux de décharge des fibres afférentes III/IV (Gandevia, 2001). L'activation de ces afférences metabosensitives et mécanosensitives pourrait désorganiser la boucle sensori-motrice en inhibant les motoneurons afin de réduire l'activation des muscles endommagés (Marqueste *et al.*, 2004). La fatigue intrafusale, caractérisée par une baisse de la sensibilité à l'étirement du fuseau intrafusale (Avela *et al.*, 1999b), peut également expliquer la réorganisation cinématique observée. Les dommages

musculaires et la baisse associée de la sensibilité du réflexe d'étirement observés après la répétition prolongée de cycles étirement-détente peuvent probablement réduire la tolérance des coureurs à l'impact, et plus précisément à l'étirement suivant celui-ci, et ainsi altérer la régulation de la raideur du membre inférieur, notamment lors de la phase de freinage (Avela *et al.*, 1999b; Nicol *et al.*, 1991b). De ce fait, les changements cinématiques observés après la course peuvent aussi être considérés comme un mécanisme de compensation face à l'altération du système contractile et comme une protection face aux douleurs musculaires lors de la répétition de cycles étirement-détente.

RESUME DE LA DEUXIEME PARTIE

- ☞ La gestion de l'impact en course à pied semble dépendre de la discipline considérée.
- ☞ Lors d'épreuves de longue ou extrême distance, les coureurs semblent davantage sensibles aux contraintes mécaniques appliquées à leur système musculo-squelettique les amenant à adapter leur cinématique de foulée.
- ☞ L'amplitude des ajustements cinématiques, compensatoires et/ou protecteurs, semble être modulée par la sévérité de la fatigue musculaire périphérique notamment aux fléchisseurs plantaires.
- ☞ Les ajustements cinématiques observés à la suite de courses d'ultra-trail pourraient apparaître afin de compenser le déficit de force musculaire notamment lors de phase de propulsion, maintenir l'intensité de l'impact en dépit d'une capacité musculaire d'atténuation du choc détériorée et/ou réduire les phases douloureuses d'étirement musculaire.

TROISIEME PARTIE | FATIGUE, IMPACT ET POSE DE PIED EN TRAIL RUNNING : CAS DE LA DESCENTE

Fondamentalement, les contractions excentriques répétées sur une longue durée engendrent une moindre consommation d'oxygène que les contractions concentriques (Abbott *et al.*, 1952). En course à pied, il a été mis en évidence que la course en descente est clairement moins coûteuse métaboliquement que la course sur plat ou la course en montée (e.g. Abe *et al.*, 2011; Lussiana *et al.*, 2013; Minetti *et al.*, 1994; Minetti *et al.*, 2002), la pente optimale permettant de minimiser le coût métabolique étant aux alentours de -10% (Minetti *et al.*, 1994; Minetti *et al.*, 2002). Cependant, du fait des importantes contraintes mécaniques appliquées au système musculo-squelettique du coureur en descente, les sections de descente pourraient être déterminantes dans l'apparition de dommages musculaires et dans le développement de la fatigue neuromusculaire lors des courses de trail running. Il convient donc au préalable de quantifier et caractériser la fatigue neuromusculaire induite par une descente en situation de trail running. Par la suite, réduire les dommages musculo-squelettiques étant déterminant en trail running (Millet *et al.*, 2012), il convient d'investiguer l'influence du pattern de pose de pied adopté durant cette descente sur la fatigue musculaire subséquente mais aussi sur la sévérité de l'impact subi lors de cette dernière.

1. IMPACT ET FATIGUE NEUROMUSCULAIRE EN DESCENTE

Tandis que la course en montée requiert le plus haut coût énergétique, la course en descente est considérée comme la plus traumatisante pour le système musculo-squelettique du coureur (Malm *et al.*, 2004). Aussi, selon Minetti *et al.* (2002), les vitesses adoptées lors des phases de descente sont très largement inférieures à celles métaboliquement possibles,

principalement pour des raisons de sécurité et afin de préserver le corps de différentes blessures ostéo-articulaires ou de dommages musculaires.

1.1. Spécificités biomécaniques de la course en descente

1.1.1. Adaptations mécaniques et cinématiques

Minetti *et al.* (1994) ont observé lors de tests de course sur tapis à différentes pentes, de -15% à 15%, et à différentes vitesses pour chaque pente, de 2,20 à 3,29 m·s⁻¹, que le travail externe négatif augmentait lorsque la pente diminuait. Par exemple, la part relative du travail externe (i.e. travail nécessaire pour déplacer le centre de masse dans l'environnement) négatif était de ~25% en course en montée (pente de 15%) alors qu'elle était de ~75% en course en descente (pente de -15%). En montée seule la production d'énergie est nécessaire afin d'élever le centre de masse. En descente, quoique le travail positif (production d'énergie) peut être nécessaire sur des pentes légères, le travail négatif (dissipation d'énergie) prime largement devant le travail négatif (Snyder & Farley, 2011; Snyder *et al.*, 2012). En ce sens, Abe *et al.* (2011) ont observé une activité du *vastus lateralis* plus élevée lors de la phase concentrique, i.e. de propulsion, en montée que sur le plat ou en descente à une même vitesse. Les données cinétiques issues de signaux de forces de réaction tendent à appuyer ces résultats. En effet, alors qu'aucune différence n'a été observée pour le pic actif de la force verticale de réaction du sol entre différentes pentes positives, nulle et négatives (de -15,8% à 15,8%) pour une même vitesse, le pic de propulsion ainsi que l'impulsion antéro-postérieures ont été réduites en conditions de descente (Gottschall & Kram, 2005). Par exemple, avec une pente de -15,8%, l'impulsion antéro-postérieure est réduite de 57% par rapport à la course sur plat. Par ailleurs, en course à pied le stockage et la restitution d'énergie élastique contribue à accélérer le corps du coureur vers le haut et l'avant lors de la propulsion au même titre que le travail musculaire (Lichtwark & Wilson, 2006; Snyder *et al.*, 2012). Sur le plat, il a été estimé que

l'énergie élastique stockée dans le tendon d'Achille et la voûte plantaire contribuait à environ 43% aux fluctuations globales d'énergie (Snyder *et al.*, 2012). Snyder *et al.* (2012) ont alors proposé que l'utilisation d'énergie élastique est compromise lors de la course sur des surfaces inclinées. En effet, pour une même vitesse, aussi bien en montée qu'en descente, il a été estimé que l'utilisation maximale d'énergie élastique est inférieure de ~21% par rapport à la course sur plat (Snyder & Farley, 2011). Aussi, Abe *et al.* (2011) ont mis en évidence que le ratio entre l'activité du *vastus lateralis* lors de la phase excentrique au cours du contact, i.e. freinage, et son activité lors de la phase concentrique, i.e. propulsion, caractérisant la capacité de stockage et restitution d'énergie élastique du muscle (e.g. Bourdin *et al.*, 1995), est plus élevé en descente qu'en montée. Concernant le travail interne (i.e. travail nécessaire pour déplacer les membres relativement au corps), alors qu'il augmente avec la pente en conditions de montée, il est relativement constant entre les différentes pentes en conditions de descente (Minetti *et al.*, 1994). Ceci pourrait être dû en grande partie à l'augmentation de la fréquence de foulée lorsque la pente s'accroît (Gottschall & Kram, 2005; Lussiana *et al.*, 2013; Minetti *et al.*, 1994; Telhan *et al.*, 2010). Ces variations de travail mécanique impliquent alors des ajustements cinématiques.

De plus faibles déplacements verticaux en descente par rapport à la montée ont été reportés lors de la phase de contact (-19%), tandis que les déplacements verticaux lors de la phase de vol augmentent (+44%) (Devita *et al.*, 2008). Lussiana *et al.* (2015) ont observé que courir sur des surfaces inclinées de -8% et -5% induisait des déplacements verticaux du centre de masse plus importants par rapport à la course sur plat ou en montée (pente de +2%, +5%, +8%), la vitesse de course étant constante entre les conditions. Ces auteurs ont aussi montré que courir en descente n'altérait par le temps de contact mais que le temps de la phase de vol augmentait par rapport à des situations de montée ou de plat, induisant ainsi une baisse de la fréquence de foulée (Lussiana *et al.*, 2013; Lussiana *et al.*, 2015). De façon similaire, une

longueur de pas plus élevée a été notée en descente par rapport à la montée pour une même vitesse (Devita *et al.*, 2008). A l'inverse, Gottschall & Kram (2005) et Telhan *et al.* (2010) n'ont démontré aucune différence de fréquence de foulée ou longueur de pas pour des pentes allant de -15,8% à +15,8%.

Concernant la cinématique de la cheville, alors que Telhan *et al.* (2010) n'ont observé aucun changement entre des conditions de descente, de montée ou de plat pour une même vitesse de course, Buczek & Cavanagh (1990) ont montré que le moment d'atteinte de la dorsiflexion maximale est retardé et que le pic de puissance d'absorption, le travail négatif de la cheville et la durée relative du travail négatif sont plus élevés en descente à -8.3% par rapport à la course sur plat à une vitesse identique. Par ailleurs, aucune variation du travail négatif de la cheville n'a été notée entre une situation de descente à -17,4% et une situation de montée à +17,4%, tandis que la puissance générée par la cheville est réduite de 49% en descente, notamment lors de la propulsion (Devita *et al.*, 2008). De plus, courir en descente induit une extension plus importante du genou au contact initial par rapport à la course sur plat (Buczek & Cavanagh, 1990; Mizrahi *et al.*, 2001) et à la course en montée (Lussiana *et al.*, 2013). Aussi, courir en descente induit une amplitude articulaire du genou dans le plan sagittal lors de la phase de freinage plus élevée que sur le plat (Buczek & Cavanagh, 1990; Mizrahi *et al.*, 2001) ainsi qu'un pic de flexion retardé (Buczek & Cavanagh, 1990). Ces changements cinématiques conduisent alors à un travail négatif du genou plus important (+21%) et à une durée de travail négatif au cours de la phase de contact plus longue (+7%) par rapport à une situation de course sur plat (Buczek & Cavanagh, 1990), ainsi qu'à une hausse de la puissance d'absorption exercée au genou par rapport au plat et à la montée (Telhan *et al.*, 2010). Par ailleurs, à une même vitesse, Devita *et al.* (2008) ont mis en évidence une augmentation de 54% de la puissance générée au genou en descente par rapport à une situation de montée, différence principalement due à l'importante contribution du genou dans

l'absorption d'énergie lors de la phase de freinage. A la hanche, une amplitude articulaire plus importante lors de la phase de freinage en descente par rapport au plat a été reportée par Mizrahi *et al.* (2000a), la puissance générée à la hanche lors de la phase de freinage ainsi que le travail négatif augmentant par conséquent (Devita *et al.*, 2008; Telhan *et al.*, 2010). En revanche, Devita *et al.* (2008) ont mis en évidence que le travail positif à la hanche diminue de 265% à la descente par rapport à la montée. Globalement, ces derniers ont mentionné que le travail effectué aux articulations du membre inférieur était ~28% inférieur en descente par rapport à la montée. Plus précisément, en descente le travail négatif est principalement exercé au genou (63%), puis à la cheville (23%) et enfin à la hanche (15%) (Devita *et al.*, 2008). Le travail positif quant à lui est principalement effectué à la hanche (48%), à la cheville (32%) et enfin au genou (20%) (Devita *et al.*, 2008).

Enfin, en ce qui concerne le pattern de pose de pied, il a été montré que l'angle pied-sol au contact initial diminuait lorsque la pente augmentait. En effet, Lussiana *et al.* (2013) ont observé une attaque talon moins prononcée dans différentes conditions de course en montée (+2%, +5% et +8%) par rapport à différentes conditions de course en descente (-2%, -5% et -8%). Aussi, il est intéressant de noter que les coureurs de trail de haut niveau adopteraient des patterns MFS tandis que des coureurs de trail de niveau moyen adopteraient des patterns RFS, quel que soit le profil technique de la descente (e.g. plus ou moins raides, avec ou sans obstacles) (Horvais & Giandolini, 2013).

1.1.2. Sévérité de l'impact en descente

Courir en descente implique aussi d'importantes variations des paramètres caractérisant l'impact. Divers modèles masse-ressort reproduisant le pic d'impact et le pic actif observés sur les courbes de forces de réaction ont été proposés (e.g. McMahon & Greene, 1979; Nigg & Liu, 1999). Ces modèles intègrent une masse importante représentant la masse corporelle

et éventuellement les masses des tissus mous, et une masse plus faible représentant la masse du pied. Entre ces deux masses, un premier ressort représentant globalement la jambe est intégré. En-dessous de la masse du pied, un second ressort est intégré représentant l'amorti passif de la chaussure. La masse corporelle et le premier ressort de la jambe produisent le pic actif, tandis que la masse du pied et le ressort de la chaussure produisent le pic d'impact abrupt. Selon ces modèles, la force d'impact est déterminée par la masse effective du membre inférieur, la vitesse d'impact et la raideur de la chaussure. Lors de la course sur plat, en montée et en descente, pour un coureur et un modèle de chaussure donnés, seule la vitesse d'impact varie. De ce fait, la force d'impact sera très certainement supérieure en descente. En effet, un pic d'impact vertical et un taux de charge plus élevés ont été observés en situation de course en descente en comparaison à des situations de course en montée ou sur le plat (Gottschall & Kram, 2005; Telhan *et al.*, 2010). Dans la dimension antéro-postérieure, Gottschall & Kram (2005) ont mis en avant une impulsion lors de la phase de freinage plus importante de 108% sur une pente inclinée de -15,8% par rapport à de la course sur plat. Devita *et al.* (2008) ont postulé que les forces d'impact largement plus importantes en descente causeraient des accélérations davantage marquées des différents tissus musculo-squelettiques. En effet, en changeant ou non la vitesse de course dans différentes conditions de course sur des surfaces en montée ou en descente, des corrélations négatives ont été observées entre la pente et les pics d'accélération axiale, transversale ou résultante au tibia (Chu & Caldwell, 2004; Giandolini *et al.*, 2015; Hamill *et al.*, 1984). Hamill *et al.* (1984) ont par exemple reporté une hausse de 30% du pic d'accélération axiale au tibia sur une surface inclinée de -8,7% par rapport à une surface plane. Chu & Caldwell (2004) ont quant à eux observé des hausses de 23% et 48% des pics d'accélération du tibia et de la tête, respectivement, en descente avec une pente de -12% par rapport à de la course sur plat pour une même vitesse, ainsi que des contenus en fréquences d'impact (i.e. 12-20 Hz) supérieurs

de 51% au tibia et 125% à la tête. De ce fait, courir en descente induirait une détérioration de l'atténuation de l'impact. Cependant, l'étude de Mizrahi *et al.* (2000a) présente des conclusions différentes. En effet, ces auteurs ont observé une intensité similaire du pic d'accélération axiale au tibia mais une hausse de ce même pic au sacrum sur une surface inclinée de -7% par rapport à situation de plat, et par conséquent une transmission plus importante du choc entre le tibia et le sacrum. De façon intéressante, Chu & Caldwell (2004) ont mis en évidence dans leur étude une réponse bimodale à la course en descente en ce qui concerne l'atténuation temporelle du choc entre le tibia et le sacrum en descente : la moitié des sujets améliorait l'atténuation du choc en descente par rapport au plat, tandis que l'autre moitié la détériorait. Analysant ces deux sous-groupes, les auteurs ont trouvé des différences cinématiques lors de la condition de descente. Le groupe diminuant l'atténuation du choc entre le tibia et le sacrum en descente démontrait au contact initial une flexion dorsale supérieure de 5° ainsi qu'une extension de la hanche supérieure de 4,3° par rapport au groupe améliorant l'atténuation du choc en descente. Au cours de la phase d'appui, le sous-groupe détériorant l'atténuation du choc présentait une flexion dorsale, une flexion du genou plus importantes mais une flexion de la hanche plus faible que le sous-groupe améliorant l'atténuation du choc. Enfin, le sous-groupe réduisant l'atténuation du choc présentait en moyenne des temps de contact et de vol supérieurs à l'autre groupe. De ce fait, les résultats de Chu & Caldwell (2004) ont suggéré que l'atténuation du choc peut être améliorée en descente en adoptant une attaque talon et une inclinaison postérieure du tronc moins prononcées. De plus, Gottschall & Kram (2005) ont proposé que les forces d'impact pouvaient être modérées en descente en augmentant la flexion du genou au moment du contact initial et en réduisant la longueur de pas. En effet, il a précédemment été montré lors de tâches diverses qu'augmenter la flexion du genou au contact permettait d'améliorer

l'atténuation de l'impact (Derrick *et al.*, 1998; Derrick & Mercer, 2004; Edwards *et al.*, 2012; Lafortune *et al.*, 1996).

1.1.3. *Conséquences biomécaniques et métaboliques des phases de descente*

Courir en descente a également des conséquences biomécaniques et métaboliques lors de phases de plat subséquentes. En effet, Chen *et al.* (2007) ont observé, à la suite d'une phase de course en descente de 30 min à -15% et à 70% de VO_{2max} , une hausse de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque sur des tests de course sur plat immédiatement jusqu'à 3 jours après le test de course en descente. Parallèlement, les auteurs ont reporté une augmentation de la fréquence de foulée, une baisse de la longueur de pas et une diminution des amplitudes articulaires de la cheville et du genou. Globalement, Chen *et al.* (2007) conclurent que courir en descente a induit une détérioration de 6-7% de l'économie de course pendant les 3 jours suivants. De la même façon, Braun & Dutto (2003) et Dutto & Braun (2004) ont observé lors de tests de course sur le plat effectués 48 h après une phase de course en descente (30 min à -10% à 75% de VO_{2max}) des augmentations de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque ainsi que des baisses des amplitudes articulaires de la cheville et du genou mais une hausse de la longueur de pas contrairement à Chen *et al.* (2007), et ce parallèlement à la présence de douleurs musculaires induites par cet exercice en descente. Il semble donc que courir en descente amène, potentiellement de par les dommages musculaires induits par la descente, à un ajustement biomécanique de la foulée compromettant l'économie de course (Braun & Dutto, 2003; Chen *et al.*, 2007; Dutto & Braun, 2004).

1.2. **Fatigue neuromusculaire et dommages musculaires induits par un travail excentrique**

1.2.1. *Descriptif du mode de contraction excentrique*

Les travaux initiaux d'Abbott *et al.* (1952) ont mis en évidence au membre inférieur que la consommation d'oxygène requise pour un exercice concentrique (pédalage) était supérieure à celle requise pour un exercice excentrique (pédalage en sens inverse). Pour produire un même niveau de force le mode de contraction excentrique nécessite un moindre niveau d'activation centrale (indiquée par les signaux EMG) que le mode de contraction concentrique (Duchateau & Baudry, 2014; Enoka, 1996). Par conséquent, la force produite par une contraction maximale excentrique est supérieure à la force produite par une contraction maximale concentrique ou isométrique (e.g. Duchateau & Baudry, 2014; Enoka, 1996; Hahn *et al.*, 2012), malgré un déficit d'activation centrale supérieure lors de contractions maximales excentriques *versus* concentriques (Duchateau & Baudry, 2014). L'amélioration de la capacité maximale de production de force lors de contractions excentriques pourrait être due, de façon non exclusive, à la contribution additionnelle de la force de résistance passive des protéines composant le cytosquelette, comme la titine, la desmine ou la nébuline (Hahn *et al.*, 2012; Nicol & Komi, 2010). Aussi, la possibilité d'une commande motrice spécifique au mode de contraction excentrique a été suggérée.

Des différences de pattern d'activation des unités motrices du *soleus* et *gastrocnemius lateralis* ont été observées lors de contractions concentriques ou excentriques (Enoka, 1996; Nardone *et al.*, 1989). Par exemple, Nardone *et al.* (1989) ont observé que lors d'une contraction concentrique sous-maximale 54% des unités motrices du *soleus* étaient recrutées *versus* 26% de celles du *gastrocnemius lateralis*, tandis que lors d'une contraction excentrique sous-maximale 15% des unités motrices du *soleus* étaient recrutées *versus* 50%

de celles du *gastrocnemius lateralis*. Nardone *et al.* (1989) ont déduit de ces résultats un recrutement sélectif des fibres rapides par rapport aux fibres lentes. Cependant, comme mentionné dans la revue de littérature de Duchateau & Baudry (2014), des expérimentations similaires n'ont noté aucune différence. Il semblerait que ce mode de recrutement sélectif soit spécifique aux contractions excentriques rapides.

Dans sa revue de littérature, Enoka (1996) ajoute que la thèse d'une commande motrice spécifique au mode de contraction excentrique serait renforcée par l'observation d'un moindre potentiel moteur évoqué lors de contractions excentriques que lors de contractions isométriques. Lors de contractions maximales volontaires isométriques, concentriques et excentriques des fléchisseurs plantaires, une diminution du potentiel moteur évoqué par stimulation trans-crânienne (MEP – *motor potential evoked*) ainsi que de la période de silence suivant celle-ci ont ainsi été notées dans la condition excentrique, mais uniquement pour le *soleus* et non pour le *gastrocnemius medialis* (Duclay *et al.*, 2011). Ces résultats suggèrent donc une baisse de l'excitabilité cortico-spinale mais également une diminution de l'inhibition intra-corticale lors de contractions excentriques. Duclay *et al.* (2011) expliquent cependant cette observation par le fait que la durée de la période de silence est positivement corrélée à l'amplitude de la MEP. Par ailleurs, les auteurs ont également noté, pour le *soleus* lors de la contraction maximale excentrique, une diminution du ratio entre les amplitudes de la MEP et de l'onde M tendant à indiquer une moindre réactivité des voies cortico-spinales pouvant être due à différents mécanismes spinaux d'inhibition/facilitation. La baisse observée du réflexe de Hoffmann pour le *soleus* lors d'un étirement passif a amené Duclay *et al.* (2011) à proposer la présence de mécanismes inhibiteurs spinaux réduisant l'excitabilité du pool de motoneurones en condition excentrique. Cependant, à l'inverse de Duclay *et al.* (2011), Hahn *et al.* (2012) n'ont observé, *via* l'utilisation de stimulations trans-crânienne et cervico-médullaire, aucune différence des réponses motrices évoquées lors de contractions

maximales volontaires excentrique et isométrique. Ces résultats suggèrent donc l'absence de différence d'excitabilité corticale et spinale entre les deux modes de contractions.

1.2.2. *Aperçu des changements structuraux et biochimiques au processus inflammatoire*

Les phases de descente sont particulièrement traumatisantes pour les tissus musculaires du fait de la répétition de contractions excentriques. Une contraction excentrique est typiquement définie comme une action lors de laquelle la force externe appliquée aux muscles surpasse la force musculaire induisant alors un allongement des fibres. Dans leur revue de la littérature, Armstrong *et al.* (1991) mentionnent que la force produite lors de contractions excentriques surpasse de 50% à 100% la force maximale isométrique. Aussi, du fait de l'allongement des fibres musculaires le nombre de ponts actine-myosine formés est plus faible et par conséquent la contrainte active à chaque pont actine-myosine est supérieure (Armstrong *et al.*, 1991). Par conséquent, ce mode de contraction crée des dommages au sarcolemme et au cytosquelette des fibres musculaires comme une désorganisation voire une rupture des sarcomères (disques Z et bandes A) et des tubules transverses, mais aussi un gonflement des mitochondries ainsi que des variations biochimiques comme une hausse modérée de la concentration sanguine en lactate et une augmentation de la concentration extracellulaire en potassium (Armstrong *et al.*, 1991; Feasson *et al.*, 2002; Hortobagyi *et al.*, 1998; Nicol & Komi, 2010; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). Aussi, la répétition de contractions excentriques augmente la concentration intracellulaire en ions calcium. Cette hausse de la concentration intracellulaire calcique serait principalement due à la rupture du sarcolemme, permettant initialement de maintenir les gradients de concentration, mais aussi à un moindre recaptage des ions calcium par le reticulum sarcoplasmique (Armstrong *et al.*, 1991; Nicol & Komi, 2010; Peake *et al.*, 2005). Ces

premières altérations structurelles et métaboliques constituent la *phase initiale* du processus de dégradation et reconstruction des fibres musculaires endommagées selon le modèle d'Armstrong *et al.* (1991) illustré en Figure 28.

On identifie par la suite deux stades de dégradation des tissus endommagés, la *phase autogénétique* et la *phase phagocytaire* selon le modèle d'Armstrong *et al.* (1991) (Figure 28). Ces deux phases se caractérisent par la présence dans le sang de marqueurs d'inflammation, comme par exemple des protéines musculaires (e.g. troponine, myosine) et des enzymes participant à l'activité musculaire (e.g. créatine kinase, lactate déshydrogénase). Globalement, au cours de ces deux stades inflammatoires, les neutrophiles¹² envahissent tout d'abord les zones endommagées jusqu'à 24 h après l'exercice, viennent ensuite les macrophages¹³ de 24 h à 14 jours après l'exercice (Peake *et al.*, 2005). Plus précisément, la hausse de la concentration intracellulaire en calcium suivant la *phase initiale* activerait certaines protéases (e.g. calpaïne) et phospholipases endogènes dégradant davantage les fibres endommagées en clivant certaines protéines des disques Z comme la desmine (Armstrong *et al.*, 1991; Martin, 2004; Nicol & Komi, 2010; Zhang *et al.*, 2008). Selon le modèle d'Armstrong *et al.* (1991), cette première réponse inflammatoire, nommée *phase autogénétique*, se déroule dans les 3-4 h suivant l'exercice excentrique (Figure 28). Résultant de la rapide élévation de la concentration intracellulaire calcique, cette phase se caractérise aussi par la présence de contractures, i.e. des contractions non contrôlées dans les zones endommagées, et une altération des fonctions mitochondriales (Armstrong *et al.*, 1991).

A la suite de la *phase autogénétique*, les neutrophiles puis les macrophages s'accumulent sur les sites endommagés et débutent la phagocytose, réaction inflammatoire lors de laquelle les fibres endommagées sont détruites puis les cellules lésées commencent à être reconsolidées

¹² Les neutrophiles sont des leucocytes ayant de ce fait un rôle primordial dans le système immunitaire et notamment lors de la phagocytose lorsqu'ils rencontrent une cellule étrangère ou infectée.

¹³ Les macrophages (du grec : « gros mangeur », *makros* = grand, *phagein* = manger) sont des monocytes ayant une fonction phagocytaire et plus précisément de nettoyage de corps nécrotiques ou apoptotiques.

(Nicol & Komi, 2010; Peake *et al.*, 2005). C'est la *phase phagocytaire* (Armstrong *et al.*, 1991) s'étalant de 4-6 h à 2-4 jours après l'exercice excentrique (Figure 28). Cette phase s'accompagne également de *delayed-onset muscle soreness* (DOMS). Ce phénomène appelé couramment « courbatures » est une hyperalgésie des zones musculaires endommagées, à la palpation ou non (e.g. Féasson *et al.* 2002, Martin *et al.* 2004, Piitulainen *et al.* 2008).

Enfin, de 4-6 jours à 10-14 jours après un exercice de type excentrique se déroule une *phase régénérative* (Armstrong *et al.*, 1991). Celle-ci reflète la régénération des tissus endommagés. Prenant le cas d'un test de course en descente de 30 min, 14 jours après les DOMS ont disparues et la fonction musculaire, i.e. perte de force, est revenue à la normale (Feasson *et al.*, 2002).

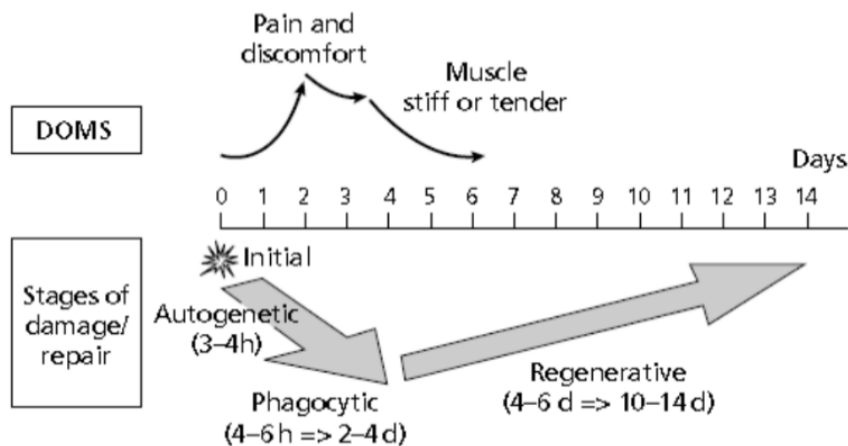


Figure 28. Représentation schématique des quatre phases de dégradation et reconstruction des tissus endommagés suivants un exercice excentrique selon le modèle d'Armstrong et collaborateurs (Armstrong *et al.*, 1991) : la phase initiale, la phase autogénétique, la phase phagocytaire et la phase régénérative. L'évolution des sensations de douleurs perçues (*delayed-onset muscle soreness* – DOMS) est également représentée. D'après Nicol & Komi (2010).

1.2.3. Perte de force aigue et mécanismes explicatifs

De larges baisses de la force ou puissance maximale volontaire ont été reportées immédiatement après différents types d'exercices excentriques, baisses de 15-16% pour des exercices de course en descente sur tapis de 30-45 min avec une pente de 12-14% (Feasson *et*

al., 2002; Malm *et al.*, 2004), de 20% pour un exercice de course en descente sur une jambe (15 min avec une pente de 12%) (Martin *et al.*, 2005) ou encore de 21-29% après la répétition de contractions excentriques des fléchisseurs du coude (Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). Différents mécanismes ont été proposés comme responsables de cette diminution aiguë de la force volontaire produite. Tout d'abord, un déficit d'activation volontaire, i.e. la présence de fatigue centrale d'origine spinale et/ou supra-spinale, pourrait contribuer à la détérioration de la fonction musculaire de production de force (Avela *et al.*, 2001; Bulbulian & Bowles, 1992; Loscher & Nordlund, 2002; Martin *et al.*, 2005). Au niveau périphérique, une baisse de l'excitabilité sarcolemmale (Nicol & Komi, 2010; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008), une altération du couplage excitation-contraction (Martin *et al.*, 2005; Nicol & Komi, 2010) et/ou la présence de dommages au cytosquelette des fibres musculaires (Feasson *et al.*, 2002; Hortobagyi *et al.*, 1998; Morgan, 1990; Nicol & Komi, 2010) pourraient potentiellement constituer des mécanismes explicatifs de la perte de force immédiatement après un exercice excentrique.

Considérant en revanche la course à pied sur plat, les dommages musculaires n'auraient pas une influence majeure sur la perte de force immédiate. En effet, à la suite d'un marathon (Avela *et al.*, 1999b) ou d'une épreuve de course de 24 h sur tapis à plat (Martin *et al.*, 2010), aucun changement des caractéristiques des réponses réflexe (réflexe de Hoffmann) ou motrice (onde M) suivant une stimulation n'a été observé et l'absence de fatigue basse fréquence a été notée. Ceci ne met alors en avant aucune baisse de l'excitabilité sarcolemmale ou altération du couplage excitation-contraction à la suite d'exercices de course à pied sur plat.

Notons également la possibilité d'une récupération immédiate fonctionnelle. En effet, il a été observée dans le cadre d'exercices incluant la répétition de cycles étirement-détente, plus précisément après un marathon ou un exercice de rebonds mené jusqu'à épuisement, que la

baisse du réflexe d'étirement du *gastrocnemius lateralis* observée immédiatement à la suite de l'épreuve était recouverte 2 h après, celui-ci étant de nouveau réduit 2 jours après (Avela *et al.*, 1999b; Nicol *et al.*, 1996). Il a été proposé que cette récupération temporaire immédiate reflète l'interface entre les causes métaboliques et inflammatoires des altérations neuromusculaires immédiates et prolongées, respectivement (Nicol *et al.*, 1996).

1.2.4. Perte de force prolongée et potentiels mécanismes explicatifs

Les deux jours suivant un exercice excentrique, la capacité de production de force maximale volontaire est toujours en-deçà des valeurs initiales (Chen *et al.*, 2007; Feasson *et al.*, 2002; Malm *et al.*, 2004; Martin *et al.*, 2005; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). Généralement, il a été mis en évidence que la récupération musculaire fonctionnelle était plus rapide après un exercice concentrique qu'à la suite d'un exercice excentrique (Linnamo *et al.*, 2000). Les mécanismes possibles sous-jacents à cette perte de force prolongée à la suite d'exercices excentriques semblent différents de ceux impliqués dans la perte de force immédiate. La fatigue centrale ainsi que l'altération du couplage excitation-contraction ne seraient pas responsables de la perte de force persistante. En effet, le niveau d'activation volontaire revient à la normale et aucune présence de LFF n'est à noter 2 jours après une exercice de course sur tapis en descente sur une jambe de 15 min (Martin *et al.*, 2004). De la même façon, il a été suggéré que l'altération de l'excitabilité sarcolemmale ne constitue pas un facteur majeur de la perte de force prolongée observé à la suite d'exercices excentriques (Piitulainen *et al.*, 2008). Cependant, le rôle des dommages musculaires dans la perte de force deviendraient très certainement prédominant dans les jours suivants l'exercice du fait du processus inflammatoire (Nicol & Komi, 2010; Peake *et al.*, 2005; Philippou *et al.*, 2009). Nicol *et al.* (1996) ont en ce sens observé une corrélation entre la perte de performance sur une tâche maximale de *drop jump* de 2 h à 2 jours après un exercice de rebonds menés

jusqu'à épuisement et l'augmentation respective de la concentration en créatine kinase. La présence d'une réponse inflammatoire locale serait signalée au(x) niveau(x) spinal et/ou supra-spinal *via* les afférences métabosensitives et mécanosensitives III et IV afin de mettre en place des ajustements neuromusculaires (e.g. Regueme *et al.*, 2005). Cependant, l'influence exacte de ces afférences (i.e. excitatrice *versus* inhibitrice) sur les ajustements neuromusculaires (i.e. compensatoires *versus* protecteurs) est peu claire et semble être dépendante de la tâche (Morio *et al.*, 2012; Regueme *et al.*, 2005). Par exemple, alors que la pré-activation des muscles extenseurs du genou ou fléchisseurs plantaires augmente lors de tâches dynamiques sous-maximales deux jours après un exercice fatiguant incluant la répétition de cycles étirement-détente, l'activation musculaire lors d'une contraction maximale isométrique diminue tout comme la force produite (Morio *et al.*, 2012; Regueme *et al.*, 2005). Parallèlement, les DOMS, atteignant leur valeur maximale 24-48 h après l'arrêt de l'exercice excentrique (Enoka, 1996; Eston *et al.*, 1995; Martin *et al.*, 2004; Philippou *et al.*, 2009; Piitulainen *et al.*, 2008) peuvent également jouer un rôle dans l'altération prolongée de la fonction musculaire.

2. ETUDE N°4 – PARTIE A | CARACTERISTIQUES DE LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE INDUITE PAR UNE DESCENTE EN CONDITION DE TRAIL RUNNING

Les précédentes études investiguant les conséquences neuromusculaires de la course en descente laissent suggérer que lors de courses de trail ou ultra-trail les phases de descente seraient déterminantes dans l'apparition et/ou le développement de la fatigue musculaire, et par conséquent déterminantes pour la performance. L'objectif de la partie A de cette quatrième étude¹⁴ (Annexe 8) a donc été de quantifier et caractériser les dysfonctions

¹⁴ Cette quatrième étude traite trois problématiques distinctes et sera présentée en trois parties.

neuromusculaires immédiates et prolongées induites par une descente courte et intense en situation de trail running (*downhill trail run* – DTR) aux extenseurs du genou (*knee extensors* – KE) et fléchisseurs plantaires (*plantar flexors* – PF).

OBJECTIF N°3 DU TRAVAIL DE THESE

Quantifier et caractériser la fatigue neuromusculaire induite par une descente en situation de trail running

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Sujets

Vingt-trois hommes, coureurs de trail running expérimentés (âge : 39 ± 11 ans, taille : 176 ± 6 cm, masse : $71,5 \pm 9,6$ kg, volume hebdomadaire de course à pied : $4,8 \pm 2,4$ h) ont été recrutés et ont donné leur consentement écrit pour participer à cette expérimentation qui a été conduite en accord avec la Déclaration d’Helsinki. Les critères d’inclusion étaient, au cours des six mois précédant l’étude, d’avoir terminé au moins une course officielle de trail running de 45 km minimum et de n’avoir présenté aucune blessure. Pour effectuer le DTR, tous les sujets portèrent le même modèle de chaussure (Salomon S-Lab 3 SoftGround, masse = 230 g en $42^{2/3}$, hauteur talon = 13 mm, drop = 4mm). Afin de s’assurer que tous les sujets étaient préparés de la même façon à l’effort demandé, un plan d’entraînement spécifique à la course en descente leur a été fourni. Ce plan s’échelonnait sur les trois mois précédant l’expérimentation et était composé de dix sessions de course en descente en chemins, le volume de dénivelé négatif et la durée augmentant graduellement au cours des séances (cf. Annexe 7) pour un volume total de 7 000 m de dénivelé négatif. Ce programme s’ajoutait à leurs pratiques habituelles et des consignes en termes de repos leur ont été données.

2.1.2. *Design expérimental*

L'expérimentation s'est déroulée sur deux sessions. Lors de la première session, les sujets effectuèrent les tests neuromusculaires préexercice (Pre), puis ils furent conduits jusqu'au départ du DTR où il leur a alors été demandé de compléter le DTR le plus rapidement possible. Environ 30 min après leur arrivée, ils effectuèrent les tests neuromusculaires post-exercice (Post). Il est important de mentionner que le délai de 30 min entre la fin de l'exercice et le début de l'évaluation de la fatigue neuromusculaire peut amener à sous-estimer la sévérité de celle-ci. Cependant, aucun changement majeur n'a été observé entre des mesures effectuées immédiatement après et 30 min après un exercice de course en descente (Martin, 2004). Les tests neuromusculaires ont été utilisés pour évaluer la fatigue neuromusculaire centrale et périphérique. La distance totale parcourue par les sujets comprenait une section de descente de 6,5 km, principalement sur des sentiers en forêt mais aussi avec quelques courtes portions sur route et route forestière caillouteuse, pour un dénivelé négatif de 1 264 m et une pente moyenne de $16,8 \pm 5,6\%$. Celle-ci était précédée d'une section de plat de 1,2 km sur un sentier et était suivie par une seconde section de plat de 0,8 km sur une piste cyclable afin d'arriver juste devant le laboratoire (Figure 29). Lors de la seconde session, 2 jours après le DTR (Post2d, $45,0 \pm 2,7$ h après la fin de l'exercice), après un échauffement de 10 min (répétitions de contractions isométriques des KE et PF), les sujets ont complété une nouvelle fois les tests neuromusculaires afin d'évaluer les effets prolongés du DTR. Entre les deux sessions, il a été demandé aux sujets de ne faire aucune activité physique ni de porter de vêtements de compression/récupération ou prendre des médicaments.

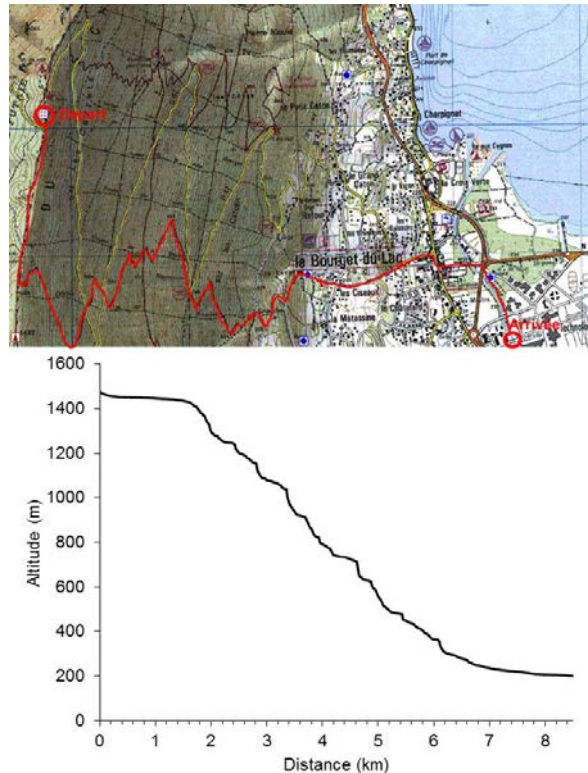


Figure 29. Cartographie et profil de la descente parcourue. Le parcours comprenait une descente de 6.5 km pour 1264 m de dénivellé négatif précédée d'une phase de plat sur sentiers de 1.2 km environ et suivie d'une phase de plat de 0.8 km environ sur une piste cyclable pour rallier le laboratoire.

2.1.3. *Evaluation de la fonction neuromusculaire*

Les fonctions neuromusculaires centrale et périphériques ont été testées pour les KE et PF selon la même procédure Pre, Post et Post2d. Tous les tests neuromusculaires ont été effectués sur la jambe droite des sujets. L'évaluation de la fatigue neuromusculaire consistait à déterminer l'altération globale des capacités de force des deux groupes musculaires considérés, ainsi que les dysfonctions centrales et périphériques associées. La procédure a été la même que celle utilisée dans l'étude n°3 ou dans l'expérimentation de Millet *et al.* (2011b). Avant les tests neuromusculaires, l'intensité de stimulation optimale a été déterminée en délivrant des stimuli électriques au nerf fémoral (pour les KE) ou tibial (pour les PF) dont l'intensité augmentait graduellement jusqu'à ce que la force évoquée atteigne un plateau. L'intensité utilisée lors des tests subséquents correspondait à 130% de l'intensité

optimale de stimulation afin d'assurer un recrutement spatial des unités motrices complet. Pour les KE, les intensités de stimulation étaient $65,3 \pm 31,4$ mA, $63,9 \pm 33,3$ mA et $63,4 \pm 30,2$ mA en Pre, Post et Post2d, respectivement. Pour les PF, les intensités de stimulation étaient $63,7 \pm 35,2$ mA, $68,9 \pm 41,6$ mA et $65,7 \pm 33,7$ mA en Pre, Post et Post2d, respectivement. La fatigue globale a été évaluée à partir de deux contractions maximales volontaires isométriques (*maximal voluntary contraction* – MVC) des KE et PF. Pour déceler la présence de fatigue centrale, les niveaux d'activation volontaire lors de contractions maximales isométriques en extension du genou et flexion plantaire ont été évalués en utilisant un doublet surimposé haute fréquence (100 Hz) sur le plateau de la MVC. Pour identifier les altérations périphériques, différentes stimulations ont été délivrées sur les muscles relâchés dans état potentialisé. La procédure présentée en Figure 30 a été répétée deux fois pour chaque groupe musculaire.

Contractions maximales volontaires et mesures de force

Pendant les MVC, les sujets étaient fortement encouragés. Pour l'évaluation de la fatigue neuromusculaire aux KE, ils étaient assis sur une chaise de type Cybex II (Ronkonkoma, NY). La cheville droite des sujets était attachée par une bande Velcro à la jauge de contrainte (SBB 200 Kg, Tempo Technologies, Taipei, Taiwan) tenue légèrement au-dessus des malléoles avec un angle de genou de 90° et l'axe de la jauge de contrainte aligné avec l'horizontale (Figure 31A). Au niveau du tronc, les sujets étaient maintenus par un harnais de voiture de rallye afin d'éviter tous mouvements latéraux et frontaux. Ils avaient comme consigne d'agripper la ceinture pendant toute la durée du test afin de standardiser la position des membres supérieurs. Lors des tests, il était demandé aux sujets soit d'effectuer des mouvements d'extension du genou maximaux, soit d'être le plus relâché possible durant les stimulations électriques nécessaires à l'évaluation de la fatigue périphérique. Par la suite, la

force mesurée était multipliée par le bras de levier, i.e. la distance entre la patella et le point d'attache de la jauge de contrainte, afin d'obtenir le moment de force produit. Pour l'évaluation de la fatigue neuromusculaire aux PF, les sujets étaient assis sur une autre chaise de type Cybex II (Ronkonkoma, NY) avec le pied droit placé dans une pédale instrumentée et la cheville fléchie à 90° (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes-Sous-Bois, France). L'avant-pied et le cou de pied étaient maintenus par de larges bandes Velcro afin d'éviter un soulèvement du talon lors des contractions (Figure 31B). Avec les bras croisés sur la poitrine, il a été demandé aux sujets soit d'effectuer des mouvements de flexion plantaire maximaux, soit d'être le plus relâché possible. Contrairement à l'évaluation des KE, le moment de force était directement mesuré.

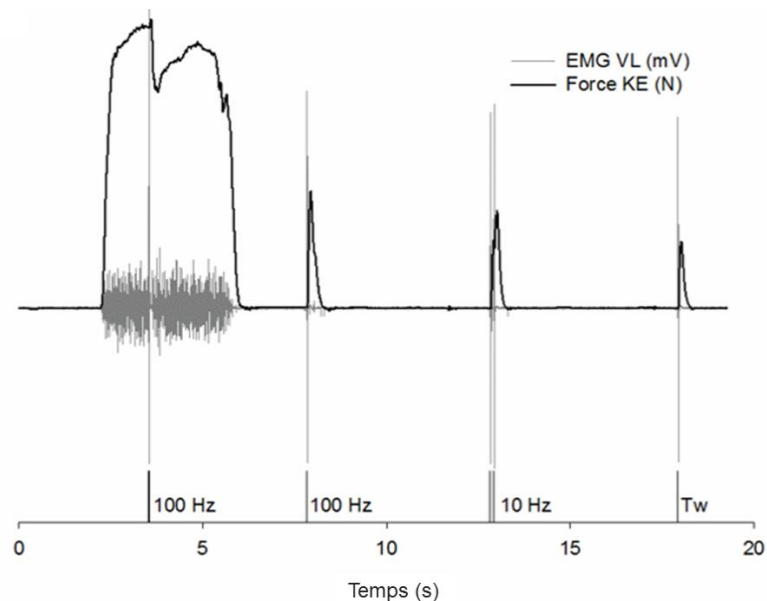


Figure 30. Procédure d'évaluation de la fatigue neuromusculaire, exemple des extenseurs du genou (KE). La force (courbe noire) et le signal électromyographique (EMG) ont été représentés lors de contractions volontaires ou évoquées. Les lignes verticales représentent le timing des stimulations délivrées : le doublet surimposé à 100 Hz sur le plateau de force, puis le train de stimulation composé successivement d'un doublet à 100 Hz, d'un doublet à 10 Hz et d'une secousse isolée (*twitch* - Tw).

Stimulations électriques

Les stimulations électriques furent appliquées aux nerfs fémoral et tibial *via* une électrode autocollante servant de cathode (10 mm de diamètre, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle

Graphique Médical, Brie-Comte-Robert, France) pressée manuellement par un expérimentateur dans l'aine (pour les KE) ou dans le creux poplitée (pour les PF). Une autre électrode autocollante servant d'anode (10 × 5 cm, Medicomplex SA, Ecublens, Switzerland) était placée au pli des muscles fessiers (pour les KE) et au tendon rotulien (pour les PF). Un stimulateur (Digitimer DS7A, Hertfordshire, UK) délivrait des stimulations électriques de 1 ms. Le placement des différentes électrodes a été illustré en Figure 31.

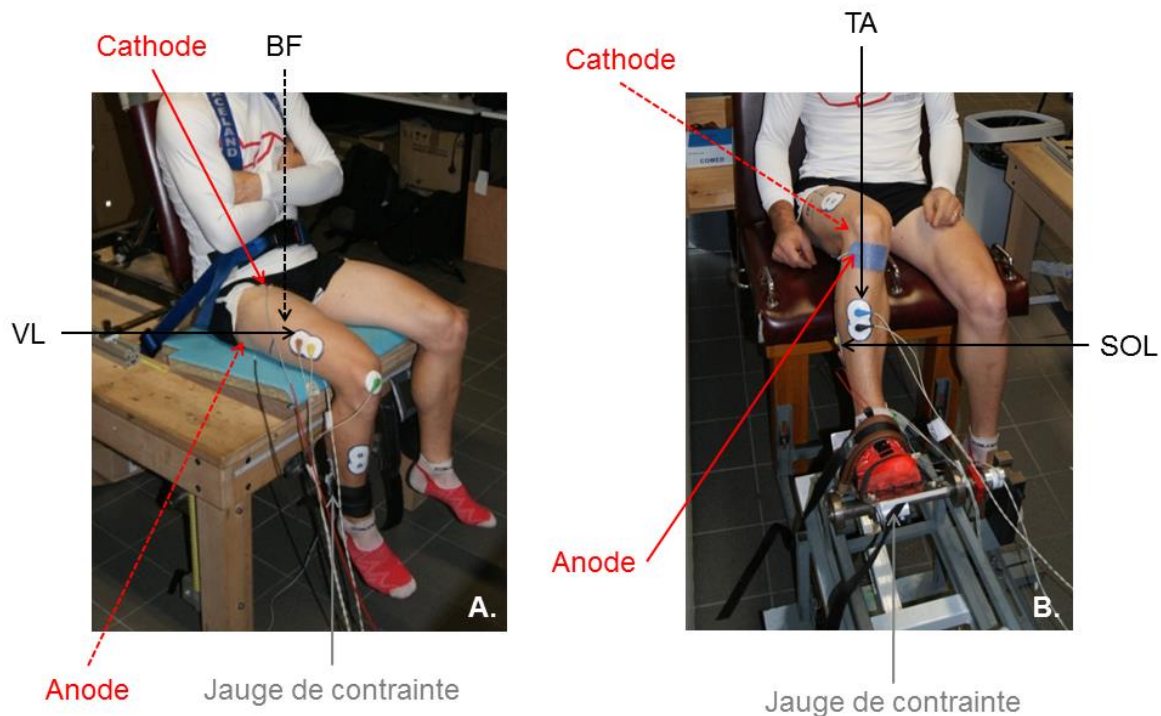


Figure 31. Matériels utilisés et placement des électrodes pour les tests neuromusculaires aux extenseurs du genou (A) et fléchisseurs plantaires (B). Les capteurs de force sont indiqués par les flèches grises. Les cathodes et anodes relatives aux stimulations électriques sont indiquées par les flèches rouges. Les électrodes nécessaires à la mesure des activités électromyographiques des muscles agonistes (*vastus lateralis* – VL, *soleus* – SOL) et antagonistes (*biceps femoris* – BF, *tibialis anterior* – TA) sont indiquées par les flèches noires. Les flèches en pointillé indiquent les éléments non visibles sur les illustrations.

Mesures électromyographiques

Lors des tests neuromusculaires, des électrodes bipolaires (10 mm de diamètre, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Médical, Brie-Comte-Robert, France) ont été utilisées afin d'enregistrer l'activité EMG du *vastus lateralis* (VL) et *soleus* (SOL) de la jambe droite mais aussi de leur principal antagoniste, le *biceps femoris* et le *tibialis anterior*,

respectivement, afin de contrôler la présence de mouvements compensatoires non désirés lors des MVC. Après avoir rasé, poncé et nettoyé la peau pour obtenir une impédance inférieure à 5 k Ω , les électrodes ont été placées sur le ventre des muscles considérés avec une distance de 25 mm entre les deux électrodes selon les recommandations de la SENIAM. La position des électrodes a été marquée sur la peau afin de standardiser leur placement entre les sessions Pre, Post et Post2d. Les électrodes de référence étaient placées sur la patella ou sur la malléole latérale. Le placement des électrodes est illustré en Figure 31. Les signaux EMG ont été enregistrés *via* un système PowerLab (16/30 – ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australia) à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz et amplifiés par un amplificateur dans une bande de fréquence 5-500 Hz (gain = 1000, Octal Bioamp, ML138, ADInstruments). Les données de force et EMG étaient transmises à un ordinateur et analysées sur le logiciel LabChart 7 (ADInstruments, Bella Vista, Australia).

Analyse des données

La fatigue globale a été évaluée en mesurant la baisse du pic du moment de force produit au cours d'une période de 0,5 s. Les indicateurs de fatigue périphérique ont été la réponse EMG à une secousse isolée à 130% de l'intensité optimale – *twitch* (amplitude de l'onde M, notée M-wave) ainsi que les réponses mécaniques sur muscle relâché dans un état de pontentié à une *twitch* (Tw) et un stimulus de 100 Hz (Db100). Pour attester ou non de la présence de LFF, le ratio de la réponse évoquée par un stimulus de 10 Hz sur la réponse évoquée par un stimulus de 100 Hz (10:100) a été calculé. La fatigue centrale a été évaluée en mesurant le niveau d'activation volontaire (*voluntary activation* – VA). Ce paramètre a été calculé pour chaque série à partir de la force maximale atteinte lors de la MVC (F_{max}), la force juste avant la stimulation surimposée (F_{preDb}), le pic de force induit par la stimulation surimposée (Db100_{sur}) et la réponse évoquée par cette même stimulation mais sur muscle relâché (Db100) comme suit :

$$VA = \left[1 - \frac{(Db100_{sur} - F_{preDb}) \times (F_{preDb}/F_{max})}{Db100} \right] \times 100$$

Cette équation a été préférée à celle traditionnellement utilisée (e.g. Millet *et al.*, 2011b) du fait que la stimulation surimposée était parfois délivrée en dehors du plateau de force (Strojnik & Komi, 1998).

Douleurs perçues

Il a été demandé aux sujets d'évaluer leur sensation de douleurs aux quadriceps, ischio-jambiers, mollets et fléchisseurs dorsaux Pre, Post et Post2d dans une position debout, sans palpation juste avant de procéder aux mesures neuromusculaires. Pour ceci, une échelle visuelle analogique de 10 cm graduée de « aucune douleur » à « extrêmement douloureux » a été utilisée.

2.1.4. Analyse statistique

Excepté pour les valeurs pics de MVC où le maximal entre les deux séries a été considéré, les valeurs des indicateurs ont été moyennées entre les deux séries pour l'évaluation des KE et des PF. Les variations en pourcentage de Pre à Post et Post2d ont été calculées pour toutes les variables neuromusculaires ainsi que les intervalles de confiance à 95% autour de la moyenne [95%CI]. La taille de l'effet DTR a été quantifié *via* le coefficient d de Cohen (faible effet : $0,2 \leq d < 0,5$, effet moyen : $0,5 \leq d < 0,8$, effet fort : $0,8 \leq d$) pour les variations relatives des paramètres neuromusculaires ainsi que pour les variations absolues des douleurs perçues. Après avoir testé la normalité par le test de Shapiro-Wilk et l'homogénéité des variances par le test F de Fisher, des ANOVA à mesures répétées ou des ANOVA des rangs dans le cas d'échantillons non paramétriques (VA et 10:100 pour KE et PF) ont été effectuées pour comparer les valeurs des paramètres neuromusculaires et les valeurs de douleurs perçues obtenues lors des sessions Pre, Post et Post2d. Des tests post-hoc de Newman-Keuls ont

ensuite été utilisés afin d'identifier les différences significatives. Pour les KE et les PF, afin d'identifier les variables liées à la perte de force immédiate et prolongée, les corrélations entre les pourcentages de variation des moments de force produits lors de MVC (Post et Post2d), et les variations des indices de fatigue périphérique et centrale (Post et Post2d) ont été testées *via* des tests de corrélation de Bravais-Pearson. De même, les corrélations entre les variations des paramètres neuromusculaires et la performance (i.e. temps pour parcourir le DTR) ou les douleurs perçues ont été testées. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

2.2. Résultats

Le temps de course nécessaire pour parcourir la partie descente a été de 34 ± 6 min. Aucun des indicateurs de fatigue neuromusculaire n'a été corrélé au temps de descente. Les variations relatives à Post et Post2d ont été indiquées en Table 8.

Table 8. Variations relatives par rapport à Pre à Post et Post2d des indicateurs de fatigue neuromusculaire aux extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF). Les changements significatifs entre Pre et Post ou Post2d sont notés par * ($P < 0,05$), ** ($P < 0,01$) ou *** ($P < 0,0001$). *Faible, moyen et fort* indiquent la taille de l'effet selon le coefficient *d* de Cohen.

	Variations en pourcentage par rapport à Pre					
	Post			Post2d		
KE		<i>d</i>	Taille de l'effet		<i>d</i>	Taille de l'effet
MVC	-18,6 ± 9,5***	1,09	fort	-8,5 ± 10,6***	0,52	moyen
VA	-6,95 ± 7,43**	1,05	fort	-2,04 ± 8,57	0,37	faible
VL M-wave	-16,1 ± 12,2**	0,36	faible	-8,0 ± 16,8	0,17	-
Tw	-42,9 ± 11,0***	2,88	fort	3,3 ± 13,7	0,18	-
Db100	-26,9 ± 12,7***	1,94	fort	-2,0 ± 12,4	0,17	-
10:100	-35,1 ± 14,5***	3,47	fort	-4,3 ± 17,6	0,49	faible
PF						
MVC	-25,4 ± 13,4***	1,23	fort	-10,0 ± 9,7***	0,53	moyen
VA	-7,88 ± 6,51***	1,32	fort	-3,80 ± 6,16*	0,64	moyen
SOL M-wave	-8,6 ± 25,1	0,24	faible	4,1 ± 32,7	0,04	-
Tw	-28,5 ± 8,7***	0,87	fort	-1,0 ± 11,6	0,03	-
Db100	-21,6 ± 8,5***	0,67	moyen	-3,3 ± 11,3	0,02	-
10:100	-7,45 ± 5,15	0,29	faible	0,36 ± 5,80	0,04	-

Le DTR a induit une baisse significative de MVC aux KE à Post ([95%CI : -14,7 à -22,5%], $d = 1,09$, $P < 0,0001$) et Post2d ([-4,21 à -12,8%], $d = 0,52$, $P < 0,0001$) ainsi qu'aux PF à

Post ([-20,0 à -30,9%], $d = 1,23$, $P < 0,0001$) et Post2d ([-6,1 à -14,0%], $d = 0,53$, $P < 0,0001$) (Table 8 et Figure 32).

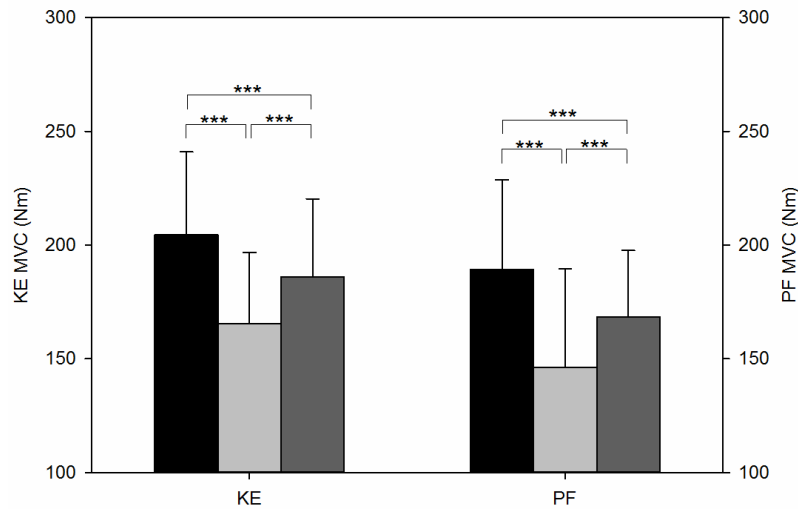


Figure 32. Moments de force produits lors de contractions maximales volontaires (MVC) des extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF) à Pre (barres noires), Post (barres grises) et Post2d (barres grises foncées). Les changements significatifs sont indiqués par * ($P < 0,05$), ** ($P < 0,01$) *** ($P < 0,001$).

A Post, tous les indicateurs de fatigue périphérique ont été significativement réduits aux KE (Table 8 et Figure 33), comprenant Tw ([-38,4 à -47,4%], $d = 2,88$, $P = 0,0001$), l'amplitude de l'onde M au VL ([-11,1 à -21,1%], $d = 0,36$, $P = 0,0007$), Db100 ([-21,7 à -32,0%], $d = 1,94$, $P < 0,0001$) et le ratio 10:100 ([-29,2 à -41,0%], $d = 3,47$, $P < 0,0001$). Aux PF, tandis que le ratio 10:100 ([-5,35 à -9,35%], $d = 0,29$, $P = 0,124$) et l'amplitude de l'onde M au SOL ([1,72 à -18,82%], $d = 0,24$, $P = 0,151$) n'ont pas été significativement altérés à Post, bien qu'une faible taille de l'effet soit à noter. En revanche, Tw ([-25,0 à -32,1%], $d = 0,87$, $P < 0,0001$) et Db100 ([-18,1 à -25,0%], $d = 0,67$, $P < 0,0001$) ont été significativement réduits aux PF à Post (Table 8 et Figure 33). A Post2d, les valeurs de tous les indicateurs de fatigue périphérique aux KE et PF étaient revenues à la normale (Table 8 et Figure 33). Seule une baisse avec une faible taille de l'effet à Post2d du ratio 10:100 aux KE a été observée ([2,86 à -11,5%], $d = 0,49$, $P = 0,162$).

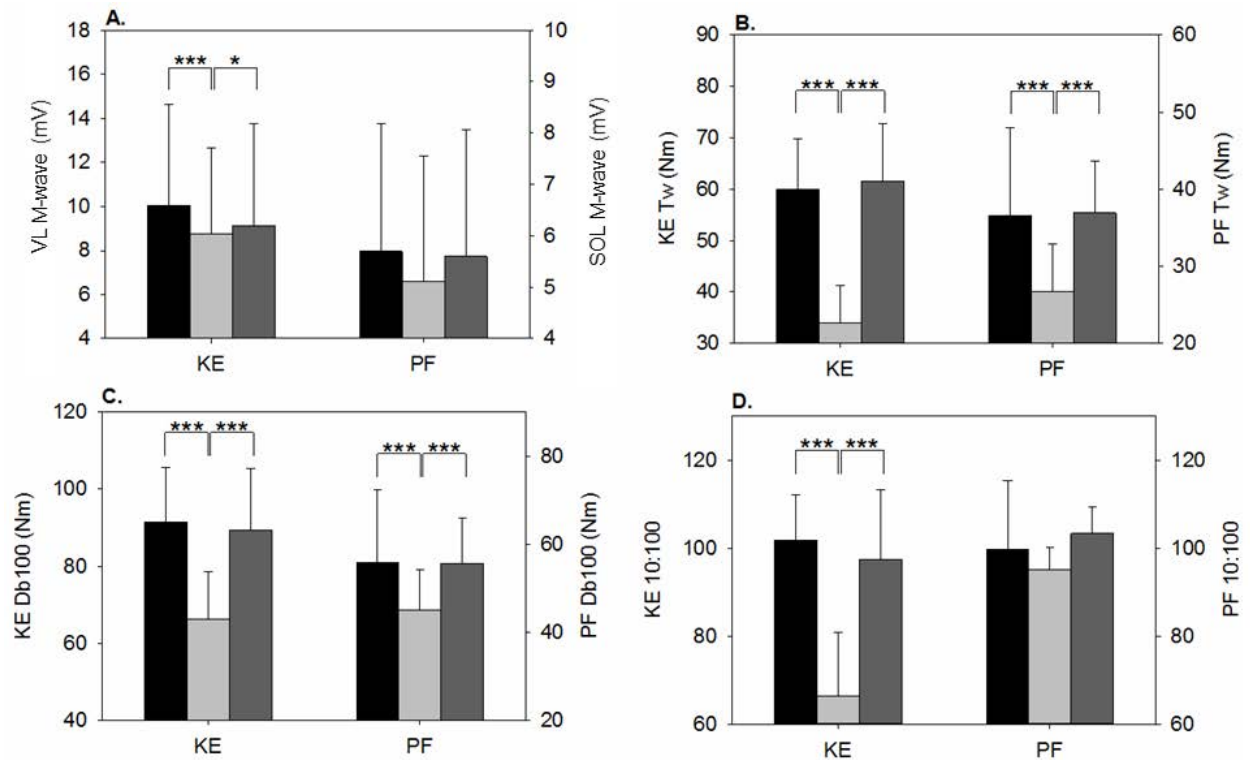


Figure 33. Valeurs des indicateurs de fatigue périphérique aux extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF) : (A) amplitude de l'onde M (M-wave), (B) réponse évoquée lors d'une *twitch* (Tw), (C) réponse évoquée par un doublet 100 Hz (Db100) et (D) ratio entre la réponse évoquée par un doublet basse fréquence et la réponse évoquée par un doublet haute fréquence (10:100). Les changements significatifs sont indiqués par * ($P < 0,05$), ** ($P < 0,01$) ou *** ($P < 0,001$).

Concernant la fatigue centrale, à Post, VA aux KE a diminué ($[-3,9 \text{ à } -10,0\%]$, $d = 1,05$, $P = 0,001$) ainsi qu'aux PF ($[-5,2 \text{ à } -10,6\%]$, $d = 1,32$, $P < 0,0001$) (Table 8 et Figure 34). A Post2d, VA aux KE était significativement inchangée par rapport à Pre malgré une faible taille de l'effet ($[1,46 \text{ à } -5,54\%]$, $d = 0,37$, $P = 0,145$). Une baisse de VA aux PF était toujours à noter à Post2d ($[-1,3 \text{ à } -6,3\%]$, $d = 0,64$, $P = 0,017$).

Une forte corrélation a été observée entre les variations de MVC aux KE à Post et Post2d ($R = 0,81$, $P < 0,0001$). La variation à Post de MVC aux KE était aussi significativement corrélée aux variations à Post de VA ($R = 0,44$, $P = 0,046$), Tw ($R = 0,45$, $P = 0,042$) et Db100 ($R = 0,50$, $P = 0,021$) aux KE. De façon intéressante, une forte baisse de MVC aux KE à Post était aussi corrélée au déficit de VA aux KE à Post2d ($R = 0,54$, $P = 0,013$) (Figure

35A). Aussi, la variation de MVC des KE à Post2d était significativement corrélée à la variation de Db100 aux KE ($R = 0,47$, $P = 0,033$), de même qu'au déficit de VA à Post2d aux KE ($R = 0,53$, $P = 0,013$) (Figure 35B).

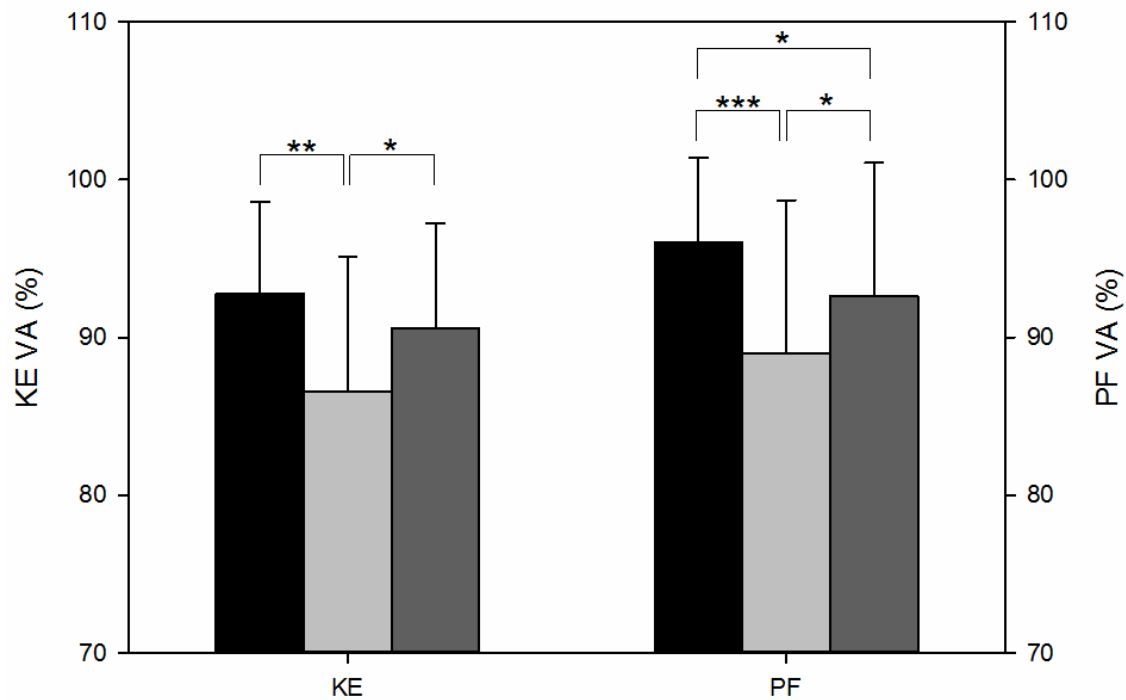


Figure 34. Pourcentages d'activation volontaire (VA) aux extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF) à Pre (barres noires), Post (barres grises) et Post2d (barres grises foncées). Les changements significatifs sont indiqués par * ($P < 0,05$), ** ($P < 0,01$) et *** ($P < 0,001$).

Pour les PF, les variations de MVC à Post et Post2d étaient aussi corrélées ($R = 0,61$, $P = 0,002$). A Post, la variation de MVC était significativement corrélée aux variations à Post de VA ($R = 0,53$, $P = 0,014$), Tw ($R = 0,57$, $P = 0,009$) et Db100 ($R = 0,57$, $P = 0,0009$) (Figure 35C). A Post2d, la variation de MVC était significativement corrélée aux variations à Post de Tw ($R = 0,66$, $P = 0,001$) et Db100 ($R = 0,67$, $P = 0,001$) (Figure 35D).

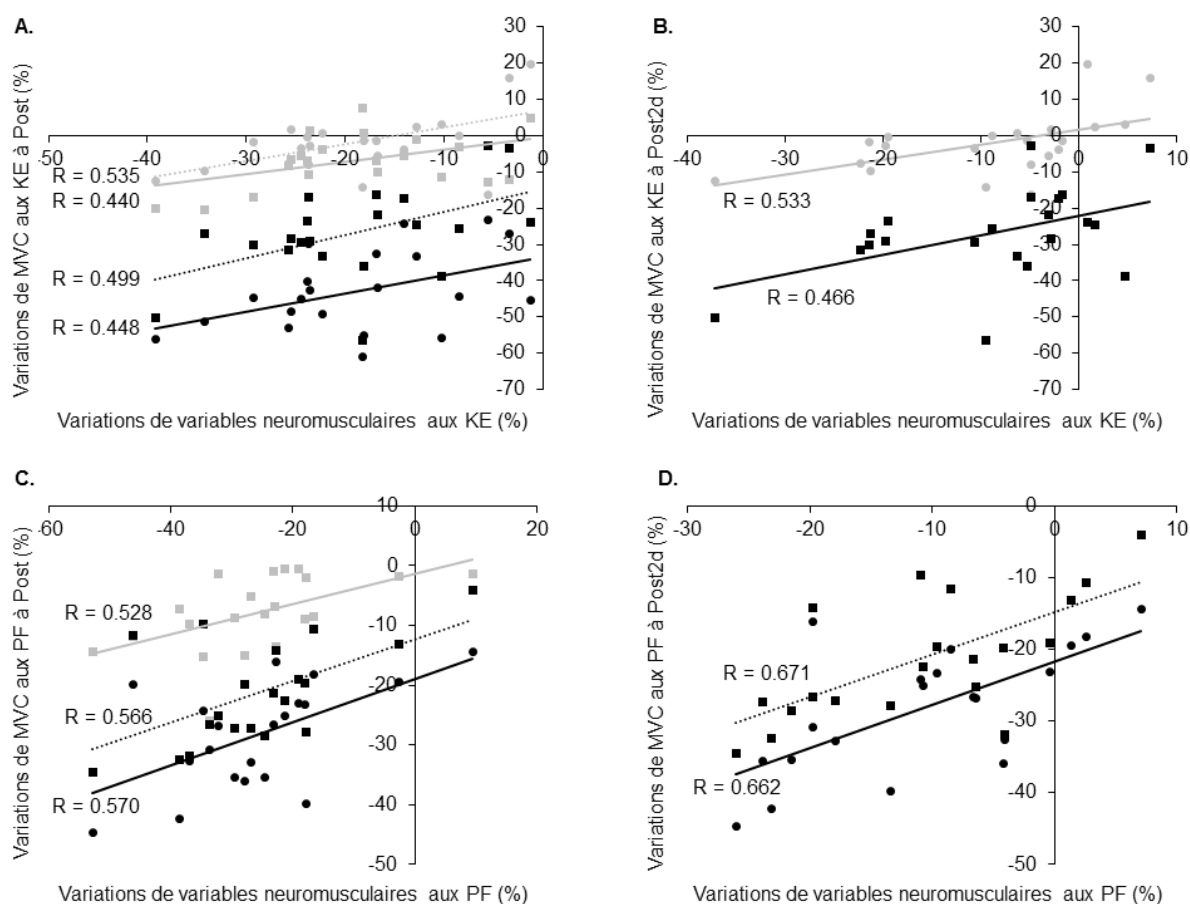


Figure 35. Corrélations entre les baisses relatives de MVC à Post et Post2d et les variations d'indices de fatigue périphérique et centrale aux extenseurs du genou (KE) et fléchisseurs plantaires (PF). Pour les KE, (A) corrélations entre la variation de MVC à Post et les variations à Post de la réponse évoquée par une *twitch* (Tw, points noirs, ligne de régression noire pleine), de la réponse évoquée par un doublet 100 Hz (Db100, carrés noirs, ligne de régression noire en pointillé), de l'activation volontaire (VA, carrés gris, ligne de régression grise pleine), et la variation de VA à Post2d (points gris, ligne de régression grise en pointillé) ; (B) corrélations entre la variation de MVC à Post2d et la variation à Post de Db100 (carrés noirs, ligne de régression noire pleine) et la variation à Post2d de VA (points gris, ligne de régression grise pleine). Pour les PF, (C) corrélations entre la variation de MVC à Post et les variations à Post de Tw (points noirs, ligne de régression noire pleine), de Db100 (carrés noirs, ligne de régression noire en pointillé) et de VA (carrés gris, ligne de régression grise pleine) ; (D) corrélations entre la variation de MVC à Post2d et les variations à Post de Tw (points noirs, ligne de régression noire pleine) et Db100 (carrés noirs, ligne de régression noire en pointillée).

A Post et Post2d, les douleurs perçues étaient significativement accrues aux quadriceps (Post : $2,82 \pm 2,45$; Post2d : $6,06 \pm 2,32$), ischio-jambiers (Post : $2,11 \pm 2,26$; Post2d : $3,24 \pm 2,76$), mollets (Post : $4,80 \pm 2,37$; Post2d : $6,93 \pm 2,58$) et fléchisseurs dorsaux (Post : $1,72 \pm 1,99$; Post2d : $1,80 \pm 2,35$) ($P < 0,001$, fortes tailles de l'effet). Les douleurs perçues ont été plus importantes à Post2d par rapport à Post pour les quadriceps ($P = 0,0001$), les ischio-

jambiers ($P = 0,03$) et les mollets ($P = 0,0002$). Le niveau de douleurs perçues aux mollets à Post était associé à la variation de VA aux PF à Post2d ($R = 0,46$, $P < 0,05$). Aux KE, des corrélations négatives ont été observées entre l'intensité des douleurs perçues aux quadriceps à Post2d et les baisses à Post de MVC ($R = -0,43$, $P < 0,05$), de Tw ($R = -0,75$, $P < 0,0001$), de Db100 ($R = -0,60$, $P < 0,01$), et les baisses à Post2d de Tw ($R = -0,68$, $P < 0,0001$) et Db100 ($R = -0,51$, $P < 0,05$). Ceci met en évidence, aux KE, que plus les altérations neuromusculaires périphériques sont sévères immédiatement après le DTR, plus les DOMS sont importantes. Aussi, la forte intensité des douleurs perçues aux KE à Post2d semble associée à de fortes dysfonctions périphériques à Post2d.

2.3. Discussion

L'objectif de cette étude était de quantifier et caractériser la fatigue neuromusculaire immédiate et différée aux KE et PF induite par une descente courte mais intense en situation de trail running. Les principaux résultats sont que : (i) le DTR a induit de larges baisses des capacités de production de force aux KE et PF (de ~19 à 25%) persistant deux jours après, ainsi que (ii) des dysfonctions neuromusculaires périphériques aiguës aussi sévères que celles observées à la suite de courses d'ultra-trail ; et (iii) les baisses de force maximale volontaire ont été associées à la sévérité des altérations périphériques immédiates et au déficit d'activation volontaire immédiat et prolongé.

2.3.1. Effets immédiats de la descente sur les fonctions neuromusculaires

2.3.1.1. Altérations neuromusculaires périphériques

Plusieurs mécanismes neuromusculaires périphériques ont été proposés comme étant à l'origine de la perte de force immédiate induite par un exercice excentrique. Dans cette étude, l'amplitude de l'onde M au VL a été réduite de ~16% immédiatement à la suite du DTR. Une

telle baisse est traditionnellement interprétée comme une diminution de l'excitabilité sarcolemmale (Millet *et al.*, 2011a; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). De par les dommages au sarcolemme induits par les contractions excentriques, il a été suggéré que la perméabilité sarcolemmale aux échanges ioniques augmente induisant une hausse de la concentration extracellulaire en ions K^+ et réduisant de ce fait la gradient de concentration Na^+/K^+ de part et d'autre de la membrane sarcolemmale (Millet *et al.*, 2003; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). Cette distribution anormale des ions altérerait l'excitabilité des fibres musculaires en perturbant la genèse et/ou la propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme (Millet *et al.*, 2011a; Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008). Tandis qu'une taille de l'effet faible du DTR sur l'amplitude de l'onde M au SOL a été notée, celle-ci n'a significativement pas été altérée immédiatement à la suite du DTR. L'altération immédiate de l'excitabilité sarcolemmale est en accord avec de précédentes observations sur les effets d'exercices excentriques intenses (Piitulainen *et al.*, 2010; Piitulainen *et al.*, 2008).

En-deçà de la jonction neuromusculaire, la perturbation du couplage excitation-contraction a aussi été proposée comme mécanisme à l'origine de la perte de force observée immédiatement à la suite d'exercices excentriques (Martin *et al.*, 2004, 2005; Nicol & Komi, 2010). Dans la présente étude, une baisse de 35% du ratio 10:100 a été observée aux KE immédiatement après le DTR, mettant ainsi en évidence la présence de LFF (Verges *et al.*, 2009). La LFF a été précédemment associée à l'altération de certaines étapes ou certains sites du couplage excitation-contraction, comme une faiblesse des récepteurs de la ryanodine¹⁵ (Saugy *et al.*, 2013), une libération des ions Ca^{2+} du réticulum sarcoplasmique réduite ou une faible sensibilité calcique des myofibrilles (Martin *et al.*, 2005; Millet *et al.*, 2011a; Place *et al.*, 2010). Là encore, même si une faible taille de l'effet du DTR sur le ratio 10:100 aux PF est à noter, ce paramètre est statistiquement inchangé à Post pour les PF. Parallèlement, de

¹⁵ Les récepteurs de la ryanodine sont des canaux calciques situés dans la membrane du réticulum sarcoplasmique.

fortes baisses des réponses évoquées (Db100 et Tw) ont été observées immédiatement après le DTR pour les KE et PF. De telles baisses sont typiquement associées à une réduction de la capacité de force des ponts actine-myosine (Place *et al.*, 2010).

A la vue de ces résultats, il semble que les KE aient été plus enclin aux dysfonctions périphériques au niveau du sarcolemme et du couplage excitation-contraction par rapport aux PF. Trois hypothèses peuvent être proposées pour expliquer cette observation. Premièrement, un contenu plus élevé en fibres musculaires lentes au sein des PF par rapport aux KE (Tirrell *et al.*, 2012) peut résulter en des dommages moins importants. En effet, il a été montré que la typologie des fibres musculaires influençait l'étendue des dommages à la suite de contractions excentriques (Brockett *et al.*, 2002; Lieber & Friden, 1988; Linnamo *et al.*, 2000). Brockett *et al.* (2002) ont alors suggéré que les unités motrices lentes seraient moins enclines aux dommages induits par des contractions excentriques que les unités motrices rapides probablement du fait d'une longueur optimale plus longue. Deuxièmement, la longueur des fibres musculaires au moment de la contraction excentrique pourrait être plus importante aux KE qu'aux PF du fait de la flexion du genou au contact initial mettant ainsi davantage en tension ces dernières. En effet, il a été montré, chez le lapin, que plus la longueur initiale des fibres musculaires lors d'un cycle étirement-détente était importante, plus la contrainte lors de la phase excentrique était élevée induisant en retour des dommages tissulaires plus sévères (Butterfield & Herzog, 2006). Troisièmement, le travail négatif, i.e. excentrique, réalisé au cours du cycle de course serait potentiellement plus important aux KE qu'aux PF lors du DTR. Bien qu'ils n'aient pas comparé statistiquement les données cinématiques et cinétiques du genou et de la cheville, Buczek & Cavanagh (1990) ont observé une part de travail négatif considérablement plus élevée au genou (~58 J, 49,5% du travail mécanique total) qu'à la cheville (~26 J, 28% du travail mécanique total) lors de tests de course sur tapis en descente.

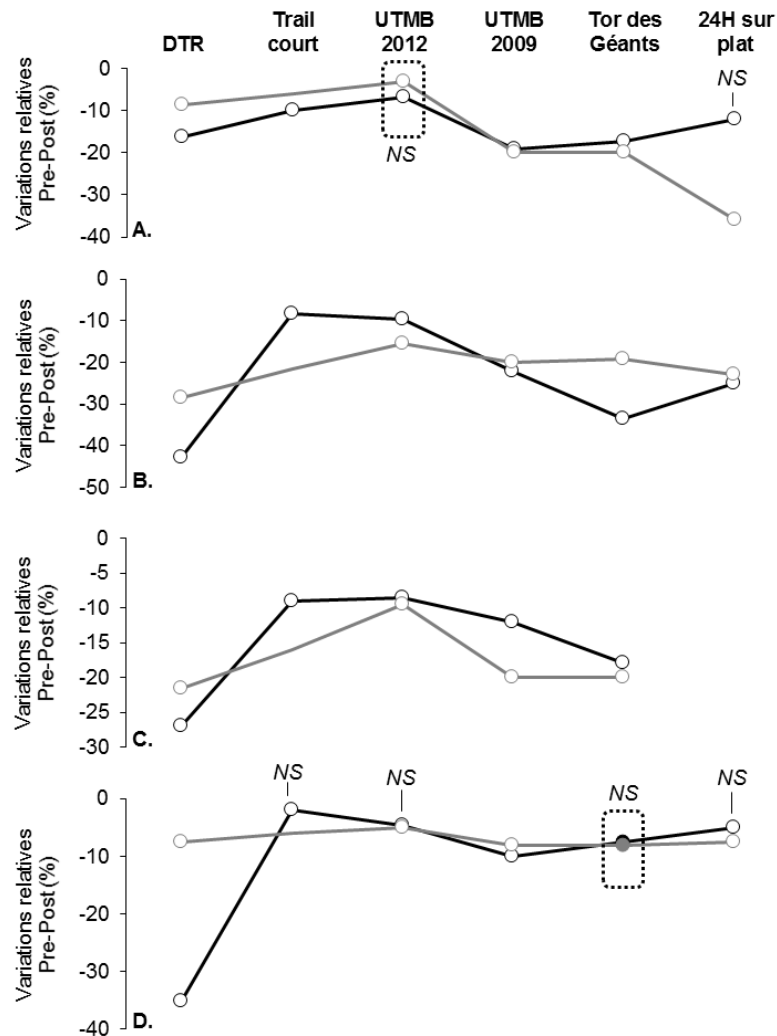


Figure 36. Variations relatives Pre-Post de différents indicateurs de fatigue périphérique observées lors de la présente expérimentation et lors de précédentes études pour les extenseurs du genou (courbes noires) et les fléchisseurs plantaires (courbes grises) : (A) amplitude de l'onde M, (B) réponse évoquée par une secousse isolée (*twitch*), (C) réponse évoquée par un doublet haute fréquence (80 Hz ou 100 Hz) et (D) ratio entre la réponse évoquée par un doublet basse fréquence (10 Hz ou 20 Hz) et la réponse évoquée par un doublet haute fréquence (80 Hz ou 100 Hz). Chaque point représente une variation moyenne. « DTR » fait référence à la présente expérimentation (distance : 8,5 km, dénivelé positif : 0 m, dénivelé négatif : 1264 m). « Trail court » fait référence à l'étude de Millet *et al.* (2003) (distance : 30 km, dénivelé positif : 800 m, dénivelé négatif : 800 m). A noter que pour cette étude seule la fatigue aux extenseurs du genou a été évaluée. « UTMB 2012 » fait référence à l'étude de Temesi *et al.* (2015) (distance : 110 km, dénivelé positif : 5862 m, dénivelé négatif : 5862 m). « UTMB 2009 » fait référence à l'étude de Millet *et al.* (2011b) (distance : 166 km, dénivelé positif : 9500 m, dénivelé négatif : 9500 m). « Tor des Géants » fait référence à l'étude de Saugy *et al.* (2013) (distance : 330 km, dénivelé positif : 24000 m, dénivelé négatif : 24000 m). « 24H sur plat » fait référence à l'étude de Martin *et al.* (2010) (distance : 149 ± 15 km, dénivelé positif : 0 m, dénivelé négatif : 0 m). A noter que la réponse évoquée par un doublet haute fréquence n'a pas été mesurée lors de cette étude. Les variations non significatives ont été indiquées par *NS*. Les points pleins indiquent que le résultat statistique a été mentionné dans l'article mais que les valeurs relatives ou absolues n'ont pas été reportées (cf. « Tor des Géants »).

Par ailleurs, il est intéressant de noter que les variations d'amplitude d'onde M et de ratio 10:100 aux PF sont davantage variables que celles aux KE, ce qui pourrait expliquer l'absence de différences significatives sur ces paramètres. La variabilité interindividuelle dans la sévérité des altérations neuromusculaires périphériques peut être imputée à une cinématique de course variable d'un sujet à l'autre affectant par conséquent la charge appliquée aux KE et PF. Altérer la géométrie du membre inférieur au contact initial change le volume de travail excentrique exercé aux KE et PF. Par exemple, adopter un pattern de course MFS-FFS résulte en une flexion plantaire au contact initial (e.g. Kulmala *et al.*, 2013; Shih *et al.*, 2013) plus importante augmentant de ce fait le volume de travail excentrique aux PF (Hamill *et al.*, 2014). A l'inverse, adopter un pattern RFS accroît le pic de flexion au genou lors de la phase de freinage (e.g. Kulmala *et al.*, 2013; Shih *et al.*, 2013) amplifiant ainsi le volume de travail excentrique aux KE (Hamill *et al.*, 2014).

La fatigue périphérique immédiate semble être autant sévère, voire plus, à la suite d'une descente de 6.5 km qu'après des courses d'ultra-trail bien plus longues (Figure 36). Les expérimentations menées au cours de telles courses ont mis en évidence des baisses de 10-18% de Db100 et de 11-34% de Tw aux KE ainsi que des diminutions de 20% de Db100 et Tw aux PF (Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013; Temesi *et al.*, 2015). De plus, alors que Millet *et al.* (2011b) notèrent une baisse de 10% du ratio 10:100 aux KE et PF, Saugy *et al.* (2013) et Temesi *et al.* (2015) n'ont observé aucune LFF. Ces niveaux d'altérations périphériques similaires (ou plus marquées) malgré une distance parcourue de 5 à 50 fois plus courte (Figure 29) peuvent évidemment être imputés à la vitesse de course probablement beaucoup plus élevée dans la présente étude mais aussi à l'important volume de travail excentrique. Il est intéressant de noter qu'une fatigue périphérique relativement modérée a été observée lors d'expérimentations abordant exclusivement de la course sur plat (Martin *et al.*, 2010; Place *et al.*, 2004; Saldanha *et al.*, 2008). Par exemple, aucune LFF ni aux KE ni aux

PF n'a été mis en évidence à la suite d'un test de course de 24 h (Martin et al. 2010) ou 5 h sur tapis (Place *et al.*, 2004). Saldanha *et al.* (2008) n'ont quant à eux noté aucune variation de réponses évoquées après 2 h de course sur plat. Les tâches excentriques intenses constitueraient par conséquent un facteur déterminant dans le développement de dysfonctions neuromusculaires périphériques, notamment dans l'apparition de LFF. En trail running, le volume de dénivelé négatif (sections de descente) et la vitesse à laquelle celles-ci sont parcourues pourraient être davantage décisifs dans la sévérité de la fatigue périphérique développée que la distance totale parcourue.

2.3.1.2. Déficit d'activation centrale

Concernant les effets immédiats du DTR sur les fonctions centrales, VA a diminué de ~7-8% en moyenne immédiatement après l'exercice lors d'extension du genou et de flexion plantaire indiquant la présence de fatigue centrale. La fatigue centrale peut être causée par plusieurs facteurs tels que des modifications cérébrales neurochimiques pouvant induire une sensation de fatigue et de léthargie ainsi qu'une baisse de la tolérance à la douleur, des changements dans les propriétés intrinsèques des motoneurones α ou des variations de décharge d'afférences (Gandevia, 2001; Millet *et al.*, 2011a). En utilisant la technique du doublet surimposé, il n'est pas possible de distinguer les causes spinales des causes supra-spinales (Millet & Lepers, 2004).

Néanmoins, plusieurs hypothèses peuvent être proposées afin d'identifier les causes de ce déficit. Premièrement, il peut être suggéré que le déficit d'activation centrale observé aux KE et PF soit causé en partie par une hausse du taux de décharge des afférences III/IV mécanosensitives et métabosensitives, i.e. sensibles à l'accumulation de métabolites comme le potassium ou l'acide lactique (Gandevia, 2001; Marqueste *et al.*, 2004; Martin *et al.*, 2009). Par exemple, dans leur expérimentation animale, Marqueste *et al.* (2004) ont observé

qu'un exercice de course en descente induisait une augmentation de la fréquence de décharge des fibres afférentes IV, tout comme l'injection de métabolites habituellement produits lors d'exercices excentriques (chlorure de potassium et acide lactique). De ce fait, la hausse de l'activité des fibres afférentes métabosensitives et méchanosensitives pourraient être en partie responsable de l'altération des fonctions musculaires accompagnant un exercice excentrique *via* l'inhibition présynaptique des fibres afférentes Ia, l'inhibition directe du pool de motoneurones α et/ou l'inhibition du cortex moteur (Gandevia, 2001, Figure 37). Par ailleurs, il est nécessaire de noter qu'une augmentation de l'activité des fibres afférentes III/IV peut également avoir un effet facilitateur sur l'activité des motoneurones γ (Nicol *et al.*, 2006). En effet, il a été suggéré à la suite d'une expérimentation animale que la hausse observée de la fréquence de décharge des motoneurones γ pouvait être induite par une augmentation de l'activité des afférences III/IV (Ljubisavljevic *et al.*, 1992).

Deuxièmement, la présence d'une fatigue intrafusale¹⁶ peut être à l'origine du déficit d'activation centrale. La répétition de contractions excentriques peut potentiellement induire fatigue et/ou dommages aux fibres intrafusales engendrant ainsi une baisse de la fréquence de décharge des fibres afférentes Ia (Avela *et al.*, 2001; Avela *et al.*, 1999b). Il a été précédemment observé que la répétition de cycles étirement-détente induisait une baisse de la raideur musculaire pouvant être due à une diminution de la force de résistance à l'étirement générée au niveau du sarcomère par les filaments de titine (Avela *et al.*, 1999b). Il est cependant à noter que cette hypothèse a été remise en question par une étude chez le chat ne mettant en avant aucun changement majeur de la fréquence de décharge du fuseau neuromusculaire *via* les afférences Ia à la suite de contractions excentriques (Gregory *et al.*, 2004).

¹⁶ La fatigue intrafusale se définit comme une baisse de la force de contraction des fibres intrafusales diminuant par conséquent la fréquence de décharge des fibres afférentes Ia (Nicol *et al.*, 2006).

Enfin, la présence d'un déficit d'activation centrale peut émaner d'une hausse de la fréquence de décharge des fibres afférentes Ib, dont l'origine se situe au niveau de l'organe tendineux de Golgi, ayant une action inhibitrice sur le pool de motoneurones α (Gandevia, 2001; Regueme *et al.*, 2005). Une expérimentation animale a ainsi mis en évidence à la suite de contractions excentriques une hausse de la fréquence de décharge des afférences Ib plus précoce, i.e. à une longueur musculaire plus faible, lors d'un étirement passif (Gregory *et al.*, 2002). Une augmentation de la tension musculaire passive induite par des contractures pourrait expliquer ce résultat selon les auteurs. Cependant, lors de mises en tension active aucune variation de la sensibilité de l'organe tendineux de Golgi n'a été observée.

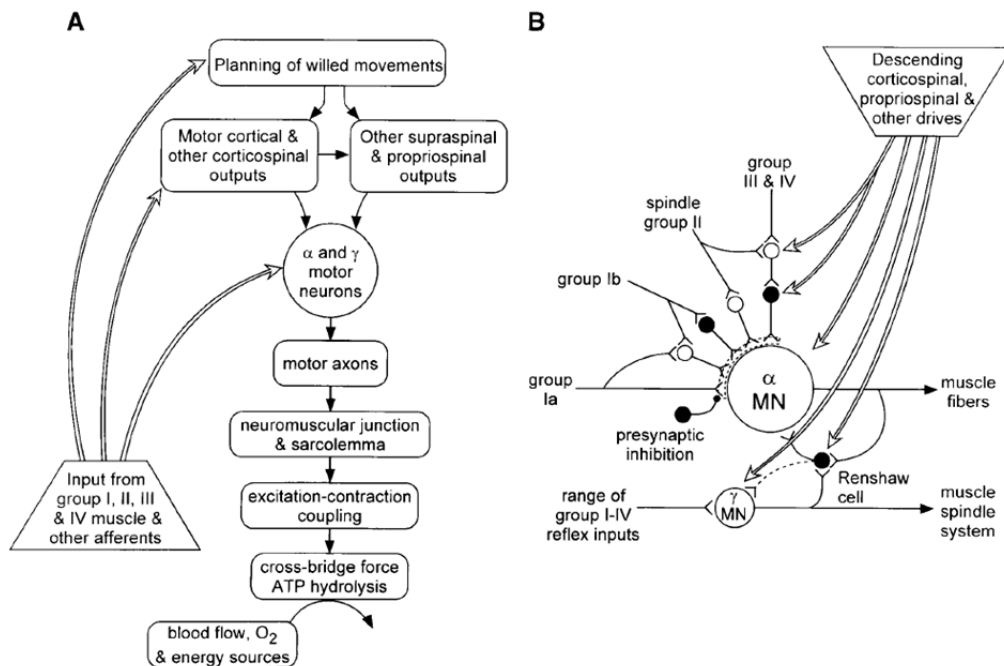


Figure 37. Etapes impliquées dans la production d'une force volontaire et facteurs pouvant influencer celle-ci. (A) Représentation schématique des étapes nécessaires à la contraction musculaire volontaire. Les feedbacks musculaires peuvent agir à trois niveaux du système nerveux central. (B) Représentation succincte des différentes afférences provenant du muscle agoniste agissant sur les motoneurones α et γ . Les cercles noirs représentent les actions inhibitrices. Les lignes en pointillé indiquent l'inhibition pré-synaptique agissant de façon sélective sur l'activité des motoneurones. D'après Gandevia (2001).

Comparant les résultats de la présente étude et ceux obtenus après des courses entières de trail running, le déficit d'activation volontaire est moins important à la suite du DTR (Figure

38). Temesi *et al.* (2014) ont reporté une baisse de VA de 26% à la suite d'une ultra-trail de 110 km. Millet *et al.* (2011b) ont quant eux observé des baisses de 19% et 6% de VA pour les KE et les PF, respectivement, à la suite d'un ultra-trail de 166 km. Enfin, Saugy *et al.* (2013) ont mis en avant un déficit d'activation de 22% et 29% après un ultra-trail de 330 km. Par ailleurs, il est intéressant de noter qu'une descente de ~35 min a induit approximativement un tiers du déficit d'activation observé à la suite de courses de 30-37 h. Néanmoins, la baisse de VA aux KE est aussi sévère que celle rapportée par Millet *et al.* (2003) à la suite d'un trail de 30 km. De ce fait, les sections de descente joueraient un rôle significatif dans le développement de la fatigue centrale lors de courses d'ultra-trail.

2.3.2. *Effets prolongés de la descente sur les fonctions neuromusculaires*

Deux jours après le DTR, tandis que les indicateurs de fatigue périphérique étaient revenus à la normale, les valeurs de MVC étaient toujours réduites par rapport à la session Pre et les douleurs perçues accrues par rapport à Pre et Post. Ces observations sont en accord avec celles faites par Martin *et al.* (2004), i.e. aucune marque de fatigue périphérique mais une baisse persistante de la production de force et la présence de DOMS 48 h après un exercice de course en descente sur une jambe. Peake *et al.* (2005) ont suggéré que les DOMS sont associées à la réponse inflammatoire résultant de la dégradation des tissus endommagés par les macrophages. Dans la présente étude, un déficit mineur mais significatif d'activation volontaire aux PF a été observé Post2d. Ce déficit prolongé de l'activation centrale pourrait induire une inhibition du pool de motoneurons consécutive à une hausse de la décharge des afférences III/IV apparaissant en réponse au processus inflammatoire caractérisé deux jours après un exercice excentrique par la dégradation des tissus endommagés par les macrophages (Peake *et al.*, 2005). Cette hypothèse a précédemment été supportée par des diminutions du réflexe H deux jours après des exercices incluant la répétition de cycle étirement-détente

(Nicol *et al.*, 2006). La potentielle défacilitation du pool de motoneurones α peut également être induite par une baisse du réflexe d'étirement des fuseaux musculaires. En effet, de précédentes expérimentations ont mis en évidence deux jours après la répétition de cycles étirement-détente une diminution de la réponse à l'étirement passif des PF (Avela *et al.*, 1999a; Nicol *et al.*, 1996). Pour résumer, le déficit prolongé de force pourrait être attribué en partie à une baisse de l'excitabilité du pool de motoneurones α résultant d'une hausse de la fréquence de décharge des afférences III/IV sensibles aux médiateurs de l'inflammation probablement induite par l'exercice excentrique subi et d'une fatigue intrafusale induisant une baisse de la fréquence de décharge des fibres afférentes Ia.

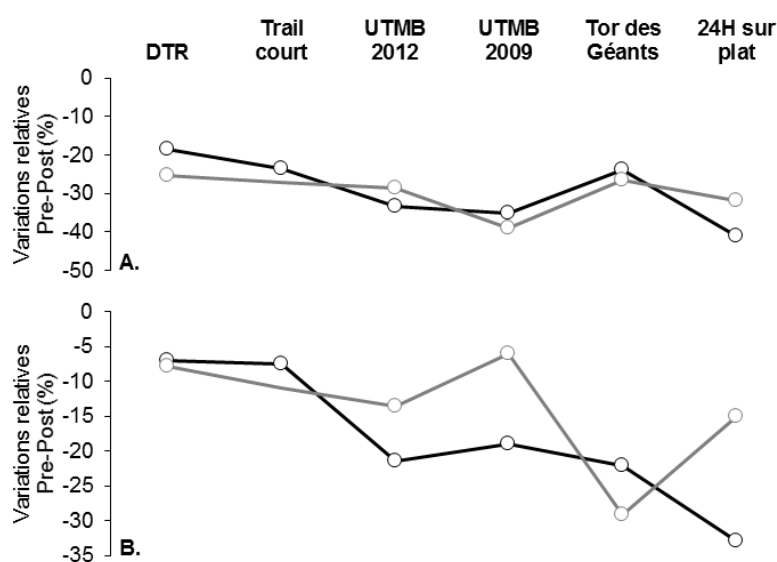


Figure 38. Variations relatives Pre-Post de la force maximale volontairement produite (A) et de l'activation volontaire (B) observées lors de la présente expérimentation et lors de précédentes études pour les extenseurs du genou (courbes noires) et les fléchisseurs plantaires (courbes grises). Chaque point représente une variation moyenne. « DTR » fait référence à la présente expérimentation (distance : 8,5 km, dénivelé positif : 0 m, dénivelé négatif : 1264 m). « Trail court » fait référence à l'étude de Millet *et al.* (2003) (distance : 30 km, dénivelé positif : 800 m, dénivelé négatif : 800 m). A noter que pour cette étude seule la fatigue aux extenseurs du genou a été évaluée. « UTMB 2012 » fait référence à l'étude de Temesi *et al.* (2015) (distance : 110 km, dénivelé positif : 5862 m, dénivelé négatif : 5862 m). « UTMB 2009 » fait référence à l'étude de Millet *et al.* (2011b) (distance : 166 km, dénivelé positif : 9500 m, dénivelé négatif : 9500 m). « Tor des Géants » fait référence à l'étude de Saugy *et al.* (2013) (distance : 330 km, dénivelé positif : 24000 m, dénivelé négatif : 24000 m). « 24H sur plat » fait référence à l'étude de Martin *et al.* (2010) (distance : 149 ± 15 km, dénivelé positif : 0 m, dénivelé négatif : 0 m). Toutes les variations Pre-Post présentées sont significatives.

3. ETUDE N°4 – PARTIE B | FATIGUE NEUROMUSCULAIRE ET ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE EN DESCENTE : INFLUENCE DE LA POSE DE PIED

La partie A de cette quatrième expérimentation a permis de mettre en évidence la probable importance des phases de descente dans l'apparition et le développement de la fatigue neuromusculaire centrale et périphérique lors de courses de trail ou ultra-trail. Ceci met alors d'autant plus en avant la nécessité de minimiser la sévérité de la fatigue musculaire induite par les sections de descente. L'objectif de la partie B de cette étude n°4 (Annexe 9) a été d'investiguer, sur la base des données présentées précédemment, si la pose de pied et sa variabilité influençaient la sévérité de la fatigue neuromusculaire subséquente immédiate et différée. La pose de pied a ainsi été identifiée tout au long du DTR. Afin d'appréhender plus justement les potentiels effets, l'activité EMG des principaux muscles du membre inférieur ont été également mesurées tout du long du DTR.

OBJECTIF N°4 DU TRAVAIL DE THESE

Analyser l'influence de la technique de pose de pied sur l'activité électromyographique lors d'une descente en situation de trail running ainsi que sur la sévérité de la fatigue neuromusculaire subséquente

3.1. Matériels et méthode

3.1.1. Sujets et design expérimental

Vingt-trois sujets ont été impliqués dans cette partie B. Leurs caractéristiques sont présentées dans la section 2.1.1. Du fait que la partie B ait été conduite lors de l'étude n°4, le design expérimental utilisé était le même que pour la partie A (cf. section 2.1.2). En plus des tests neuromusculaires conduits Pre, Post et Post2d ($45,0 \pm 2,7$ h après la fin de l'exercice), l'activité EMG des *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *gastrocnemius lateralis* et *tibialis*

anterior a été enregistrée tout au long du DTR ainsi que les accélérations du talon et des métatarses afin d'identifier la pose de pied en utilisant la méthode présentée précédemment (Partie 1, Giandolini *et al.*, 2014).

3.1.2. Identification du pattern de pose de pied

Matériel et enregistrement

Deux accéléromètres tri-axiaux sans fil avec capteur de pression atmosphérique (± 24 g, masse = 22 g, Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) ont été fixés par des straps Velcro sur la chaussure gauche des sujets : un au talon juste au-dessus de la semelle, un au-dessus des métatarses (Giandolini *et al.*, 2015). Ceux-ci étaient au préalable placés dans des pochettes afin de les protéger de l'eau, de la boue, etc. Pour l'attache à l'avant-pied, la bande Velcro a été insérée entre la semelle et la tige de la chaussure lors de son assemblage. Ces deux accéléromètres ont été utilisés pour identifier le pattern de pose de pied adopté lors du DTR en utilisant la méthode simple précédemment validée (Giandolini *et al.*, 2015; Giandolini *et al.*, 2014). Les deux accéléromètres étaient synchronisés par un système commun (Hikob, Villeurbanne, France). Une acquisition a été lancée au départ du DTR et arrêtée dès l'arrivée du sujet devant le laboratoire. Les accélérations et la pression atmosphériques ont été échantillonnées à 1344 Hz et 12 Hz, respectivement, et les données ont été enregistrées sur des cartes micro-SD.

Analyse des données accélérométriques

Les accélérations ont été analysées sur six sections du DTR sélectionnées *a priori* (Figure 39). Ces sections ont été choisies du fait que leur surface n'était pas excessivement accidentée permettant alors aux sujets d'adopter une cinématique de course stable. A partir des données de pression atmosphérique, l'altitude tout au long du parcours a été recalculée et

utilisée pour le découpage des signaux bruts d'accélération ainsi que pour la mesure du temps de course au sein de chaque session. La vitesse moyenne de course du sujet par section a ensuite été calculée à partir de la distance linéaire de la section et du temps nécessaire pour parcourir cette distance. Les données accélérométriques ont été analysées avec le logiciel Scilab 5.4.1. (Scilab Enterprises, Orsay, France). Les signaux des accélérations axiales du talon et des métatarses ont été filtrés avec un filtre passe-haut de 10 Hz afin de faciliter la détection des pics d'impact en retirant la part active de l'accélération. Pour chaque pas, le temps entre le pic d'accélération du talon et le pic d'accélération des métatarses a été mesuré (THM) (Giandolini *et al.*, 2014). Chaque valeur de THM a ensuite permis de classifier le pas comme RFS, MFS ou FFS en utilisant les critères précédemment proposés par Giandolini *et al.* (2014) : $FFS < -5,49 \text{ ms} < MFS < 15,2 \text{ ms} < RFS$. Pour chaque section, la part relative de chaque type de pattern de pose de pied a été évaluée (%RFS, %MFS et %FFS). L'écart-type du THM au cours du DTR a été utilisé comme un indicateur de la variabilité du pattern de pose de pied (THM_{SD}).

3.1.3. *Mesure de l'activité électromyographique*

Matériel et enregistrement

Les activités EMG des *vastus lateralis* (VL_{DTR}), *biceps femoris* (BF_{DTR}), *gastrocnemius lateralis* (GL_{DTR}) et *tibialis anterior* (TA_{DTR}) ont été mesurées tout au long du DTR. A cause de problèmes de batterie lors du DTR, les données EMG de 8 sujets n'ont pas pu être traitées. Les sujets ont été équipés de quatre électrodes EMG SX-230 (masse = 5 g, distance inter-électrode = 20 mm, bande de fréquences mesurées = 20-460 Hz, gain = 1000) et d'une électrode de référence R506 placée à la malléole gauche. Les électrodes ont été connectées à un système sans fil DataLOG MWX8 (masse = 125 g, Biometrics Ltd, Newport, UK). Les données EMG ont été enregistrées sur une carte micro-SD à 1000 Hz. Après avoir rasé, poncé

et nettoyé la peau du sujet, les électrodes ont été fixées avec un double-adhésif T350 (Biometrics Ltd, Newport, UK) sur les VL, BF, GL et TA de la jambe gauche en suivant les recommandations de la SENIAM. Les fils ont été plaqués contre la jambe avec de l'adhésif médical afin de limiter le bruit engendré par leur mouvement. Pour chaque muscle, trois contractions maximales volontaires de 5 sec ont été réalisées avant le DTR dans les positions recommandées par la SENIAM. Les données EMG ont été synchronisées aux données accélérométriques en délivrant un input analogique *via* un câble XLR du boîtier de synchronisation des accéléromètres connecté sur une voie du système EMG avant le départ et dès l'arrivée au laboratoire.

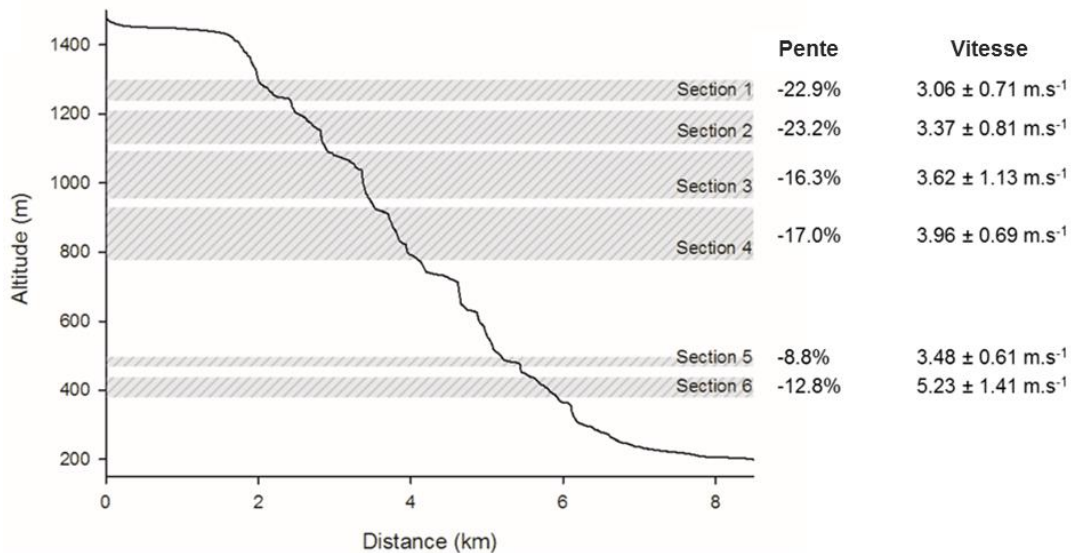


Figure 39. Sections utilisées pour l'analyse des données accélérométriques et électromyographiques. La pente moyenne et la vitesse moyenne ± écart-type ont été indiquées pour chaque section. Les distances linéaires des sections de 1 à 6 sont de 317 m, 412 m, 970 m, 1046 m, 251 m et 360 m, respectivement. Les sections de 1 à 4 sont des sentiers étroits en terre. La section 5 est une route goudronnée. La section 6 est un chemin forestier caillouteux.

Analyse des données électromyographiques

Comme pour les signaux d'accélération, les signaux EMG ont été analysés au cours des six sections sélectionnées *a priori* (Figure 39). Après avoir découpé les signaux bruts en six sous-échantillons, pour chaque muscle et chaque section, le signal RMS (*root mean square*) a

été calculé à partir du signal EMG brut global de chaque section, incluant ainsi les phases de vol et les phases de contact. La moyenne du signal RMS de chaque section a ensuite été calculée. Pour chaque muscle, les valeurs RMS moyennes obtenues par section ont été normalisées par la valeur de RMS maximale (RMS_{max}) atteinte lors des trois contractions maximales volontaires effectuées avant le DTR. Celle-ci a été obtenue en calculant le signal RMS du signal EMG en utilisant une fenêtre temporelle de 250 ms. Les valeurs de RMS obtenues au cours du DTR ont ainsi été exprimées en pourcentage de RMS_{max} .

3.1.4. *Evaluation des fonctions neuromusculaires et des douleurs perçues*

La procédure et les données utilisées pour l'évaluation de la fatigue neuromusculaire centrale et périphérique aux KE et PF ainsi que des douleurs perçues ont été les mêmes que pour la partie A de l'étude n°4 (cf. section 2.1.3). En plus des indicateurs de fatigue périphérique (M-wave, Tw, Db100, 10:100) et centrale (VA) précédemment énoncés, des indices de fatigue et douleurs globales du membre inférieure ont été calculés à partir des mesures de MVC des KE et PF d'une part et des scores de douleurs perçues aux quadriceps, ischio-jambiers, mollets et fléchisseurs dorsaux d'autre part. Afin d'évaluer la fatigue globale du membre inférieur à Post et Post2d, les variations absolues par rapport à Pre des moments de force produits lors de MVC aux KE et PF ont été sommées pour chaque session ($\sum_{\Delta MVC}$). Afin d'évaluer la sensation globale de douleur au membre inférieur à Post et Post2d, les scores de douleurs perçues pour chaque muscle ont été sommés pour chaque session (\sum_{PP}).

3.1.5. *Analyse statistique*

Pour chaque sujet, les valeurs de THM et de RMS (VL_{DTR} , BF_{DTR} , GL_{DTR} , TA_{DTR}) ont été moyennées au cours des six sections. Pour étudier l'effet du pattern de pose de pied sur l'activité EMG des muscles du membre inférieur considérés au cours du DTR

(indépendamment d'un possible effet vitesse), des régressions linéaires multiples ont été réalisées avec comme variables dépendantes les valeurs de RMS par section et comme variables indépendantes le THM moyen et la vitesse moyenne de course par section ($n = 90$). Pour étudier l'effet du pattern de pose de pied, de sa variabilité et de l'activité EMG du VL au cours du DTR sur la fatigue neuromusculaire immédiate et différée aux KE, des régressions linéaires multiples ont été réalisées avec comme variables dépendantes les variations relatives Pre-Post et Pre-Post2d des paramètres neuromusculaires mesurées aux KE et comme variables indépendantes le THM moyen sur le DTR, THM_{SD} et la valeur RMS VL_{DTR} moyenne sur le DTR ($n = 15$). Pour étudier l'effet du pattern de pose de pied, de sa variabilité et de l'activité EMG du GL au cours du DTR sur la fatigue neuromusculaire immédiate et différée aux PF, des régressions linéaires multiples ont été réalisées avec comme variables dépendantes les variations relatives Pre-Post et Pre-Post2 des paramètres neuromusculaires mesurées aux PF et comme variables indépendantes le THM moyen sur le DTR, THM_{SD} et la valeur RMS GL_{DTR} moyenne sur le DTR ($n = 15$). Pour étudier l'effet du pattern de pose de pied, de sa variabilité et de l'activité EMG des VL et GL sur la fatigue globale au membre inférieur immédiate et différée, des régressions linéaires multiples ont été réalisées avec comme variables dépendantes $\sum_{\Delta MVC}$ à Post et Post2d et comme variables indépendantes le THM moyen sur le DTR, THM_{SD} , et les valeurs RMS VL_{DTR} et GL_{DTR} moyennes sur le DTR ($n = 15$). Enfin, pour étudier l'effet du pattern de pose de pied, de sa variabilité et de l'activité EMG des muscles du membre inférieur sur la sensation globale de douleur au membre inférieur immédiate et différée, des régressions linéaires multiples ont été réalisées avec comme variables dépendantes \sum_{PP} à Post et Post2d et comme variables indépendantes le THM moyen sur le DTR, THM_{SD} , et les valeurs RMS VL_{DTR} , BF_{DTR} , GL_{DTR} et TA_{DTR} moyennes sur le DTR ($n = 15$).

3.2. Résultats

Comme précédemment mentionné, le temps nécessaire pour parcourir le DTR a été de 34 ± 6 min. Au cours du DTR, 439 ± 34 pas par sujet ont été analysés. En moyenne, les %RFS, %MFS et %FFS au cours des six sections analysées ont été de $40,2 \pm 30,9\%$, $23,8 \pm 18,6\%$ et $36,0 \pm 27,9\%$, respectivement. Cinq sujets ont présenté un %RFS supérieur à 66%, 7 sujets ont présenté un %RFS compris entre 33% et 66% et 11 sujets ont présenté un %RFS inférieur à 33%. La performance (i.e. temps pour parcourir le DTR) n'était pas corrélée au profil moyen de pose de pied adopté lors du DTR (i.e. THM ou %RFS moyen) comme indiqué par la Figure 40.

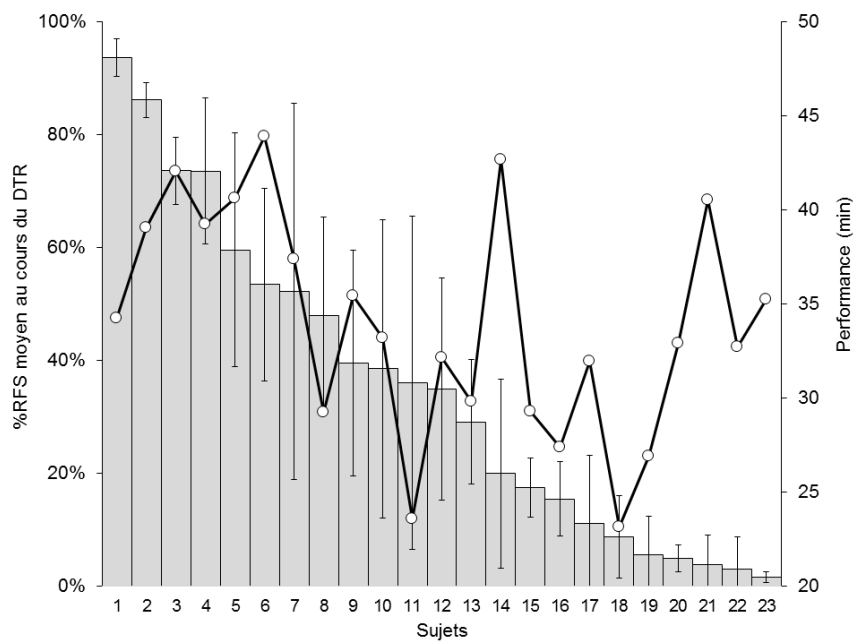


Figure 40. Pourcentage moyen de pas en attaque talon au cours du DTR (%RFS) et écart-type pour chaque sujet (barres grises). Les points blancs représentent la performance des sujets, i.e. le temps nécessaire pour parcourir le DTR.

3.2.1. Effets du pattern de pose de pied sur l'activité électromyographique des muscles du membre inférieur

Les valeurs RMS moyennes au cours du DTR $28,2 \pm 14,5\%$ de RMS_{max} pour VL_{DTR} , $23,5 \pm 10,3\%$ pour BF_{DTR} , $28,1 \pm 12,0\%$ pour GL_{DTR} , et $35,9 \pm 18,0\%$ pour TA_{DTR} . L'analyse par

régressions linéaires multiples a indiqué que les activités EMG de VL_{DTR} et TA_{DTR} étaient positivement corrélées au THM ($P < 0,0001$, Table 9). A l'inverse, l'activité EMG de GL_{DTR} était négativement corrélée au THM ($P < 0,05$, Table 9). En d'autres termes, les patterns RFS ont été associés à une sollicitation plus importante des VL et TA au cours du DTR mais une sollicitation plus faible du GL.

Table 9. Modèles obtenus à partir des régressions linéaires multiples effectuées à partir des valeurs RMS (VL_{DTR}, BF_{DTR}, GL_{DTR} et TA_{DTR}) au cours des six sections comme variables dépendantes, et la vitesse de course et le THM moyens pour chaque section comme variables indépendantes. Le coefficient B, le coefficient β pondéré et la valeur P ont été indiqués pour chaque interaction entre les variables dépendantes et les variables indépendantes. Pour chaque modèle, la constante, la valeur R^2 ajustée et la valeur P ont été reportées. Les interactions significatives ont été indiquées en gras.

		Vitesse moyenne	THM	Constante	R^2	P
VL _{DTR} RMS	Coefficient B	3,815	0,338			
	β	0,503	0,430	8,3	0,27	<0,0001
	P	<0,0001	<0,0001			
BF _{DTR} RMS	Coefficient B	-1,347	0,070			
	β	-0,099	0,050	30,2	0,01	0,536
	P	0,412	0,678			
GL _{DTR} RMS	Coefficient B	0,553	-0,297			
	β	0,047	-0,242	28,3	0,05	0,062
	P	0,691	0,041			
TA _{DTR} RMS	Coefficient B	4,603	0,867			
	β	0,242	0,440	17,9	0,16	0,001
	P	0,031	<0,0001			

3.2.2. Effets du profil du pattern de pose de pied et de l'activité électromyographique sur la fatigue neuromusculaire et les douleurs perçues

Aucune des variations relatives Pre-Post et Pre-Post2d des variables neuromusculaires mesurées aux KE et PF n'a été corrélée à la performance et donc indirectement à la vitesse de course lors du DTR.

Aux extenseurs du genou (KE)

THM était positivement corrélé aux variations relatives Pre-Post de Db100 ($P = 0,044$, Table 10) et du ratio 10:100 ($P = 0,007$, Table 10) et tendait à être positivement corrélé à la variation relative Pre-Post de Tw ($P = 0,085$, Table 10). Aussi, THM était positivement corrélé aux variations relatives Pre-Post2d de Tw ($P = 0,046$, Table 10) et du ratio 10:100 ($P = 0,044$, Table 10), et tendait fortement à être positivement corrélé à la variation relative Pre-Post2d de Db100 ($P = 0,057$, Table 10). Globalement, ces résultats indiquent que plus les sujets tendaient à adopter un pattern de pose de pied majoritairement FFS, plus la fatigue périphérique immédiate et différée aux KE était sévère.

THM_{SD} était positivement corrélé à la variation relative Pre-Post de Db100 ($P = 0,013$, Table 10) et tendait également à être positivement corrélé à la variation relative Pre-Post de MVC ($P = 0,075$, Table 10). Aussi, des corrélations positives ont été observées entre THM_{SD} et les variations relatives Pre-Post2d de Db100 et VA ($P = 0,028$ et $P = 0,012$, respectivement, Table 10). Globalement, ces résultats indiquent que plus les coureurs alternaient entre les différentes poses de pied au cours du DTR, moins la baisse de Db100 immédiate et différée était marquée.

La valeur RMS moyenne de VL_{DTR} était négativement corrélé aux variations relatives Pre-Post de Tw ($P = 0,019$), Db100 ($P = 0,016$) et du ratio 10:100 ($P = 0,010$, Table 10). Elle tendait à être négativement corrélée à la variation relative Pre-Post de VL M-wave ($P = 0,077$, Table 10). De plus, des corrélations négatives ont été observées entre la valeur moyenne de RMS au VL_{DTR} et les variations relatives Pre-Post2d de VL M-wave ($P = 0,043$), Tw ($P = 0,018$) et Db100 ($P = 0,011$, Table 10). Globalement, ces résultats indiquent que la sévérité de la fatigue neuromusculaire périphérique aux KE est dépendante de l'intensité de sollicitation du VL lors du DTR.

Aux fléchisseurs plantaires

Aucune corrélation significative n'a été observée entre THM et les variations relatives Pre-Post et Pre-Post2d des paramètres neuromusculaires mesurés aux PF (Table 11). En revanche, THM_{SD} était positivement corrélé à la variation relative Pre-Post2d de MVC ($P = 0,019$, Table 11) et tendait à être corrélé à la variation relative Pre-Post de MVC ($P = 0,068$, Table 11). Une corrélation négative a été également observée entre la valeur RMS moyenne de GL_{DTR} et la variation relative Pre-Post de MVC ($P = 0,033$, Table 11) ainsi que la variation relative Pre-Post2d de VA ($P = 0,022$, Table 11). Ces résultats laissent suggérer que le profil prédominant de pose de pied adopté n'influence pas la sévérité de la fatigue neuromusculaire aux PF mais que plus la variabilité de la pose de pied au cours du DTR est importante (i.e. plus les coureurs alternaient entre les différentes poses de pied), moins la perte de force aux PF est sévère notamment à Post2d.

Fatigue et sensation de douleur globales au membre inférieur

THM et les valeurs moyennes de RMS aux VL_{DTR} et GL_{DTR} n'étaient pas corrélés à $\sum_{\Delta MVC}$ à Post ou Post2d. En revanche, une corrélation positive a été observée entre THM_{SD} et $\sum_{\Delta MVC}$ à Post ($\beta = 0,59$, $P = 0,036$). THM_{SD} tendait également à être corrélé à $\sum_{\Delta MVC}$ à Post2d ($\beta = 0,55$, $P = 0,066$). Ceci met en évidence qu'alterner la pose de pied lors du DTR a permis de minimiser la fatigue globale du membre inférieur. Par ailleurs, \sum_{PP} à Post et Post2d ne furent corrélées ni à THM, THM_{SD} ou aux valeurs de RMS de VL_{DTR} , BF_{DTR} , GL_{DTR} ou TA_{DTR} .

Table 10. Modèles obtenus à partir des régressions linéaires multiples effectuées à partir des variations relatives Pre-Post et Pre-Post2d des paramètres neuromusculaires mesurés aux KE comme variables dépendantes, et le temps de course, le THM moyen, THM_{SD} et la valeur RMS moyenne de VL_{DTR} comme variables indépendantes. Le coefficient B, le coefficient β pondéré et la valeur P ont été indiqués pour chaque interaction entre les variables dépendantes et les variables indépendantes. Pour chaque modèle, la constante, la valeur R^2 ajustée et la valeur P ont été reportées. Les interactions significatives ont été indiquées en gras.

		Temps de course	THM	THM _{SD}	VL _{DTR} RMS	Constante	R ²	P
Variations relatives Pre-Post pour les KE								
MVC	Coefficient B	-0,279	0,176	1,136	-0,033			
	β	-0,225	0,275	0,580	-0,069	-17,4	0,10	0,341
	P	0,509	0,454	0,075	0,829			
VL M-wave	Coefficient B	-0,209	-0,243	-1,155	-0,413			
	β	-0,109	-0,245	-0,383	-0,551	11,2	0,30	0,150
	P	0,714	0,448	0,165	0,077			
Tw	Coefficient B	0,109	0,487	0,627	-0,486			
	β	0,064	0,550	0,232	-0,725	-39,1	0,42	0,077
	P	0,813	0,085	0,337	0,019			
Db100	Coefficient B	0,288	0,435	1,445	-0,374			
	β	0,177	0,517	0,562	-0,585	-35,3	0,65	0,012
	P	0,407	0,044	0,013	0,016			
10:100	Coefficient B	-0,540	0,807	-0,060	-0,500			
	β	-0,316	0,910	-0,022	-0,744	-12,4	0,52	0,038
	P	0,218	0,007	0,918	0,010			
VA	Coefficient B	0,253	-0,236	-0,419	0,041			
	β	0,293	-0,526	-0,306	0,119	-12,2	0,11	0,612
	P	0,442	0,211	0,359	0,736			
Variations relatives Pre-Post2d pour les KE								
MVC	Coefficient B	-0,636	0,320	1,377	-0,131			
	β	-0,372	0,361	0,509	-0,195	6,1	0,13	0,304
	P	0,279	0,324	0,105	0,537			
VL M-wave	Coefficient B	-0,061	0,298	0,030	-0,775			
	β	-0,022	0,209	0,007	-0,715	12,5	0,16	0,275
	P	0,946	0,554	0,981	0,043			
Tw	Coefficient B	-0,573	0,911	0,811	-0,762			
	β	-0,222	0,681	0,198	-0,751	31,0	0,39	0,094
	P	0,433	0,046	0,421	0,018			
Db100	Coefficient B	0,452	0,451	1,350	-0,443			
	β	0,252	0,485	0,476	-0,628	-16,5	0,65	0,012
	P	0,25	0,057	0,028	0,011			
10:100	Coefficient B	0,373	1,298	1,126	-0,384			
	β	0,109	0,730	0,208	-0,285	-19,9	0,31	0,143
	P	0,713	0,044	0,428	0,321			
VA	Coefficient B	0,062	-0,031	1,149	-0,057			
	β	0,063	-0,060	0,738	-0,148	-7,0	0,42	0,080
	P	0,817	0,836	0,012	0,568			

Table 11. Modèles obtenus à partir des régressions linéaires multiples effectuées à partir des variations relatives Pre-Post et Pre-Post2d des paramètres neuromusculaires mesurées aux KE comme variables dépendantes, et le temps de course, le THM moyen, THM_{SD} et la valeur RMS moyenne de VL_{DTR} comme variables indépendantes. Le coefficient B, le coefficient β pondéré et la valeur *P* ont été indiqués pour chaque interaction entre les variables dépendantes et les variables indépendantes. Pour chaque modèle, la constante, la valeur R² ajustée et la valeur *P* ont été reportées. Les interactions significatives ont été indiquées en gras.

		Temps de course	THM	THM _{SD}	GL _{DTR} RMS	Constante	R ²	<i>P</i>
Variations relatives Pre-Post pour les PF								
MVC	Coefficient B	-0,026	-0,171	1,776	-0,677			
	β	-0,012	-0,126	0,467	-0,624	-12,8	0,43	0,072
	<i>P</i>	0,962	0,625	0,068	0,033			
SOL M-wave	Coefficient B	1,571	-0,074	-0,914	0,473			
	β	0,310	-0,024	-0,105	0,192	-71,1	0,11	0,891
	<i>P</i>	0,417	0,951	0,763	0,618			
Tw	Coefficient B	0,219	0,110	0,741	-0,348			
	β	0,150	0,124	0,298	-0,490	-31,7	0,22	0,214
	<i>P</i>	0,604	0,682	0,284	0,122			
Db100	Coefficient B	-0,157	0,145	0,988	-0,281			
	β	-0,116	0,175	0,426	-0,425	-16,5	0,17	0,258
	<i>P</i>	0,697	0,574	0,148	0,184			
10:100	Coefficient B	0,315	0,082	-0,152	-0,098			
	β	0,381	0,163	-0,107	-0,243	-14,0	0,06	0,381
	<i>P</i>	0,246	0,622	0,715	0,456			
VA	Coefficient B	0,554	-0,116	0,419	-0,203			
	β	0,469	-0,161	0,207	-0,352	-21,3	0,11	0,324
	<i>P</i>	0,153	0,618	0,475	0,279			
Variations relatives Pre-Post2d pour les PF								
MVC	Coefficient B	0,575	0,262	1,946	0,006			
	β	0,334	0,25	0,663	0,007	-42,8	0,41	0,084
	<i>P</i>	0,205	0,353	0,019	0,977			
SOL M-wave	Coefficient B	2,497	0,895	-0,637	0,893			
	β	0,437	0,257	-0,065	0,320	-107,4	0,03	0,501
	<i>P</i>	0,208	0,464	0,832	0,354			
Tw	Coefficient B	-0,220	-0,248	-0,453	-0,018			
	β	-0,146	-0,269	-0,175	-0,025	7,5	0,13	0,866
	<i>P</i>	0,695	0,494	0,615	0,948			
Db100	Coefficient B	-0,112	-0,183	-0,866	0,041			
	β	-0,074	-0,199	-0,335	0,056	2,9	0,17	0,798
	<i>P</i>	0,839	0,603	0,336	0,880			
10:100	Coefficient B	-0,184	-0,067	0,496	-0,178			
	β	-0,229	-0,137	0,361	-0,455	8,2	0,06	0,382
	<i>P</i>	0,474	0,680	0,239	0,182			
VA	Coefficient B	-0,382	-0,109	0,202	-0,399			
	β	-0,350	-0,163	0,108	-0,751	19,2	0,32	0,135
	<i>P</i>	0,214	0,565	0,666	0,022			

3.3. Discussion

L'objectif de cette partie B était d'étudier l'influence du profil de pose de pied adopté lors d'une descente en situation de trail et de sa variabilité sur l'activité EMG des principaux

muscles du membre inférieur ainsi que sur la sévérité de la fatigue neuromusculaire immédiate et prolongée. Les principaux résultats mettent en avant que (i) la pose de pied adoptée influence l'activité des muscles du membre inférieur au cours du DTR ; (ii) le profil de pose de pied prédominant, la variabilité de celui-ci et l'activité EMG du VL et GL influencent la sévérité de la fatigue neuromusculaire immédiate et différée aux KE et PF ; et (iii) alterner la pose de pied lors d'une section de descente permet de réduire l'intensité de la fatigue globale au membre inférieur.

Les résultats statistiques démontrent que l'intensité de l'activité du VL et GL durant le DTR influence la sévérité de la fatigue neuromusculaire immédiate et différée aux KE et PF, respectivement. Aux KE, plus l'activité du VL lors de l'exercice était importante, plus les baisses de forces évoquées et la fatigue basse fréquence étaient sévères à Post et Post2d. Aux PF, plus l'activité du GL lors de l'exercice était importante, plus la perte de force immédiate et le déficit d'activation centrale différée étaient élevés. Par ailleurs, la possibilité d'une compensation intermusculaire doit être considérée lors de l'interprétation de ces résultats. En effet, de précédentes études ont observées à la suite d'un exercice fatiguant sur un muscle spécifique une hausse de l'activité des muscles synergiques pour les KE (Akima *et al.*, 2002) et les PF (Stutzig & Siebert, 2015; Stutzig *et al.*, 2012). Des stratégies compensatoires similaires ont été observées au sein des muscles du triceps sural lors d'un exercice de marche prolongé (Cronin *et al.*, 2011). Cependant, certaines expérimentations ne montraient aucune compensation intermusculaire ou des compensations variables entre les sujets (Bouillard *et al.*, 2014; Hug *et al.*, 2013).

L'analyse par régressions linéaires multiples a mis en évidence qu'adopter des patterns de pose de pied FFS réduisait l'activité du VL et du TA mais augmentait celle du GL. Ces résultats sont en accord avec de précédentes observations faites lors de tests de course sur le plat (Ahn *et al.*, 2014; Giandolini *et al.*, 2013a; Shih *et al.*, 2013; Warne & Warrington, 2012;

Yong *et al.*, 2014). La hausse d'activité du GL en adoptant un profil de pose de pied FFS induit probablement une hausse de la flexion plantaire avant et au contact initial (Ahn *et al.*, 2014; Shih *et al.*, 2013; Warne & Warrington, 2012; Yong *et al.*, 2014) et pourrait refléter une contribution plus importante des PF dans l'absorption d'énergie lors de la phase de freinage en contrôlant la descente du talon au sol par un travail excentrique (Hamill *et al.*, 2014). A l'inverse, la hausse de l'activité du TA en adoptant un profil de pose de pied RFS pourrait refléter la contribution majeure des fléchisseurs dorsaux lors de la phase de freinage dans le contrôle de la descente de l'avant-pied *via* un travail excentrique. Néanmoins, de façon surprenante, aucune corrélation significative entre le profil de pose de pied et la sévérité de la fatigue neuromusculaire aux PF n'a été observée.

La baisse de l'activité du VL chez des coureurs présentant des profils FFS pourrait refléter une extension du genou au contact initial moins marquée (Shih *et al.*, 2013) et/ou une plus faible contribution des KE dans la phase d'absorption d'énergie (Hamill *et al.*, 2014). De ce résultat et à la vue des corrélations significatives précédemment discutées entre l'activité du VL et la sévérité de la fatigue périphérique aux KE, une exposition plus faible à la fatigue neuromusculaire des KE serait attendue à la suite du DTR chez les sujets présentant des profils de pose de pied FFS. Cependant, là encore de façon surprenante, l'analyse statistique a révélé la présence de corrélations significatives ou de fortes tendances entre le profil de pose de pied et la sévérité de la fatigue périphérique aux KE : les coureurs présentant des profils FFS démontrent une fatigue périphérique immédiate et différée aux KE plus importante que ceux ayant adopté un profil de pose de pied RFS. Sans données cinématiques supplémentaires, discuter de ce résultat est quelque peu hasardeux. Néanmoins, il peut être suggéré que cette plus forte exposition aux dysfonctions neuromusculaires périphériques aux KE en adoptant des patterns FFS pourrait être en partie induite par une flexion du genou au contact initial plus importante en comparaison à l'adoption de patterns RFS, comme

précédemment observé sur le plat (Ahn *et al.*, 2014; Shih *et al.*, 2013; Yong *et al.*, 2014). En effet, changer la cinématique du genou peut altérer la charge appliquée aux KE. Premièrement, une flexion du genou plus importante au contact initial pourrait potentiellement créer (ou augmenter) un bras de levier entre le vecteur de la force résultante de réaction et l'axe de rotation, i.e. le genou, au moment du contact (Figure 41). Ceci pourrait accroître le moment de force excentrique à produire par les KE pour contrôler l'affaissement du corps au contact initial. Il est important de mentionner que des variations de l'intensité du moment de force produit au genou ne sont pas nécessairement reflétées par les signaux de l'activité EMG des KE (Ghori *et al.*, 1995). Deuxièmement, une flexion du genou davantage marquée au contact initial pourrait induire un allongement de la longueur des muscles KE. Il a précédemment été montré qu'allonger la longueur des fibres musculaires avant une contraction excentrique augmentait la contrainte appliquée aux fibres et induisait une perte de force plus importante et potentiellement des dommages musculaires plus sévères du fait d'une sur-extension des sarcomères (Butterfield & Herzog, 2006).

Par ailleurs, l'index de fatigue globale du membre inférieur mesuré ($\sum_{\Delta MVC}$) présentait une forte tendance à être corrélé à la variabilité de la pose de pied au cours du DTR : alterner de pose de pied aurait permis de minimiser la fatigue globale du membre inférieur immédiate et différée. Plus précisément, plus la variabilité de la pose de pied était importante lors de l'exercice, plus la perte de force immédiate et prolongée aux PF était ou tendait à diminuer et plus les dysfonctions neuromusculaires périphériques immédiates et prolongées aux KE étaient ou tendait à être amoindries. A partir de ces observations, il peut être proposé qu'alterner de technique de pose de pied permettrait de changer de pattern d'activation musculaire (Ahn *et al.*, 2014; Giandolini *et al.*, 2013a; Shih *et al.*, 2013; Warne & Warrington, 2012; Yong *et al.*, 2014), ceci évitant par conséquent de surcharger certains muscles et distribuant la charge de travail à davantage de groupes musculaires. Comme

précédemment énoncé, courir en descente altère la cinématique de course habituelle et détériore l'économie de course lors d'exercices de course sur plat subséquents immédiatement jusqu'à deux jours après (Braun & Dutto, 2003; Chen *et al.*, 2007; Dutto & Braun, 2004). En trail running, la fatigue musculaire induite par les phases de descente compromettrait par conséquent la performance du coureur pour le reste de la course plus précisément sur les phases de plat et de montée suivantes. Durant les phases de descente, la capacité du coureur à alterner la pose de pied serait davantage déterminante pour minimiser les dommages/fatigue musculaires que le profil de pose de pied en lui-même.

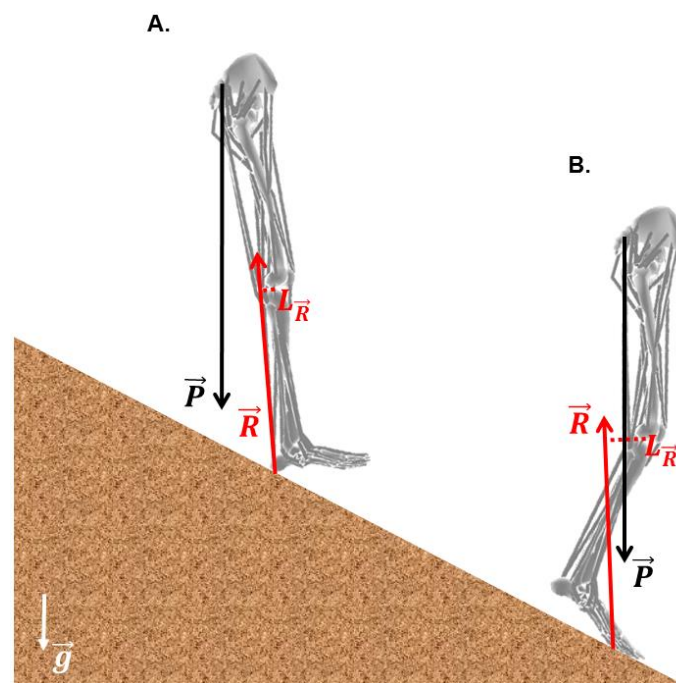


Figure 41. Représentation schématique de la possible influence de la flexion du genou au contact initial sur la longueur du bras de levier ($L_{\vec{R}}$) de la force de réaction résultante (\vec{R}) produite en réponse à la force gravitationnelle (\vec{P}). Par rapport à une pose de pied RFS (A), l'hypothèse est faite qu'une pose de pied FFS (B) allongerait le bras de levier de la force de réaction résultante et par conséquent le moment de force produit par les extenseurs du genou nécessaire au contrôle de la descente du centre de masse lors de la phase de freinage.

Enfin, comme observé l'adoption de profils de pose de pied FFS accroît l'activité EMG du GL et diminue celle du VL. Les forces de tension musculaires sont les principales contraintes internes appliquées aux articulations pendant des activités dynamiques comme la course à

ped, spécialement celles résultant de la contraction des muscles du quadriceps si l'on considère l'articulation du genou (Horisberger *et al.*, 2013; Leumann *et al.*, 2013; Sasaki & Neptune, 2010). Des simulations (e.g. Sasaki & Neptune, 2010) et des expérimentations animales (e.g. Leumann *et al.*, 2013) ont montré une augmentation des forces exercées à l'articulation tibio-fémorale et/ou fémoro-patellaire concomitantes à la hausse de l'activité des muscles *vastii*. De ce fait, adopter des poses de pied FFS en descente réduirait potentiellement la contrainte mécanique appliquée à l'articulation du genou. Sur le plat, de plus faibles forces fémoro-patellaires chez des coureurs FFS par rapport à des coureurs RFS ont été observées (Kulmala *et al.*, 2013; Vannatta & Kernozek, 2014). A l'inverse, de par la hausse de l'activité du GL, adopter des poses de pied FFS accroîtrait la contrainte appliquée au tendon d'Achille (Almonroeder *et al.*, 2013) amenant à un risque de tendinites achilléennes plus élevé. Considérant que les blessures au genou, et notamment les syndromes fémoro-patellaires, et les tendinopathies achilléennes sont parmi les blessures les plus fréquentes chez les coureurs d'ultra-endurance (Hoffman & Krishnan, 2014), aucune pose de pied ne saurait être recommandée plus qu'une autre.

4. ETUDE N°4 – PARTIE C | IMPACT EN DESCENTE : INFLUENCE DE LA POSE DE PIED

La partie B de cette quatrième étude a permis de mettre en évidence l'influence de la pose de pied et notamment de sa variabilité dans la sévérité de la fatigue neuromusculaire immédiate et différée. Compte tenu de la haute exposition des coureurs d'ultra-endurance aux fractures de fatigue et dégénérescences ostéo-articulaires, l'objectif de la partie C de l'étude n°4 (Annexe 10) a été d'investiguer si la pose de pied influençait la magnitude du choc axial, transversal et résultant lors du DTR.

OBJECTIF N°5 DU TRAVAIL DE THESE

Analyser l'influence de la technique de pose de pied sur la sévérité de l'impact lors d'une descente en situation de trail running

4.1. Matériels et méthode

4.1.1. Sujets et design expérimental

Vingt-trois sujets ont été impliqués dans la partie C. Leurs caractéristiques ont été présentées dans la section 2.1.1. Du fait que la partie C ait été conduite lors de l'étude n°4, le design expérimental utilisé était le même que pour la partie A (cf. section 2.1.2). Les accélérations du talon, des métatarses, du tibia et du sacrum ont été enregistrées au cours du DTR et utilisées pour l'identification de la pose de pied ou la quantification de l'impact.

4.1.2. Identification du pattern de pose de pied

La pose de pied a été identifiée lors du DTR par la mesure des accélérations du talon et des métatarses (Giandolini *et al.*, 2014). L'acquisition et l'analyse des données de celles-ci ont été précédemment décrites à la section 3.1.2. Comme pour la partie B, le temps entre le pic d'accélération axiale du talon et le pic d'accélération axiale des métatarses (THM) a été calculé pour chaque pas des six sections présélectionnées (Figure 39). Pour chaque section, le THM moyen par sujet a été calculé.

4.1.3. *Quantification de la sévérité de l'impact axial, transversal et résultant*

Matériel et enregistrement

En plus des deux accéléromètres tri-axiaux placés à la chaussure gauche du sujet (cf. section 3.1.2), un accéléromètre a été attaché fermement sur la face antéro-médiale du tibia par un strapp Velcro et un autre a été placé au sacrum et maintenu par une ceinture customisée. Les systèmes d'attache ont été serrés jusqu'à la limite de tolérance des sujets afin de minimiser les oscillations des attaches (Shorten & Winslow, 1992). Ces deux accéléromètres (± 24 g, Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) ont été utilisés pour quantifier l'intensité du choc axial, transversal et résultant en ces deux points de mesure ainsi que l'atténuation entre le tibia et le sacrum des fréquences des vibrations axiales, transversales et résultantes liées à l'impact par une analyse temporelle et fréquentielle. Les quatre accéléromètres (talon, métatarses, tibia et sacrum) étaient synchronisés par un système radio (Hikob, Villeurbanne, France). Comme précédemment mentionné, une acquisition a été lancée au départ du DTR et arrêtée dès l'arrivée du sujet au laboratoire. Les accélérations ont été enregistrées à 1344 Hz sur des cartes micro-SD.

Analyse des données

Comme pour les accélérations du talon et des métatarses, les accélérations du tibia et du sacrum ont été analysées sur les six sections présélectionnées (Figure 39) avec le logiciel Scilab 5.4.1 (Scilab Enterprises, Orsay, France). Les accélérations résultantes du tibia et du sacrum ont été recalculées à partir de leurs accélérations x, y et z respectives. Pour l'analyse temporelle, les signaux ont été filtrés avec un filtre passe-haut de 10 Hz afin de supprimer l'influence de composante active d'accélération dans la quantification de l'impact. Pour l'analyse fréquentielle les signaux bruts ont été utilisés. Tous les paramètres d'impact ont été évalués pour les composantes axiale, transversale et la résultante. La composante axiale

d'accélération a été mesurée le long de l'axe longitudinal du tibia et du sacrum. Pour le sacrum, la composante transversale d'accélération a été mesurée le long de l'axe antéro-postérieur du sacrum. Pour le tibia, du fait que la face antéro-médiale tibiale n'est pas strictement orientée dans l'axe antéro-postérieur, l'angle α formé par l'axe antéro-postérieur du système sujet (matérialisé par l'axe transversale du sacrum) et l'axe de la face antéro-médiale du tibia a été mesuré afin d'évaluer la réelle accélération transversale antéro-postérieure à partir de l'accélération mesurée le long de l'axe de la face antéro-médiale. Pour ce faire, des centrales inertielle (fréquence d'échantillonnage = 220 Hz, Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) ont été placées strictement aux mêmes endroits que les accéléromètres du tibia et du sacrum et une acquisition de 3 sec en position anatomique de référence a été effectuée. Pour calculer α , la méthode de reconstruction d'angle par matrices de rotation a été utilisée (Pavailler, 2012). L'angle α moyen a été de $8,37 \pm 6,69^\circ$.

Par l'analyse temporelle au tibia et au sacrum, les pics d'accélérations axiales (zPTA et zPSA), transversales (yPTA et yPSA) et résultantes (rPTA et rPSA) ont été mesurés. L'analyse fréquentielle a été effectuée pour chaque phase de contact pour les composantes axiales, transversales et les résultantes des accélérations comme décrit par Shorten & Winslow (1992). Considérant la déflexion avant le pic d'accélération axiale du tibia comme le début de la phase de contact, des sous-échantillons de 0,3 sec ont été extraits à partir des accélérations tibiales et sacrales. Chaque sous-échantillon comprenait un total de 512 valeurs en ajoutant des zéros à la fin. La densité spectrale de puissance (*power spectral density* – PSD) a été ensuite calculée pour chaque sous-échantillon par une Transformée Rapide de Fourier. Les PSD ont été interpolées afin d'obtenir des pas de fréquence de 2 Hz. La fréquence médiane a alors été calculée pour chaque sous-échantillon sur la bande de fréquences 2-100 Hz pour les composantes axiales (zMDF_{tibia} et zMDF_{sacrum}), transversales (yMDF_{tibia} et yMDF_{sacrum}) et les résultantes (rMDF_{tibia} et rMDF_{sacrum}). Enfin, l'atténuation des

fréquences vibratoires liées à l'impact a été mesurée entre le tibia et le sacrum pour les composantes axiale, transversale et la résultante par une fonction de transfert effectuée pour chaque pas de fréquence entre 12 Hz et 20 Hz, bande de fréquences considérée comme reflétant le phénomène d'impact (Shorten & Winslow, 1992), comme suit,

$$TF_i = 10 \log_{10}(PSD_{sacrum,i}/PSD_{tibia,i})$$

Où TF_i est l'atténuation (en dB) entre les PSD au tibia ($PSD_{tibia,i}$) et au sacrum ($PSD_{sacrum,i}$) pour le pas de fréquence i . Toutes les TF_i mesurées sur la bande de fréquences 12-20 Hz ont été moyennées. L'atténuation a été mesurée à partir des accélérations axiale, transversale et résultante (zTF, yTF et rTF, respectivement).

4.1.4. Analyse statistique

Pour chaque sujet et chaque section, la moyenne et l'écart-type ont été calculés pour tous les paramètres calculés à partir de tous les pas analysés. Pour étudier l'effet de la pose de pied sur les variables d'impact indépendamment de l'effet vitesse agissant sur celles-ci, des régressions linéaires multiples ont été effectuées à partir des valeurs par section en utilisant les variables d'impact comme variables dépendantes et THM et la vitesse moyenne par section (cf. section 3.1.2) comme variables indépendantes ($n = 138$). Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

4.2. Résultats

Table 12. Moyennes \pm écart-types pour les variables liées à l'impact au cours des six sections analysées.

	Section 1	Section 2	Section 3	Section 4	Section 5	Section 6
Tibia						
zPTA (g)	10,2 \pm 2,0	10,9 \pm 3,1	9,9 \pm 2,2	11,3 \pm 2,7	11,1 \pm 3,6	10,8 \pm 2,4
yPTA (g)	7,6 \pm 2,2	10,7 \pm 3,4	8,4 \pm 2,8	8,9 \pm 2,8	13,0 \pm 5,1	7,8 \pm 2,1
rPTA (g)	12,5 \pm 2,5	14,9 \pm 4,1	12,7 \pm 3,0	14,1 \pm 3,3	17,1 \pm 4,9	13,2 \pm 2,8
zMDF _{tibia} (Hz)	15,4 \pm 2,3	14,7 \pm 2,7	15,5 \pm 2,5	15,6 \pm 2,5	15,6 \pm 3,4	15,4 \pm 2,5
yMDF _{tibia} (Hz)	19,8 \pm 3,4	21,6 \pm 3,6	19,4 \pm 3,2	18,8 \pm 2,8	21,1 \pm 4,4	18,0 \pm 3,0
rMDF _{tibia} (Hz)	19,8 \pm 2,0	19,2 \pm 2,3	20,4 \pm 2,7	19,8 \pm 2,3	17,6 \pm 3,0	19,4 \pm 2,5
Sacrum						
zPSA (g)	6,2 \pm 1,1	7,1 \pm 1,4	6,1 \pm 1,7	6,6 \pm 1,2	5,9 \pm 1,2	6,1 \pm 1,1
yPSA (g)	3,2 \pm 0,8	3,7 \pm 1,1	3,2 \pm 1,1	3,4 \pm 0,9	3,1 \pm 0,8	3,2 \pm 0,9
rPSA (g)	8,1 \pm 1,5	9,4 \pm 2,1	8,0 \pm 2,6	8,8 \pm 1,8	7,5 \pm 1,5	8,2 \pm 1,7
zMDF _{sacrum} (Hz)	16,1 \pm 3,5	17,7 \pm 4,6	17,7 \pm 3,4	16,8 \pm 3,2	14,3 \pm 5,1	16,6 \pm 3,6
yMDF _{sacrum} (Hz)	18,9 \pm 3,4	19,7 \pm 4,3	18,6 \pm 3,0	18,7 \pm 3,6	20,2 \pm 5,0	19,3 \pm 4,3
rMDF _{sacrum} (Hz)	17,4 \pm 2,8	17,9 \pm 3,3	18,8 \pm 3,4	17,4 \pm 2,7	16,7 \pm 4,3	18,2 \pm 3,1
Atténuation						
zTF (dB)	-6,2 \pm 4,9	-5,4 \pm 4,2	-5,9 \pm 4,0	-5,3 \pm 4,4	-7,7 \pm 5,5	-5,0 \pm 4,0
yTF (dB)	-10,0 \pm 3,9	-11,7 \pm 4,0	-9,9 \pm 3,9	-9,3 \pm 4,2	-14,0 \pm 6,7	-7,8 \pm 4,3
rTF (dB)	-4,1 \pm 3,4	-3,6 \pm 3,2	-3,6 \pm 3,4	-3,5 \pm 3,1	-6,1 \pm 4,5	-3,0 \pm 3,8

Les valeurs des paramètres d'impact ont été présentées en Table 12. Au cours d'une section, les patterns d'accélération étaient très peu variables (Figure 42). Les résultats statistiques ont été reportés en Table 13. Les pics d'accélération tibiale et sacrale ainsi que zTF et rTF étaient positivement corrélés à la vitesse ($P < 0,05$), mais pas les fréquences médianes (excepté yMDF_{sacrum}). THM a été négativement corrélé à zPTA, zMDF_{tibia} et rMDF_{tibia} ($P < 0,05$, Figure 43). A l'inverse, THM a été positivement corrélé à yPSA, rPSA, yMDF_{tibia} et yMDF_{sacrum} ($P < 0,05$, Figure 43). Des corrélations positives ont été notées entre THM et zTF ainsi que rTF ($P < 0,001$, Figure 43).

Table 13. Modèles obtenus à partir des régressions linéaires multiples effectuées à partir des paramètres liés à l'impact mesurés au cours des six sections comme variables dépendantes, et la vitesse moyenne de course et le THM moyen par section comme variables indépendantes. Le coefficient B, le coefficient β pondéré et la valeur P ont été indiqués pour chaque interaction entre les variables dépendantes et les variables indépendantes. Pour chaque modèle, la constante, la valeur R^2 ajustée et la valeur P ont été reportées. Les interactions significatives ont été indiquées en gras.

		Temps de course	THM	Constante	R^2	P
Tibia						
zPTA	Coefficient B	0,832	-0,048			
	β	0,353	-0,235	7,8	0,23	<0,001
	P	<0,001	0,003			
yPTA	Coefficient B	0,871	0,037			
	β	0,272	0,135	5,9	0,07	0,007
	P	0,002	0,122			
rPTA	Coefficient B	1,027	0,017			
	β	0,356	0,059	9,6	0,12	<0,001
	P	<0,001	0,483			
zMDFtibia	Coefficient B	-0,006	-0,110			
	β	-0,002	-0,553	16,0	0,31	<0,001
	P	0,974	<0,001			
yMDFtibia	Coefficient B	0,348	0,099			
	β	0,113	0,369	17,9	0,13	<0,001
	P	0,183	<0,001			
rMDFtibia	Coefficient B	0,127	-0,074			
	β	0,057	-0,382	19,3	0,16	<0,001
	P	0,489	<0,001			
Sacrum						
zPSA	Coefficient B	0,501	0,012			
	β	0,431	0,122	4,4	0,17	<0,001
	P	<0,001	0,137			
yPSA	Coefficient B	0,39	0,018			
	β	0,474	0,254	1,7	0,22	<0,001
	P	<0,001	0,002			
rPSA	Coefficient B	0,848	0,029			
	β	0,497	0,197	5,0	0,23	<0,001
	P	<0,001	0,014			
zMDFsacrum	Coefficient B	0,424	0,025			
	β	0,121	0,083	14,8	0,02	0,341
	P	0,176	0,353			
yMDFsacrum	Coefficient B	0,597	0,062			
	β	0,174	0,208	16,6	0,05	0,026
	P	0,048	0,019			
rMDFsacrum	Coefficient B	-0,016	-0,003			
	β	-0,006	-0,012	17,8	0,00	0,990
	P	0,949	0,891			
Atténuation						
zTF	Coefficient B	0,654	0,170			
	β	0,167	0,496	-9,3	0,23	<0,001
	P	0,037	<0,001			
yTF	Coefficient B	0,442	0,012			
	β	0,104	0,032	-12,2	0,01	0,509
	P	0,246	0,717			
rTF	Coefficient B	0,527	0,120			
	β	0,166	0,434	-6,6	0,17	<0,001
	P	0,044	<0,001			

4.3. Discussion

L'objectif de la partie C de l'étude n°4 a été d'investiguer l'influence de la pose de pied sur la sévérité de l'impact et sur son atténuation lors du DTR. A partir des mesures continues d'accélération, les principaux résultats mettent en avant que (i) l'intensité de l'impact transversal au tibia et au sacrum est aussi sévère que l'impact axial ; et (ii) la pose de pied affecte différemment la sévérité de l'impact axial et transversal au tibia et au sacrum.

Cette étude a mis en avant que la composante transversale du choc ne devrait pas être négligée dans l'évaluation de l'impact lors d'exercices de course en descente. En effet, il a été noté que les valeurs de pics d'accélération tibiale axiale et transversale étaient de quasi même intensité ($10,7 \pm 0,6$ g pour zPTA *versus* $9,4 \pm 2,1$ g pour yPTA en moyenne au cours du DTR). De la même façon, les fréquences médianes des accélérations transversales du tibia et du sacrum étaient supérieures que celles des accélérations axiales ce qui tend à indiquer un contenu en hautes fréquences plus important, fréquences associées précédemment aux phénomènes de choc et de vibrations suivant le contact pied/sol (Shorten & Winslow, 1992). Ces observations confirment que la mesure de l'accélération résultante serait davantage appropriée pour la quantification de l'impact que la seule mesure de l'accélération axiale.

L'analyse par régressions linéaires multiples a indiqué que la pose de pied influençait différemment les composantes axiale et transversale des accélérations tibiale et sacrale lors du DTR. L'adoption de poses de pied FFS a été associée à des pics d'accélération axiale et des fréquences médianes axiale et résultante plus importantes. Cependant, l'adoption de poses de pied FFS a été associée à de plus faibles fréquences médianes transversales au tibia et au sacrum ainsi qu'à des pics d'accélérations transversale et résultante au sacrum moins sévères. Ces résultats confirment les précédentes observations faites sur un coureur lors d'une course de trail running (Giandolini *et al.*, 2015).

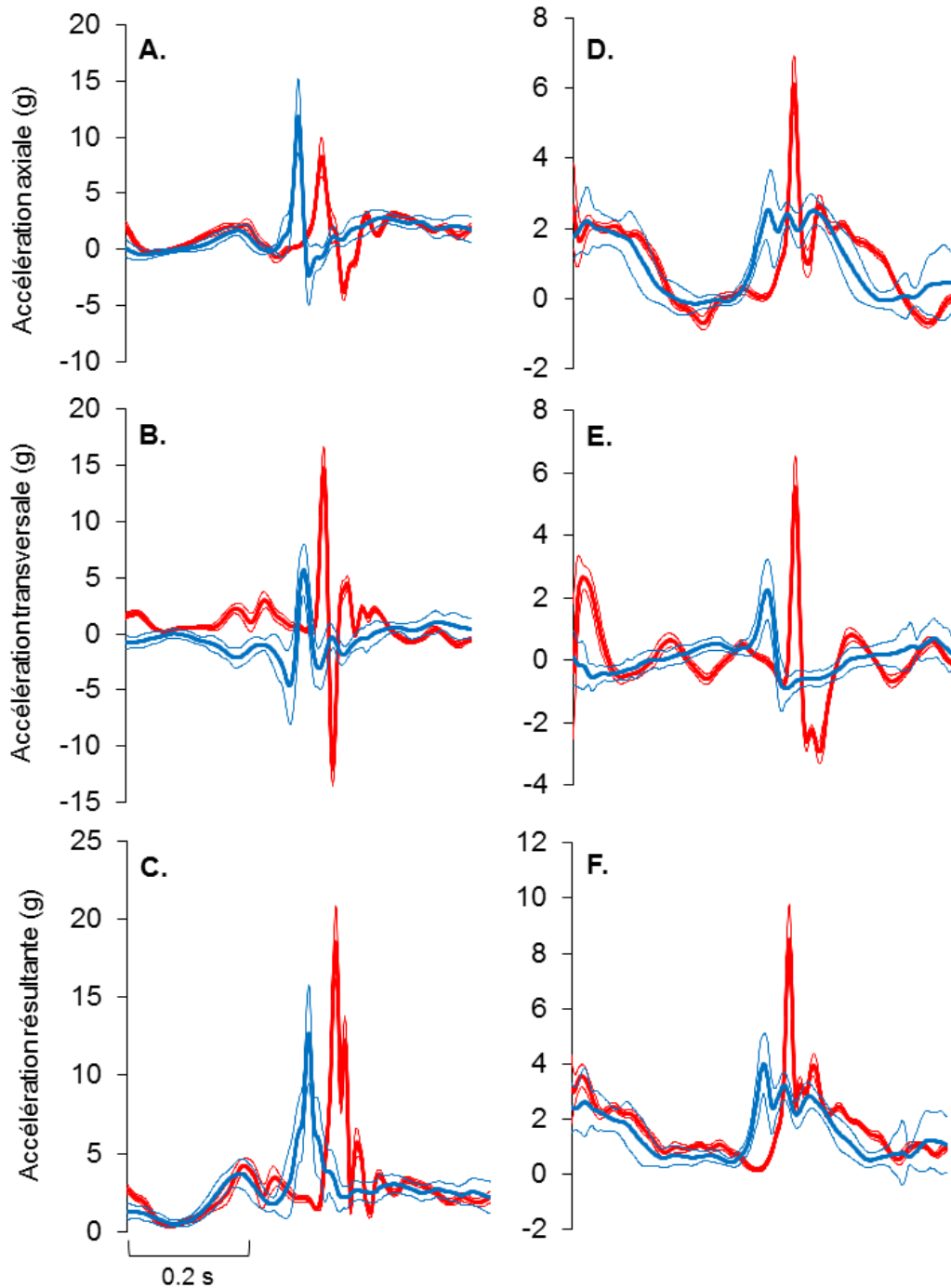


Figure 42. Signaux typiques d'accélération axiale, transversale et résultante au tibia (A, B, C) et au sacrum (D, E, F) au cours de la section 5 pour un coureur présentant un profil de pose de pied RFS (%RFS = 98,04%, %MFS = 1,96%, courbes rouges) et pour un coureur présentant un profil de pose de pied FFS (%RFS = 2,17%, %MFS = 6,52%, %FFS = 91,31%, courbes bleues). La variabilité inter-pas au cours de la section a été indiquée par les courbes fines (moyenne \pm 1·SD) et les signaux moyens ont été matérialisés par les courbes épaisses. Pour chaque sujet, 50 pas ont été considérés.

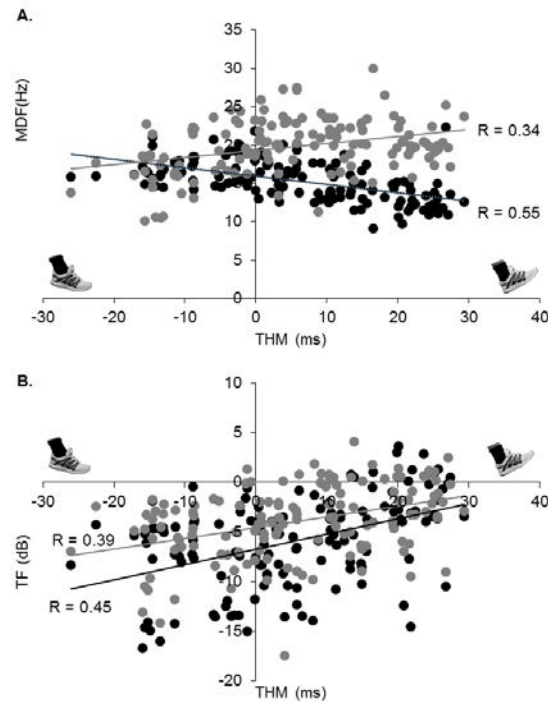


Figure 43. Corrélations linéaires et coefficients de corrélations respectifs entre le profil de pose de pied (THM) et les fréquences médianes (MDF) axiale (A, points et ligne de régression noirs) et transversale (A, points et ligne de régression gris) mesurées au tibia, et entre THM et l'atténuation des fréquences vibratoires liées à l'impact (TF) mesurée à partir des accélérations axiales (B, points et ligne de régression noirs) et résultantes (B, points et ligne de régression gris).

Sans données cinématiques supplémentaires, il est difficile d'expliquer ces résultats. Néanmoins, il a précédemment été documenté que le pattern de pose de pied altérait la géométrie du membre inférieur au contact initial pouvant ainsi changer la répartition de l'impact le long des axes axial et transversal. A l'inverse de la course sur surfaces planes, lors d'exercices de course en descente la force gravitationnelle liée au poids appliquée au coureur est divisée en une composante normale au sol et une composante tangentielle au sol orientée dans la direction du déplacement du coureur. Cette dernière a ainsi tendance à accélérer le corps du coureur, d'autant plus si la pente est raide. Par conséquent, il a été suggéré par Minetti *et al.* (2002) que les coureurs préféreraient modérer l'accélération induite par la gravité à travers une importante force de freinage exercée à chaque pas pour des raisons de sécurité évidentes mais aussi à cause d'un contrôle moteur nécessaire au maintien de la

trajectoire sur des surfaces irrégulières insuffisant. A l'inverse, l'hypothèse peut être faite que les coureurs de trail running davantage expérimentés seraient plus à même de gérer l'accélération du corps induite par la gravité utilisant ainsi celle-ci pour accroître leur vitesse de déplacement lors des phases de descente. La cinématique de course serait alors probablement influencée par la stratégie adoptée. Par exemple, il a été observé au cours de différentes phases de descente en situation de trail running que les coureurs de trail de haut niveau adoptaient plutôt des patterns MFS tandis que les coureurs de trail amateurs adoptaient des patterns plutôt RFS (Horvais & Giandolini, 2013). L'adoption de patterns de pose de pied MFS-FFS est très certainement accompagnée de changements cinématiques parallèles tels qu'une baisse de la longueur de pas, une moindre extension du genou au contact initial et un alignement du tibia par rapport au sol davantage vertical, comme précédemment reportés chez des coureurs MFS-FFS lors d'exercices de course sur plat (Ahn *et al.*, 2014; De Wit *et al.*, 2000; Shih *et al.*, 2013; Yong *et al.*, 2014). En descente, diminuer la flexion dorsale au contact initial a été accompagné d'une moindre inclinaison postérieure du tronc caractérisée par une flexion de la hanche plus importante au contact (Chu & Caldwell, 2004). La hausse du choc axial au tibia en adoptant un pattern FFS résulterait potentiellement d'une position du tibia davantage normale par rapport au sol avant et au contact initial. Celle-ci induirait alors une augmentation de l'accélération tibiale mesurée le long de l'axe longitudinal due au mouvement volontaire lors de l'attaque du sol (composante active de l'accélération) et/ou à une décélération verticale plus brutale du tibia (composante passive de l'accélération liée au phénomène d'impact). En ce sens, Lafortune *et al.* (1996) ont observé lors d'une tâche dynamique de pendule chez l'Homme une hausse du choc mesuré le long de l'axe longitudinal du tibia lorsque la flexion du genou au contact augmente. Cette hypothèse a été illustrée en Figure 44. A l'inverse, une position inclinée du tibia avant et à l'impact en adoptant une attaque talon pourrait augmenter la force de freinage horizontale et

donc les contraintes appliquées perpendiculairement à l'axe longitudinal du tibia. Ces différences dans la répartition du choc le long des axes axial et transversal semblent induire un contenu résultant en hautes fréquences au tibia (caractérisé par $rMDF_{\text{tibia}}$) plus important en adoptant une pose FFS mais un choc résultant au sacrum moins sévère. Bien que ces résultats soient en accord avec nos précédentes observations (Giandolini *et al.*, 2015), de futures études sont nécessaires pour préciser les changements cinématiques et cinétiques sous-jacents à l'adoption de différents patterns de pose de pied en descente afin de confirmer ou non ces observations et hypothèses.

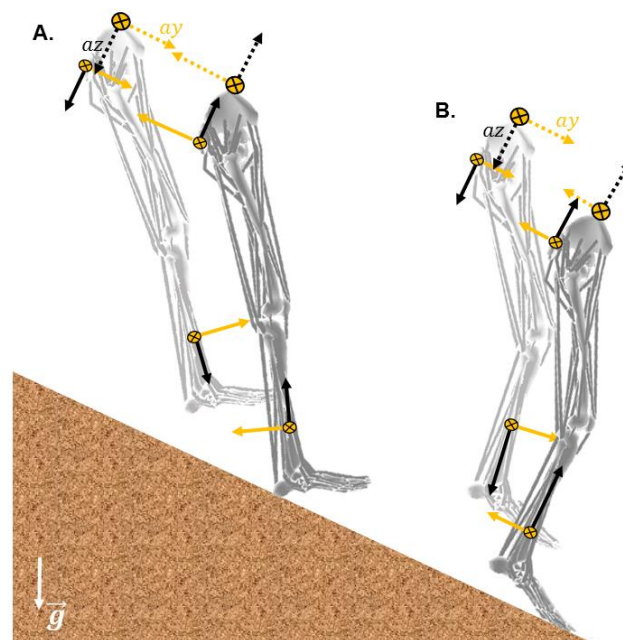


Figure 44. Représentation schématique de la possible influence de la flexion du genou sur les accélérations axiales (flèches continues noires) et transversales (flèches continues jaunes) du tibia et du sacrum avant et au contact initial. Les flèches en pointillés noirs et jaunes représentent les accélérations verticale (az) et antéro-postérieure (ay), respectivement, du centre de masse du coureur. Les hypothèses faites sont que chez un coureur RFS (A), l'extension du genou avant et au contact initial serait davantage marquée ainsi que l'extension de la hanche afin de ralentir l'accélération antéro-postérieure du centre de masse ; chez un coureur FFS (B) s'engageant potentiellement davantage dans la pente, le genou serait fléchi avant et au contact induisant un placement perpendiculaire du tibia par rapport au sol. Ceci augmenterait l'accélération axiale tibiale avant et au contact initial de par une attaque active du sol afin de réduire la décélération antéro-postérieure du corps.

De façon intéressante, Chu & Caldwell (2004) ont observé une réponse bimodale à la course en descente sur tapis : la moitié de leurs sujets maintenait l'atténuation du choc en dépit de la

baisse de pente tandis que l'autre moitié la diminuait. En comparant les données cinématiques de ces deux sous-groupes expérimentaux, les auteurs ont observé que le sous-groupe diminuant l'atténuation du choc présentait au contact initial une flexion dorsale plus importante ainsi qu'une flexion de la hanche plus faible que le sous-groupe préservant l'atténuation du choc. En d'autres mots, une attaque talon prononcée et une inclinaison postérieure du tronc résultent en une détérioration de l'atténuation du choc en descente. Ces observations sont en accord avec les résultats de la présente étude : adopter une pose de pied MFS-FFS, donc réduire la flexion dorsale au contact, améliore l'atténuation des fréquences vibratoires axiales et résultantes liées à l'impact. Ceci permettrait potentiellement de minimiser la dose de vibrations reçue au rachis et/ou à la tête (Edwards *et al.*, 2012; Lafortune *et al.*, 1996). De plus, il a précédemment été montré qu'augmenter la flexion du genou lors de tâches statiques (Edwards *et al.*, 2012) ou à l'impact lors de tâches dynamiques (Derrick & Mercer, 2004) améliorait l'atténuation des fréquences de vibrations liées à l'impact entre le tibia et la tête. Par conséquent, l'amélioration de l'atténuation en adoptant des patterns MFS-FFS en descente pourrait être le résultat d'une flexion du genou au contact initial davantage marquée. Là encore, de futures expérimentations avec analyse cinématique permettraient de confirmer ou non cette hypothèse.

RESUME DE LA TROISIEME PARTIE

- ☞ Les sections de descente seraient déterminantes dans l'apparition et le développement de la fatigue neuromusculaire centrale et périphérique aux extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires de par la répétition de contractions excentriques intenses. La fatigue et les dommages associés altèreraient potentiellement la performance du coureur sur les phases de plat et montée subséquentes.
- ☞ En descente, l'adoption prédominante d'un pattern de pose de pied FFS accroîtrait la sévérité de la fatigue neuromusculaire périphérique immédiate et prolongée aux extenseurs du genou.
- ☞ En descente, la capacité du coureur à alterner de techniques de pose de pied serait davantage décisive pour minimiser la sévérité de la fatigue musculaire au membre inférieur que le profil de pose de pied en lui-même.
- ☞ Courir en descente augmente considérablement la sévérité de l'impact subi à chaque pas et jouerait par conséquent un rôle non négligeable dans l'apparition de dégénérescences ostéo-articulaires chez le coureur de trail running.
- ☞ En descente, la pose de pied influence différemment l'intensité du choc axial et transversal. Globalement, une pose de pied FFS accroît au tibia l'intensité du choc et le contenu en vibrations liées à l'impact dans la dimension axiale mais les réduit dans la dimension transversale.
- ☞ En descente, adopter une pose de pied FFS améliore l'atténuation des vibrations induites par l'impact entre le tibia et le sacrum dans les dimensions axiale et résultante.

CONCLUSIONS ET IMPLICATIONS

Une synthèse des principaux résultats de cette thèse sera présentée ici, dans le contexte de ce travail, qui visait à mieux connaître l'influence de la technique de pose de pied sur la gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running. Ce travail s'est traduit par des expérimentations en situation réelle de course sur le terrain, avec synchronisation de mesures jusqu'ici rarement effectuées simultanément, et jamais sur de longues durées comme par exemple une course ou une descente entières. Ce travail a été rendu possible par l'utilisation de technologies embarquées et de solutions de stockage de données compatibles avec la course de trail running, ainsi que par la validation d'une méthode de terrain pour identifier le pattern de pose de pied. Au-delà d'une meilleure caractérisation de ce type d'exercice, et d'un potentiel transfert en termes de performance et d'entraînement, la prévention des blessures est le domaine principal d'application des résultats de cette thèse.

Plusieurs études épidémiologiques ont mis en évidence la prévalence ou incidence considérable des blessures/dégénérescences ostéo-articulaires chez les coureurs d'endurance ou ultra-endurance (e.g. Hoffman & Krishnan, 2014). Les origines de ces blessures sont plurifactorielles. Parmi celles-ci, la répétition importante des chocs et les vibrations induites par ceux-ci peuvent potentiellement constituer un facteur de risque non négligeable. Bien que chez l'Homme les résultats relatifs au lien de causalité entre impact et dégénérescences ostéo-articulaires divergent (e.g. Cheng *et al.*, 2000; Hansen *et al.*, 2012), les expérimentations animales laissent fortement suggérer que les chocs et vibrations entraînent une dégradation des structures ostéo-articulaires (e.g. Fischenich *et al.*, 2015; Segal *et al.*, 2012). Par conséquent, réduire l'intensité de l'impact et le contenu vibratoire subis par le système ostéo-articulaire permettrait de réduire le risque de dégénérescences ostéo-articulaires, d'autant plus chez les coureurs d'ultra-endurance soumis : (i) à un très grand nombre de chocs dont

l'intensité augmente considérablement dans les phases de descente (e.g. Giandolini *et al.*, 2015; Gottschall & Kram, 2005) et (ii) à une fatigue neuromusculaire extrêmement sévère (e.g. Millet *et al.*, 2011b; Temesi *et al.*, 2015) réduisant probablement les capacités d'atténuation des chocs et vibrations (e.g. Clansey *et al.*, 2012). Ces deux aspects amèneraient alors à une baisse de la tolérance face aux contraintes mécaniques appliquées au système musculo-squelettique du coureur (e.g. Morin *et al.*, 2011b). Cette sensibilité accrue face aux contraintes mécaniques ainsi que la fatigue neuromusculaire périphérique entraînent alors la mise en place d'ajustements cinématiques protecteurs et/ou compensatoires (cf. Annexe 6).

En descente, sections les plus traumatisantes mécaniquement lors d'une course de trail running, le pattern de pose de pied altère l'intensité du choc, le contenu vibratoire et l'atténuation des vibrations au ou entre le tibia et le sacrum (cf. Annexe 10). Au tibia, adopter une pose de pied RFS réduit l'intensité du choc axial ainsi que le contenu vibratoire axial et résultant, tandis qu'adopter une pose de pied FFS réduit le contenu vibratoire transversal. Au sacrum, adopter une pose de pied FFS diminue l'intensité du choc transversal et résultant ainsi que le contenu vibratoire transversal. Globalement, adopter une pose de pied FFS améliore l'atténuation des vibrations induites par l'impact dans les dimensions axiale et résultante. Bien que l'importance des contraintes transversales dans l'apparition de blessures osseuses ait précédemment été démontrée (Turner *et al.*, 2001), de futures expérimentations sont nécessaires afin de confirmer et/ou préciser le rôle des chocs et vibrations appliqués le long de l'axe transversal d'un os.

En trail running, la performance est étroitement liée à la fatigue et dommages musculaires (Millet *et al.*, 2012, Figure 8). Comme précédemment démontré (Millet *et al.*, 2003; Millet *et al.*, 2011b; Saugy *et al.*, 2013; Temesi *et al.*, 2015), les courses de trail/ultra-trail running induisent d'importantes pertes de force (~20-40%) causées par des dysfonctions

neuromusculaires périphériques (i.e. baisse de l'excitabilité sarcolemmale, baisse de la force produite par les ponts actine-myosine, altération du couplage excitation-contraction) et centrales (i.e. déficit d'activation volontaire). Du fait des contractions excentriques intenses et prolongées, les phases de descente joueraient un rôle primordial dans l'apparition et le développement des altérations neuromusculaires centrales et périphériques au cours des compétitions de trail running. En effet, ce travail de thèse a permis de mettre en évidence qu'une descente de 1264 m de dénivelé négatif et 6,5 km seulement induisait des dysfonctions neuromusculaires périphériques aussi sévères sinon plus que celles observées à la suite de courses entières de trail running (Figure 36) ainsi qu'un déficit d'activation centrale équivalent approximativement à un tiers de celui reporté après des courses entières (Figure 38). Par ailleurs, la fatigue et les dommages induits par des phases de descente amènent à une détérioration aiguë et prolongée de l'économie de course lors des phases de plat suivantes (e.g. Cheng *et al.*, 2000).

En descente, sections déterminantes dans l'apparition de la fatigue neuromusculaire lors de compétitions de trail running, la pose de pied adoptée influence la sévérité de la fatigue subséquente (cf. Annexe 9). Les coureurs adoptant des profils de pose de pied majoritairement FFS démontrent des baisses immédiates et prolongées de la fonction contractile aux extenseurs du genou plus importantes. Par ailleurs, une importante variabilité du pattern de pose de pied lors de la descente permet de réduire immédiatement et deux jours après la fatigue périphérique aux extenseurs du genou ainsi que la perte de force aux fléchisseurs plantaires. De futures expérimentations sont nécessaires afin d'étudier si les effets de la pose de pied et sa variabilité sur la fatigue neuromusculaire observés pour une phase de descente isolée sont vrais aussi pour une course entière.



Figure 45. Scott Jurek (à gauche), multiple vainqueur de la Western States® Endurance Run, et un Indien Tarahumara (à droite), peuple vivant au nord du Mexique réputé pour ces coureurs « officieux » d’ultra-endurance. Bien qu’ayant un niveau de performance dans les courses de très longue durée probablement équivalent, il est intéressant de noter la différence de chaussage et donc de pattern de course entre ces deux coureurs.

Bien qu’un grand nombre de facteurs individuels physiologiques, génétiques ou encore motivationnels sont très certainement essentiels pour réussir sur les épreuves de longue distance, la biomécanique de course pourrait jouer un rôle dans la performance en trail running en influençant la dose de stress subie par le corps. Réduire l’intensité de l’impact et minimiser/retarder l’apparition de la fatigue neuromusculaire sont déterminants pour préserver le système musculo-squelettique du coureur de trail running et donc primordiaux pour la performance. Ce travail de thèse permet de mettre en avant qu’aucune technique de pose de pied ne devrait prévaloir sur une autre. Alternier les types de pose de pied constituerait la stratégie la plus efficace pour ne pas surcharger spécifiquement certaines structures musculo-squelettiques, et ainsi « distribuer » la charge équitablement entre toutes les structures capables de jouer un rôle d’amortisseur actif lors du pas. Consciemment ou inconsciemment, c’est ce que les coureurs de trail running de haut niveau font (Giandolini *et al.*, 2015 et Annexe 5), probablement en réponse à des facteurs extrinsèques (e.g. pente, surface) et/ou intrinsèques (e.g. fatigue, douleurs). Parallèlement, du fait que l’adaptation et

la tolérance face aux stress mécaniques soient très probablement hautement individuelles, tout autant que la morphologie et le niveau de performance, il n'existe pas de cinématique de course universellement optimale (Figure 45). Ceci renforce le besoin d'une approche individuelle, et au plus proche du terrain, de l'évaluation du pattern de course, de son évolution avec la fatigue, et de son lien avec la performance et la gestion des impacts. C'est ce que nous avons tenté d'initier lors de ce travail de thèse.

BIBLIOGRAPHIE

- Abbott, B.C., Bigland, B. & Ritchie, J.M.** (1952). The physiological cost of negative work. *J Physiol.* 117(3): 380-390.
- Abe, D., Fukuoka, Y., Muraki, S., Yasukouchi, A., Sakaguchi, Y. & Niihata, S.** (2011). Effects of load and gradient on energy cost of running. *J Physiol Anthropol.* 30(4): 153-160.
- Abt, J.P., Sell, T.C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R.G. & Lephart, S.M.** (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *J Strength Cond Res.* 25(6): 1479-1485.
- Aerts, P., Ker, R.F., de Clercq, D. & Ilsley, D.W.** (1996). The effects of isolation on the mechanics of the human heel pad. *J Anat.* 188 (Pt 2): 417-423.
- Ahn, A.N., Brayton, C., Bhatia, T. & Martin, P.** (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science.*
- Akima, H., Foley, J.M., Prior, B.M., Dudley, G.A. & Meyer, R.A.** (2002). Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol (1985).* 92(2): 679-684.
- Almonroeder, T., Willson, J.D. & Kernozek, T.W.** (2013). The effect of foot strike pattern on achilles tendon load during running. *Ann Biomed Eng.* 41(8): 1758-1766.
- Altman, A.R. & Davis, I.S.** (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture.* 35(2): 298-300.
- Andrews, S., Shrive, N. & Ronsky, J.** (2011). The shocking truth about meniscus. *J Biomech.* 44(16): 2737-2740.
- Armstrong, R.B., Warren, G.L. & Warren, J.A.** (1991). Mechanisms of exercise-induced muscle fibre injury. *Sports Med.* 12(3): 184-207.

- Arndt, A.N., Komi, P.V., Bruggemann, G.P. & Lukkariniemi, J.** (1998). Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 13(7): 532-541.
- Ashkavand, Z., Malekinejad, H. & Vishwanath, B.S.** (2013). The pathophysiology of osteoarthritis. *Journal of Pharmacy Research*. 7: 132-138.
- Avela, J., Kyrolainen, H. & Komi, P.V.** (1999a). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol (1985)*. 86(4): 1283-1291.
- Avela, J., Kyrolainen, H. & Komi, P.V.** (2001). Neuromuscular changes after long-lasting mechanically and electrically elicited fatigue. *Eur J Appl Physiol*. 85(3-4): 317-325.
- Avela, J., Kyrolainen, H., Komi, P.V. & Rama, D.** (1999b). Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol*. 86(4): 1292-1300.
- Barton, C.J., Levinger, P., Crossley, K.M., Webster, K.E. & Menz, H.B.** (2012). The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech*. 27(7): 702-705.
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D. & Horodyski, M.** (2006). Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *J Athl Train*. 41(4): 387-392.
- Bouche, R.T. & Johnson, C.H.** (2007). Medial tibial stress syndrome (tibial fasciitis): a proposed pathomechanical model involving fascial traction. *J Am Podiatr Med Assoc*. 97(1): 31-36.
- Bouillard, K., Jubeau, M., Nordez, A. & Hug, F.** (2014). Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *J Neurophysiol*. 111(4): 768-776.

- Bourdin, M., Belli, A., Arzac, L.M., Bosco, C. & Lacour, J.R.** (1995). Effect of vertical loading on energy cost and kinematics of running in trained male subjects. *J Appl Physiol* (1985). 79(6): 2078-2085.
- Boyer, E.R., Rooney, B.D. & Derrick, T.R.** (2014). Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. *Med Sci Sports Exerc.* 46(7): 1384-1391.
- Boyer, K.A. & Nigg, B.M.** (2004). Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *J Biomech.* 37(10): 1583-1588.
- Boyer, K.A. & Nigg, B.M.** (2007). Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties. *J Biomech Eng.* 129(4): 594-602.
- Bramble, D.M. & Lieberman, D.E.** (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature.* 432(7015): 345-352.
- Braun, W.A. & Dutto, D.J.** (2003). The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *Eur J Appl Physiol.* 90(1-2): 29-34.
- Breine, B., Malcolm, P., Frederick, E.C. & De Clercq, D.** (2014). Relationship between running speed and initial foot contact patterns. *Med Sci Sports Exerc.* 46(8): 1595-1603.
- Brill, R., Wohlgemuth, W.A., Hempfling, H., Bohndorf, K., Becker, U., Welsch, U., Kamp, A. & Roemer, F.W.** (2014). Dynamic impact force and association with structural damage to the knee joint: An ex-vivo study. *Ann Anat.*
- Brockett, C.L., Morgan, D.L., Gregory, J.E. & Proske, U.** (2002). Damage to different motor units from active lengthening of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *J Appl Physiol* (1985). 92(3): 1104-1110.
- Buczek, F.L. & Cavanagh, P.R.** (1990). Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. *Med Sci Sports Exerc.* 22(5): 669-677.

- Bulbulian, R. & Bowles, D.K.** (1992). Effect of downhill running on motoneuron pool excitability. *J Appl Physiol* (1985). 73(3): 968-973.
- Butterfield, T.A. & Herzog, W.** (2006). Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol*. 100(5): 1489-1498.
- Carter, T.E., Taylor, K.A., Spritzer, C.E., Utturkar, G.M., Taylor, D.C., Moorman, C.T., 3rd, Garrett, W.E., Guilak, F., McNulty, A.L. & DeFrate, L.E.** (2015). In vivo cartilage strain increases following medial meniscal tear and correlates with synovial fluid matrix metalloproteinase activity. *J Biomech*. 48(8): 1461-1468.
- Cavagna, G.A. & Kaneko, M.** (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*. 268(2): 467--481.
- Cavanagh, P.R. & LaFortune, M.A.** (1980). Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*. 13(5): 397-406.
- Cavanagh, P.R., Pollock, M.L. & Landa, J.** (1977). A biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Ann N Y Acad Sci*. 301: 328-345.
- Chakravarty, E.F., Hubert, H.B., Lingala, V.B., Zatarain, E. & Fries, J.F.** (2008). Long distance running and knee osteoarthritis. A prospective study. *Am J Prev Med*. 35(2): 133-138.
- Chan-Roper, M., Hunter, I., J, W.M., D, L.E. & M, K.S.** (2012). Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *J Sports Sci Med*. 11(1): 77-82.
- Chen, T.C., Nosaka, K. & Tu, J.H.** (2007). Changes in running economy following downhill running. *J Sports Sci*. 25(1): 55-63.
- Cheng, Y., Macera, C.A., Davis, D.R., Ainsworth, B.E., Troped, P.J. & Blair, S.N.** (2000). Physical activity and self-reported, physician-diagnosed osteoarthritis: is physical activity a risk factor? *J Clin Epidemiol*. 53(3): 315-322.

- Chu, J.J. & Caldwell, G.E.** (2004). Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *Journal of Applied Physiology*. 20: 291-308.
- Cibulka, M.T., Sinacore, D.R. & Mueller, M.J.** (1994). Shin splints and forefoot contact running: a case report. *J Orthop Sports Phys Ther*. 20(2): 98-102.
- Clansey, A.C., Hanlon, M., Wallace, E.S. & Lake, M.J.** (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Med Sci Sports Exerc*. 44(10): 1917-1923.
- Crema, M.D., Guermazi, A., Li, L., Nogueira-Barbosa, M.H., Marra, M.D., Roemer, F.W., Eckstein, F., Le Graverand, M.P., Wyman, B.T. & Hunter, D.J.** (2010). The association of prevalent medial meniscal pathology with cartilage loss in the medial tibiofemoral compartment over a 2-year period. *Osteoarthritis Cartilage*. 18(3): 336-343.
- Cronin, N.J., Peltonen, J., Sinkjaer, T. & Avela, J.** (2011). Neural compensation within the human triceps surae during prolonged walking. *J Neurophysiol*. 105(2): 548-553.
- Crossley, K., Bennell, K.L., Wrigley, T. & Oakes, B.W.** (1999). Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. *Med Sci Sports Exerc*. 31(8): 1088-1093.
- Crowell, H.P. & Davis, I.S.** (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 26(1): 78-83.
- Crowell, H.P., Milner, C.E., Hamill, J. & Davis, I.S.** (2010). Reducing impact loading in running with the use of real visual time feedbacks. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 40(4): 206-213.
- Daffner, R.H. & Pavlov, H.** (1992). Stress fractures: current concepts. *AJR Am J Roentgenol*. 159(2): 245-252.

- Daoud, A.I., Geissler, G.J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y.A. & Lieberman, D.E.** (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 44(7): 1325-1334.
- Davis, I., Milner, C. & Hamill, J.** (2004). Does increased loading rate lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* S36:S58.
- Davis, I.S.** (2005). Gait retraining in runners. *Orthopaedic Practice.* 17: 8-13.
- De Clercq, D., Aerts, P. & Kunnen, M.** (1994). The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *J Biomech.* 27(10): 1213-1222.
- De Wit, B., De Clercq, D. & Aerts, P.** (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech.* 33(3): 269-278.
- De Wit, B., De Clercq, D. & Lenoir, M.** (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biomech.* 11: 395-406.
- Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J.B., Millet, G.P., Tomazin, K. & Millet, G.Y.** (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *J Sports Sci.* 31(3): 299-304.
- Delgado, T.L., Kubera-Shelton, E., Robb, R.R., Hickman, R., Wallmann, H.W. & Dufek, J.S.** (2012). Effects of Foot Strike on Low Back Posture, Shock Attenuation, and Comfort in Running. *Med Sci Sports Exerc.*
- Derrick, T.R., Dereu, D. & McLean, S.P.** (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc.* 34(6): 998-1002.
- Derrick, T.R., Hamill, J. & Caldwell, G.E.** (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc.* 30(1): 128-135.
- Derrick, T.R. & Mercer, J.A.** (2004). Ground/foot impacts: measurement, attenuation, and consequences. *Med Sci Sports Exerc.* 36(5): 830-831.

- Devita, P., Janshen, L., Rider, P., Solnik, S. & Hortobagyi, T.** (2008). Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in non-level running. *J Biomech.* 41(16): 3354-3359.
- Dickinson, J.A., Cook, S.D. & Leinhardt, T.M.** (1985). The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech.* 18(6): 415-422.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F. & Belli, A.** (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med.* 26(7): 593-598.
- Duchateau, J. & Baudry, S.** (2014). Insights into the neural control of eccentric contractions. *J Appl Physiol (1985).* 116(11): 1418-1425.
- Duclay, J., Pasquet, B., Martin, A. & Duchateau, J.** (2011). Specific modulation of corticospinal and spinal excitabilities during maximal voluntary isometric, shortening and lengthening contractions in synergist muscles. *J Physiol.* 589(Pt 11): 2901-2916.
- Dutto, D.J. & Braun, W.A.** (2004). DOMS-associated changes in ankle and knee joint dynamics during running. *Med Sci Sports Exerc.* 36(4): 560-566.
- Edd, S.N., Giori, N.J. & Andriacchi, T.P.** (2015). The role of inflammation in the initiation of osteoarthritis after meniscal damage. *J Biomech.* 48(8): 1420-1426.
- Edwards, W.B., Derrick, T.R. & Hamill, J.** (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *J Appl Biomech.* 28(5): 502-510.
- Edwards, W.B., Taylor, D., Rudolphi, T.J., Gillette, J.C. & Derrick, T.R.** (2009). Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Med Sci Sports Exerc.* 41(12): 2177-2184.
- Egloff, C., Sawatsky, A., Leonard, T., Hart, D.A., Valderrabano, V. & Herzog, W.** (2014). Effect of muscle weakness and joint inflammation on the onset and progression of osteoarthritis in the rabbit knee. *Osteoarthritis Cartilage.*

- Ellis, R.G., Sumner, B.J. & Kram, R.** (2014). Muscle contributions to propulsion and braking during walking and running: insight from external force perturbations. *Gait Posture*. 40(4): 594-599.
- Enoka, R.M.** (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol (1985)*. 81(6): 2339-2346.
- Enoka, R.M. & Duchateau, J.** (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol*. 586(1): 11-23.
- Eston, R.G., Mickleborough, J. & Baltzopoulos, V.** (1995). Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *Br J Sports Med*. 29(2): 89-94.
- Ewers, B.J., Jayaraman, V.M., Banglmaier, R.F. & Haut, R.C.** (2002). Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. *J Biomech*. 35(6): 747-755.
- Farley, C.T. & Gonzalez, O.** (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech*. 29(2): 181-186.
- Farrokhi, S., Keyak, J.H. & Powers, C.M.** (2011). Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis Cartilage*. 19(3): 287-294.
- Feasson, L., Stockholm, D., Freyssenet, D., Richard, I., Duguez, S., Beckmann, J.S. & Denis, C.** (2002). Molecular adaptations of neuromuscular disease-associated proteins in response to eccentric exercise in human skeletal muscle. *J Physiol*. 543(1): 297-306.
- Ferris, D.P. & Farley, C.T.** (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *J Appl Physiol*. 82(1): 15-22; discussion 13-14.

- Fischenich, K.M., Button, K.D., Coatney, G.A., Fajardo, R.S., Leikert, K.M., Haut, R.C. & Haut Donahue, T.L.** (2015). Chronic changes in the articular cartilage and meniscus following traumatic impact to the lapine knee. *J Biomech.* 48(2): 246-253.
- Forestier, N. & Nougier, V.** (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neurosci Lett.* 252(3): 187-190.
- Frederick, E.C.** (1986). Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. *J Sports Sci.* 4(3): 169-184.
- Fukutani, A., Kurihara, T. & Isaka, T.** (2015). Factors of force potentiation induced by stretch-shortening cycle in plantarflexors. *PLoS One.* 10(6): e0120579.
- Gandevia, S.C.** (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 81(4): 1725-1789.
- Gardner, L.I., Jr., Dziados, J.E., Jones, B.H., Brundage, J.F., Harris, J.M., Sullivan, R. & Gill, P.** (1988). Prevention of lower extremity stress fractures: a controlled trial of a shock absorbent insole. *Am J Public Health.* 78(12): 1563-1567.
- Gerlach, K.E., White, S.C., Burton, H.W., Dorn, J.M., Leddy, J.J. & Horvath, P.J.** (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 37(4): 657-663.
- Ghori, G.M., Donne, B. & Luckwill, R.G.** (1995). Relationship between torque and EMG activity of a knee extensor muscle during isokinetic concentric and eccentric actions. *J Electromyogr Kinesiol.* 5(2): 109-115.
- Giandolini, M., Arnal, P.J., Millet, G.Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B. & Morin, J.B.** (2013a). Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur J Appl Physiol.* 113(3): 599-609.

- Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P. & Morin, J.B.** (2013b). Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *Eur J Appl Physiol.* 113(8): 2077-2090.
- Giandolini, M., Pavailer, S., Samozino, P., Morin, J.B. & Horvais, N.** (2015). Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-class athlete. *Footwear Science.*
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.B. & Samozino, P.** (2014). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech.* 47(7): 1588-1593.
- Girard, O., Millet, G.P., Slawinski, J., Racinais, S. & Micallef, J.P.** (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *Int J Sports Med.* 34(9): 832-840.
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C. & Owens, B.D.** (2011). Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics.* 34(7): e320-323.
- Glass, N.A., Torner, J.C., Frey Law, L.A., Wang, K., Yang, T., Nevitt, M.C., Felson, D.T., Lewis, C.E. & Segal, N.A.** (2013). The relationship between quadriceps muscle weakness and worsening of knee pain in the MOST cohort: a 5-year longitudinal study. *Osteoarthritis Cartilage.* 21(9): 1154-1159.
- Gottschall, J.S. & Kram, R.** (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech.* 38(3): 445-452.
- Gregory, J.E., Brockett, C.L., Morgan, D.L., Whitehead, N.P. & Proske, U.** (2002). Effect of eccentric muscle contractions on Golgi tendon organ responses to passive and active tension in the cat. *J Physiol.* 538(Pt 1): 209-218.
- Gregory, J.E., Morgan, D.L. & Proske, U.** (2004). Responses of muscle spindles following a series of eccentric contractions. *Exp Brain Res.* 157(2): 234-240.

- Grimshaw, P. & Burden, A.** (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice*. De Boeck Supérieur *De Boeck Supérieur*, Paris.
- Gruber, A.H., Boyer, K.A., Derrick, T.R. & Hamill, J.** (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*.
- Hahn, D., Hoffman, B.W., Carroll, T.J. & Cresswell, A.G.** (2012). Cortical and spinal excitability during and after lengthening contractions of the human plantar flexor muscles performed with maximal voluntary effort. *PLoS One*. 7(11): e49907.
- Hamill, C.L., Clarke, T.E., Frederick, E.C., Goodyear, L.J. & Howley, E.T.** (1984). Effects of grade running on kinematics and impact force. *Med Sci Sports Exerc*. 16: 185.
- Hamill, J., Derrick, T.R. & Holt, K.G.** (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*. 14: 45-60.
- Hamill, J., Gruber, A.H. & Derrick, T.R.** (2014). Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci*. 14(2): 130-136.
- Hansen, P., English, M. & Willick, S.E.** (2012). Does running cause osteoarthritis in the hip or knee? *PM R*. 4(5 Suppl): S117-121.
- Hardin, E.C. & Hamill, J.** (2002). The influence of midsole cushioning on mechanical and hematological responses during a prolonged downhill run. *Res Q Exerc Sport*. 73(2): 125-133.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Kraemer, W.J.** (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res*. 21(3): 888-893.
- Hayes, P. & Caplan, N.** (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J Sports Sci*. 30(12): 1275-1283.

- Hennig, E.M. & Lafortune, M.A.** (1988). Tibial bone and skin accelerations during running, Proceedings of the 5th Biennial Conference and Human Locomotion Symposium of the Canadian Society for Biomechanics, London, ON.
- Hennig, E.M. & Milani, T.L.** (1995). In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech.* 11: 299-310.
- Herzog, W. & Longino, D.** (2007). The role of muscles in joint degeneration and osteoarthritis. *J Biomech.* 40 Suppl 1: S54-63.
- Hoffman, M.D. & Krishnan, E.** (2014). Health and exercise-related medical issues among 1,212 ultramarathon runners: baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRacking (ULTRA) Study. *PLoS One.* 9(1): e83867.
- Horisberger, M., Fortuna, R., Valderrabano, V. & Herzog, W.** (2013). Long-term repetitive mechanical loading of the knee joint by in vivo muscle stimulation accelerates cartilage degeneration and increases chondrocyte death in a rabbit model. *Clin Biomech.* 28(5): 536-543.
- Hortobagyi, T., Houmard, J., Fraser, D., Dudek, R., Lambert, J. & Tracy, J.** (1998). Normal forces and myofibrillar disruption after repeated eccentric exercise. *J Appl Physiol (1985).* 84(2): 492-498.
- Horvais, N. & Giandolini, M.** (2013). Foot strike pattern during downhill trail running. *Footwear Science.* 5:sup1: S26-S27.
- Horvais, N. & Samozino, P.** (2013). Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Science.* 5(2): 81-89.
- Huffenus, A.F., Amarantini, D. & Forestier, N.** (2006). Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Exp Brain Res.* 170(4): 438-447.
- Hug, F., Hodges, P.W. & Tucker, K.J.** (2013). Effect of pain location on spatial reorganisation of muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 23(6): 1413-1420.

- Isaac, D.I., Meyer, E.G., Kopke, K.S. & Haut, R.C.** (2010). Chronic changes in the rabbit tibial plateau following blunt trauma to the tibiofemoral joint. *J Biomech.* 43(9): 1682-1688.
- Kader, D., Saxena, A., Movin, T. & Maffulli, N.** (2002). Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med.* 36(4): 239-249.
- Kasmer, M.E., Liu, X.C., Roberts, K.G. & Valadao, J.M.** (2013a). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform.* 8(3): 286-292.
- Kasmer, M.E., Liu, X.C., Roberts, K.G. & Valadao, J.M.** (2013b). The relationship of foot strike pattern, shoe type, and performance in a 50-km trail race. *J Strength Cond Res.*
- Kasmer, M.E., Wren, J.J. & Hoffman, M.D.** (2013c). Foot strike pattern and gait changes during a 161-km ultramarathon. *J Strength Cond Res.*
- Ker, R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C. & Alexander, R.M.** (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature.* 325(7000): 147-149.
- Komi, P.V.** (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech.* 23 Suppl 1: 23-34.
- Komi, P.V.** (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech.* 33(10): 1197-1206.
- Komi, P.V. & Nicol, C.** (2010). Stretch-shortening cycle of muscle function. In *Neuromuscular aspects of sport performance.* 15-31.
- Konradsen, L., Hansen, E.M. & Sondergaard, L.** (1990). Long distance running and osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 18(4): 379-381.
- Kuitunen, S., Avela, J., Kyrolainen, H., Nicol, C. & Komi, P.V.** (2002). Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol.* 88(1-2): 107-116.

- Kulmala, J.P., Avela, J., Pasanen, K. & Parkkari, J.** (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc.* 45(12): 2306-2313.
- Kyrolainen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P. & Komi, P.V.** (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol.* 82(4): 297-304.
- Lafortune, M.A.** (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J Biomech.* 24(10): 877-886.
- Lafortune, M.A., Lake, M.J. & Hennig, E.M.** (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech.* 29(12): 1531-1537.
- Larsen, H.B.** (2003). Kenyan dominance in distance running. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.* 136(1): 161-170.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K. & Normile, A.** (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci.* 29(15): 1665-1673.
- Laughton, C.A., McClay Davis, I. & Hamill, J.** (2003). Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *J Appl Biomech.* 19: 153-168.
- 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. *Int J Sports Physiol Perform.* 10(2): 238-247.
- Lenhart, R.L., Smith, C.R., Vignos, M.F., Kaiser, J., Heiderscheit, B.C. & Thelen, D.G.** (2015). Influence of step rate and quadriceps load distribution on patellofemoral cartilage contact pressures during running. *J Biomech.* 48(11): 2871-2878.

- Leumann, A., Fortuna, R., Leonard, T., Valderrabano, V. & Herzog, W.** (2013). Dynamic in-vivo force transfer in the lapine knee loaded by quadriceps muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 28(2): 199-204.
- Lichtwark, G.A. & Wilson, A.M.** (2006). Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *J Exp Biol*. 209(Pt 21): 4379-4388.
- Lieber, R.L. & Friden, J.** (1988). Selective damage of fast glycolytic muscle fibres with eccentric contraction of the rabbit tibialis anterior. *Acta Physiol Scand*. 133(4): 587-588.
- Lieberman, D.E.** (2012). What We Can Learn About Running from Barefoot Running: An Evolutionary Medical Perspective. *Exerc Sport Sci Rev*. 40(2): 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(7280): 531-535.
- Linnamo, V., Bottas, R. & Komi, P.V.** (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*. 10(5): 293-300.
- Ljubisavljevic, M., Jovanovic, K. & Anastasijevic, R.** (1992). Changes in discharge rate of fusimotor neurones provoked by fatiguing contractions of cat triceps surae muscles. *J Physiol*. 445: 499-513.
- Lopes, A.D., Hespanhol Junior, L.C., Yeung, S.S. & Costa, L.O.** (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries?: A Systematic Review. *Sports Med*. 42(10): 891-905.
- Loscher, W.N. & Nordlund, M.M.** (2002). Central fatigue and motor cortical excitability during repeated shortening and lengthening actions. *Muscle Nerve*. 25(6): 864-872.
- Lussiana, T., Fabre, N., Hebert-Losier, K. & Mourot, L.** (2013). Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scand J Med Sci Sports*. 23(4): e246-253.

- Lussiana, T., Hébert-Losier, K. & Mourot, L.** (2015). Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *J Sport Health Science*. 4: 195-202.
- Magnan, B., Bondi, M., Pierantoni, S. & Samaila, E.** (2014). The pathogenesis of Achilles tendinopathy: a systematic review. *Foot Ankle Surg*. 20(3): 154-159.
- Malm, C., Sjodin, T.L., Sjoberg, B., Lenkei, R., Renstrom, P., Lundberg, I.E. & Ekblom, B.** (2004). Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or downhill running. *J Physiol*. 556(Pt 3): 983-1000.
- Maly, M.R., Acker, S.M., Totterman, S., Tamez-Pena, J., Stratford, P.W., Callaghan, J.P., Adachi, J.D. & Beattie, K.A.** (2015). Knee adduction moment relates to medial femoral and tibial cartilage morphology in clinical knee osteoarthritis. *J Biomech*.
- Marqueste, T., Decherchi, P., Messan, F., Kipson, N., Grelot, L. & Jammes, Y.** (2004). Eccentric exercise alters muscle sensory motor control through the release of inflammatory mediators. *Brain Res*. 1023(2): 222-230.
- Marti, B., Knobloch, M., Tschopp, A., Jucker, A. & Howald, H.** (1989). Is excessive running predictive of degenerative hip disease? Controlled study of former elite athletes. *BMJ*. 299(6691): 91-93.
- Martin, V.** (2004). Intérêts et limites de l'électrostimulation pour l'évaluation, le traitement et la prévention des altérations neuromusculaires induites par l'exercice excentrique. *Université de Bourgogne, Dijon*.
- Martin, V., Dousset, E., Laurin, J., Gondin, J., Gautier, M. & Decherchi, P.** (2009). Group III and IV muscle afferent discharge patterns after repeated lengthening and shortening actions. *Muscle Nerve*. 40(5): 827-837.
- Martin, V., Kerherve, H., Messonnier, L.A., Banfi, J.C., Geysant, A., Bonnefoy, R., Feasson, L. & Millet, G.Y.** (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J Appl Physiol*. 108(5): 1224-1233.

- Martin, V., Millet, G.Y., Lattier, G. & Perrod, L.** (2004). Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc.* 36(11): 1907-1915.
- Martin, V., Millet, G.Y., Lattier, G. & Perrod, L.** (2005). Why does knee extensor muscles torque decrease after eccentric-type exercise? *J Sports Med Phys Fitness.* 45(2): 143-151.
- Matheson, G.O., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Taunton, J.E., Lloyd-Smith, D.R. & MacIntyre, J.G.** (1987). Stress fractures in athletes. A study of 320 cases. *Am J Sports Med.* 15(1): 46-58.
- McMahon, T.A. & Greene, P.R.** (1979). The influence of track compliance on running. *J Biomech.* 12(12): 893-904.
- McNulty, A.L. & Guilak, F.** (2015). Mechanobiology of the meniscus. *J Biomech.* 48(8): 1469-1478.
- Meira, E.P. & Brumitt, J.** (2011). Influence of the hip on patients with patellofemoral pain syndrom: a systematic review. *Sport Health.* 3(5): 455-465.
- Mercer, J.A., Bates, B.T., Dufek, J.S. & Hreljac, A.** (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *J Sports Sci.* 21(11): 911-919.
- Mercer, J.A., Vance, J., Hreljac, A. & Hamill, J.** (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol.* 87(4-5): 403-408.
- Millet, G.Y., Hoffman, M.D. & Morin, J.B.** (2012). Sacrificing economy to improve running performance--a reality in the ultramarathon? *J Appl Physiol.* 113(3): 507-509.
- Millet, G.Y. & Lepers, R.** (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med.* 34(2): 105-116.
- Millet, G.Y., Lepers, R., Maffiuletti, N.A., Babault, N., Martin, V. & Lattier, G.** (2002). Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol.* 92(2): 486-492.

- Millet, G.Y., Martin, V., Lattier, G. & Ballay, Y.** (2003). Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *J Appl Physiol.* 94(1): 193-198.
- Millet, G.Y., Martin, V., Martin, A. & Verges, S.** (2011a). Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol.* 111(10): 2489-2500.
- Millet, G.Y., Morin, J.B., Degache, F., Edouard, P., Feasson, L., Verney, J. & Oullion, R.** (2009). Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J Appl Physiol.* 107(6): 731-738.
- Millet, G.Y., Tomazin, K., Verges, S., Vincent, C., Bonnefoy, R., Boisson, R.C., Gergele, L., Feasson, L. & Martin, V.** (2011b). Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS One.* 6(2): e17059.
- Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J. & Davis, I.S.** (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 38(2): 323-328.
- Minetti, A.E., Ardigo, L.P. & Saibene, F.** (1994). Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J Exp Biol.* 195: 211-225.
- Minetti, A.E., Moia, C., Roi, G.S., Susta, D. & Ferretti, G.** (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol (1985).* 93(3): 1039-1046.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E.** (2000a). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 15(1): 15-20.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E.** (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 16(3): 207-212.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E. & Daily, D.** (2000b). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Hum Movement Sci.* 19: 139-151.

- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbistky, O. & Isakov, E.** (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic Appl. Myol.* 7(2): 111-118.
- Moen, M.H., Tol, J.L., Weir, A., Steunebrink, M. & De Winter, T.C.** (2009). Medial tibial stress syndrome: a critical review. *Sports Med.* 39(7): 523-546.
- Morgan, D.L.** (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J.* 57(2): 209-221.
- Morgenroth, D.C., Medverd, J.R., Seyedali, M. & Czerniecki, J.M.** (2014). The relationship between knee joint loading rate during walking and degenerative changes on magnetic resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 29(6): 664-670.
- Morin, J.B., Samozino, P., Feasson, L., Geysant, A. & Millet, G.** (2009). Effects of muscular biopsy on the mechanics of running. *Eur J Appl Physiol.* 105(2): 185-190.
- Morin, J.B., Samozino, P. & Millet, G.Y.** (2011a). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Med Sci Sports Exerc.* 43(5): 829-836.
- Morin, J.B., Samozino, P., Zameziati, K. & Belli, A.** (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech.* 40(15): 3341-3348.
- Morin, J.B., Tomazin, K., Edouard, P. & Millet, G.Y.** (2011b). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech.* 44(6): 1104-1107.
- Morio, C., Chavet, P., Androuet, P., Foissac, M., Berton, E. & Nicol, C.** (2011). Time course of neuro-mechanical changes underlying stretch-shortening cycle during intermittent exhaustive rebound exercise. *Eur J Appl Physiol.* 111(9): 2295-2305.
- Morio, C., Nicol, C., Barla, C., Barthelemy, J. & Berton, E.** (2012). Acute and 2 days delayed effects of exhaustive stretch-shortening cycle exercise on barefoot walking and running patterns. *Eur J Appl Physiol.* 112(8): 2817-2827.

- Morio, C., Sevez, V., Chavet, P., Berton, E. & Nicol, C.** (2015). Neuro-mechanical adjustments to shod versus barefoot treadmill runs in the acute and delayed stretch-shortening cycle recovery phases. *J Sports Sci*: 1-8.
- Mosher, T.J., Liu, Y. & Torok, C.M.** (2010). Functional cartilage MRI T2 mapping: evaluating the effect of age and training on knee cartilage response to running. *Osteoarthritis Cartilage*. 18(3): 358-364.
- Muller, R., Siebert, T. & Blickhan, R.** (2012). Muscle preactivation control: simulation of ankle joint adjustments at touchdown during running on uneven ground. *J Appl Biomech*. 28(6): 718-725.
- Nardone, A., Romano, C. & Schieppati, M.** (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol*. 409: 451-471.
- Nicol, C., Avela, J. & Komi, P.V.** (2006). The stretch-shortening cycle : a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Med*. 36(11): 977-999.
- Nicol, C. & Komi, P.V.** (2010). Stretch-shortening cycle fatigue and its influence on force and power production. In Strength and power in sport. Ed:Komi, P.V. *Blackwell Science*, Chichester. 203-222.
- Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T., Kyrolainen, H. & Takala, T.E.** (1996). Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 72(5-6): 401-409.
- Nicol, C., Komi, P.V. & Marconnet, P.** (1991a). Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scand J Med Sci Sports*. 1: 195-204.
- Nicol, C., Komi, P.V. & Marconnet, P.** (1991b). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports*. 1(1): 10-17.

- Nigg, B.M.** (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med.* 11(1): 2-9.
- Nigg, B.M. & Liu, W.** (1999). The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J Biomech.* 32(8): 849-856.
- Noehren, B., Hamill, J. & Davis, I.** (2013). Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 45(6): 1120-1124.
- Novacheck, T.F.** (1998). The biomechanics of running. *Gait Posture.* 7(1): 77-95.
- Oakley, T. & Pratt, D.J.** (1988). Skeletal transients during heel and toe strike running and the effectiveness of some materials in their attenuation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 3(3): 159-165.
- Palmieri-Smith, R.M., Thomas, A.C., Karvonen-Gutierrez, C. & Sowers, M.F.** (2010). Isometric quadriceps strength in women with mild, moderate, and severe knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil.* 89(7): 541-548.
- Paul, I.L., Munro, M.B., Abernethy, P.J., Simon, S.R., Radin, E.L. & Rose, R.M.** (1978). Musculo-skeletal shock absorption: relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies. *J Biomech.* 11(5): 237-239.
- Pavailler, S.** (2012). Etude biomécanique de la propulsion en ski de fond. *Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac.*
- Peake, J., Nosaka, K. & Suzuki, K.** (2005). Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans. *Exerc Immunol Rev.* 11: 64-85.
- Philippou, A., Maridaki, M., Bogdanis, G., Halapas, A. & Koutsilieris, M.** (2009). Changes in the mechanical properties of human quadriceps muscle after eccentric exercise. *In Vivo.* 23(5): 859-865.

- Piitulainen, H., Bottas, R., Komi, P., Linnamo, V. & Avela, J.** (2010). Impaired action potential conduction at high force levels after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 20(5): 879-887.
- Piitulainen, H., Komi, P., Linnamo, V. & Avela, J.** (2008). Sarcolemmal excitability as investigated with M-waves after eccentric exercise in humans. *J Electromyogr Kinesiol.* 18(4): 672-681.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G. & Millet, G.Y.** (2004). Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 36(8): 1347-1356.
- 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. *Eur J Appl Physiol.* 110(1): 1-15.
- Qin, J., Chow, S.K., Guo, A., Wong, W.N., Leung, K.S. & Cheung, W.H.** (2014). Low magnitude high frequency vibration accelerated cartilage degeneration but improved epiphyseal bone formation in anterior cruciate ligament transect induced osteoarthritis rat model. *Osteoarthritis Cartilage.* 22(7): 1061-1067.
- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C. & Le Meur, Y.** (2013). Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂max. *J Biomech.* 46(12): 2011-2017.
- Radin, E.L., Parker, H.G., Pugh, J.W., Steinberg, R.S., Paul, I.L. & Rose, R.M.** (1973). Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomech.* 6(1): 51-57.
- Regueme, S.C., Nicol, C., Barthelemy, J. & Grelot, L.** (2005). Acute and delayed neuromuscular adjustments of the triceps surae muscle group to exhaustive stretch-shortening cycle fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 93(4): 398-410.

- Ridge, S.T., Johnson, A.W., Mitchell, U.H., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B.S. & Brown, S.D.** (2013). Foot bone marrow edema after a 10-wk transition to minimalist running shoes. *Med Sci Sports Exerc.* 45(7): 1363-1368.
- Rothschild, C.** (2012). Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength and Conditioning Journal.* 34(2): 8-17.
- Saldanha, A., Nordlund Ekblom, M.M. & Thorstensson, A.** (2008). Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. *Scand J Med Sci Sports.* 18(3): 383-388.
- Samozino, P., Morin, J.-B., Mermet, V., Barla, C., Ouillon, R., Baly, L. & Belli, A.** (2008). What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running?, 13h annual congress of the European College of Sport Science, Estoril, Portugal.
- Sasaki, K. & Neptune, R.R.** (2010). Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *J Biomech.* 43(14): 2780-2784.
- 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(6): e65596.
- Schaffler, M.B., Radin, E.L. & Burr, D.B.** (1989). Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. *Bone.* 10(3): 207-214.
- Schweltnus, M.P., Jordaan, G. & Noakes, T.D.** (1990). Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles. A prospective study. *Am J Sports Med.* 18(6): 636-641.
- Segal, N.A., Kern, A.M., Anderson, D.D., Niu, J., Lynch, J., Guermazi, A., Torner, J.C., Brown, T.D. & Nevitt, M.** (2012). Elevated tibiofemoral articular contact stress predicts risk for bone marrow lesions and cartilage damage at 30 months. *Osteoarthritis Cartilage.* 20(10): 1120-1126.

- Shih, Y., Lin, K.L. & Shiang, T.Y.** (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*.
- Shorten, M.R. & Mientjes, M.I.V.** (2011). The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*. 3(1): 41-58.
- Shorten, M.R. & Winslow, D.S.** (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *Int J Sports Biomechanics*. 8: 288-304.
- Simon, S.R., Radin, E.L., Paul, I.L. & Rose, R.M.** (1972). The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech*. 5(3): 267-272.
- Sloniger, M.A., Cureton, K.J., Prior, B.M. & Evans, E.M.** (1997). Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *J Appl Physiol*. 83(6): 2073-2079.
- Snyder, K.L. & Farley, C.T.** (2011). Energetically optimal stride frequency in running: the effects of incline and decline. *J Exp Biol*. 214(Pt 12): 2089-2095.
- Snyder, K.L., Kram, R. & Gottschall, J.S.** (2012). The role of elastic energy storage and recovery in downhill and uphill running. *J Exp Biol*. 215(Pt 13): 2283-2287.
- Squadrone, R. & Gallozzi, C.** (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness*. 49(1): 6-13.
- Strojnik, V. & Komi, P.V.** (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol (1985)*. 84(1): 344-350.
- Stutzig, N. & Siebert, T.** (2015). Muscle force compensation among synergistic muscles after fatigue of a single muscle. *Hum Mov Sci*. 42: 273-287.
- Stutzig, N., Siebert, T., Granacher, U. & Blickhan, R.** (2012). Alteration of synergistic muscle activity following neuromuscular electrical stimulation of one muscle. *Brain Behav*. 2(5): 640-646.

- Telhan, G., Franz, J.R., Dicharry, J., Wilder, R.P., Riley, P.O. & Kerrigan, D.C.** (2010). Lower limb joint kinetics during moderately sloped running. *J Athl Train.* 45(1): 16-21.
- Temesi, J., Arnal, P.J., Rupp, T., Feasson, L., Cartier, R., Gergele, L., Verges, S., Martin, V. & Millet, G.Y.** (2015). Are Females More Resistant to Extreme Neuromuscular Fatigue? *Med Sci Sports Exerc.* 47(7): 1372-1382.
- Tirrell, T.F., Cook, M.S., Carr, J.A., Lin, E., Ward, S.R. & Lieber, R.L.** (2012). Human skeletal muscle biochemical diversity. *J Exp Biol.* 215(Pt 15): 2551-2559.
- Turner, C.H., Wang, T. & Burr, D.B.** (2001). Shear strength and fatigue properties of human cortical bone determined from pure shear tests. *Calcif Tissue Int.* 69(6): 373-378.
- Valiant, G.A.** (1989). Transmission and attenuation of heel strike accelerations. In The biomechanics of distance running. Ed:Cavanagh, P.R. *Human Kinetics*, Champaign, IL. 225-247.
- van der Worp, M.P., ten Haaf, D.S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M.W. & Staal, J.B.** (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PLoS One.* 10(2): e0114937.
- van Mechelen, W.** (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med.* 14(5): 320-335.
- Vannatta, N.C. & Kernozek, T.W.** (2014). Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern. *Med Sci Sports Exerc.* [Epub ahead of print].
- Verbistky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J. & Isakov, E.** (1998). Shock transmission and fatigue in human running. *J Appl Biomech.* 14: 300-311.
- Verges, S., Maffiuletti, N.A., Kerherve, H., Decorte, N., Wuyam, B. & Millet, G.Y.** (2009). Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *J Appl Physiol (1985).* 106(2): 701-710.

- Vernillo, G., Savoldelli, A., Zignoli, A., Skafidas, S., Fornasiero, A., La Torre, A., Bortolan, L., Pellegrini, B. & Schena, F.** (2015). Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *J Sports Sci*: 1-8.
- Verteramo, A. & Seedhom, B.B.** (2007). Effect of a single impact loading on the structure and mechanical properties of articular cartilage. *J Biomech*. 40(16): 3580-3589.
- Voloshin, A.S., Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E.** (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue. *Clin Biomech*. 13(7): 515-520.
- Wakeling, J.M., Von Tscharnner, V., Nigg, B.M. & Stergiou, P.** (2001). Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces. *J Appl Physiol (1985)*. 91(3): 1307-1317.
- Walker, P.S., Arno, S., Bell, C., Salvadore, G., Borukhov, I. & Oh, C.** (2015). Function of the medial meniscus in force transmission and stability. *J Biomech*. 48(8): 1383-1388.
- Walshe, A.D., Wilson, G.J. & Ettema, G.J.** (1998). Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J Appl Physiol (1985)*. 84(1): 97-106.
- Warden, S.J., Davis, I.S. & Fredericson, M.** (2014). Management and prevention of bone stress injuries in long-distance runners. *J Orthop Sports Phys Ther*. 44(10): 749-765.
- Warne, J.P. & Warrington, G.D.** (2012). Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scand J Med Sci Sports*. 24(3): 563-568.
- Wilder, R.P. & Sethi, S.** (2004). Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. *Clin Sports Med*. 23(1): 55-81, vi.
- Yong, J.R., Silder, A. & Delp, S.L.** (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech*. 47(15): 3593-3597.

Zadpoor, A.B. & Nikooyan, A.A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction

force: A systematic review. *Clinical Biomechanics*. 26: 23-28.

Zhang, B.T., Yeung, S.S., Allen, D.G., Qin, L. & Yeung, E.W. (2008). Role of the calcium-calpain pathway in cytoskeletal damage after eccentric contractions. *J Appl Physiol* (1985). 105(1): 352-357.

Zifchock, R.A., Davis, I. & Hamill, J. (2006). Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech*. 39(15): 2792-2797.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

ARTICLES SCIENTIFIQUES

Marlène Giandolini, Pierrick J. Arnal, Guillaume Y. Millet, Nicolas Peyrot, Pierre Samozino, Blaise Dubois & Jean-Benoit Morin. **Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners.** *European Journal of Applied Physiology*. 2013, 113(3): 599-609.

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Yohann Farges, Pierre Samozino & Jean-Benoit Morin. **Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear.** *European Journal of Applied Physiology*. 2013, 113(8): 2077-2090.

Marlène Giandolini, Thibaut Poupard, Philippe Gimenez, Nicolas Horvais, Guillaume Y. Millet, Jean-Benoit Morin & Pierre Samozino. **A simple field method to identify foot strike pattern during running.** *Journal of Biomechanics*. 2014, 47(7): 1588-1593.

Marlène Giandolini, Sébastien Pavailler, Pierre Samozino, Jean-Benoit Morin & Nicolas Horvais. **Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-class athlete.** *Footwear Science*. 2015, 7(2): 127-137.

Marlène Giandolini, Philippe Gimenez, John temesi, Pierrick J. Arnal, Vincent Martin, Thomas Rupp, Jean-Benoit Morin, Pierre Samozino & Guillaume Y. Millet. **Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact acceleration and lower leg kinematics.** *PlosOne*. Soumis.

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Jérémy Rossi, Guillaume Y. Millet, Jean-Benoit Morin & Pierre Samozino. **Acute and delayed peripheral and central neuromuscular alterations induced by a short and intense downhill trail run.** *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. Sous presse.

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Jérémy Rossi, Guillaume Y. Millet, Jean-Benoit Morin & Pierre Samozino. **Effect of foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue over a downhill trail run.** *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. Soumis.

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Jérémy Rossi, Guillaume Y. Millet, Pierre Samozino & Jean-Benoit Morin. **Foot strike pattern affects differently the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running.** *Journal of Biomechanics*. Soumis.

ARTICLES DE VULGARISATION SCIENTIFIQUE

Marlène Giandolini. **Impact et contraintes musculo-tendineuses en course à pied : effets de la chaussure et la technique de pose de pied.** *Kinésithérapie Scientifique*. 2014, 560 : 15-19.

Marlène Giandolini. **Blessure et performance en course : quelle contribution de la chaussure portée et de la technique de course adoptée ?** *Zatopek*. 2015, n°34 : 35-41.

COMMUNICATIONS ORALES

11TH FOOTWEAR BIOMECHANICS SYMPOSIUM, NATAL, BRAZIL, 2013

Marlène Giandolini, Philippe Gimenez, Guillaume Y. Millet, Jean-Benoit Morin & Pierre Samozino. **Consequences of an ultra-trail on impact and lower limb kinematics in male and female runners.** *Footwear Science*. 2013, 5(sup1): S14-S15.

CONGRES DE LA SOCIETE FRANÇAISE DES MASSEURS KINESITHERAPEUTES DU SPORT, GRENOBLE, FRANCE, 2014

Marlène Giandolini. **Impact et contraintes musculo-tendineuses en course à pied: influence de la chaussure et de la technique de pose de pied.**

33RD INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMECHANICS IN SPORTS, POITIERS, FRANCE, 2015

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Jérémy Rossi, Guillaume Y. Millet, Pierre Samozino & Jean-Benoit Morin. **Effect of foot strike pattern on axial and transverse shock severity during downhill trail running.**

XXV CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, GLASGOW, UK, 2015

Marlène Giandolini, Nicolas Horvais, Jérémy Rossi, Guillaume Y. Millet, Pierre Samozino & Jean-Benoit Morin. **Effect of foot strike pattern adopted during an intense downhill trail running bout on lower limb muscles activity and neuromuscular function.**

COMMUNICATIONS AFFICHEES

15^{EME} CONGRES INTERNATIONAL DE L'ASSOCIATION DES CHERCHEURS EN ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES, GRENOBLE, FRANCE, 2013

Marlène Giandolini, Thibaut Poupard, Nicolas Horvais, Jean-Benoit Morin & Pierre Samozino. **Validation d'une méthode d'identification du pattern de pose de pied en course applicable sur le terrain.**

61ST ANNUAL MEETING OF AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, ORLANDO, USA, 2014

Marlène Giandolini, Sébastien Pavailler, Nicolas Horvais, Pierre Samozino & Jean-Benoit Morin. **Foot strike and impact over an entire trail running race: a simple field method.**

ANNEXES

- Annexe 1** Impact reduction in running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners (Giandolini *et al.*, 2013)
- Annexe 2** Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low drop-low heel height footwear (Giandolini *et al.*, 2013)
- Annexe 3** A simple field method to identify foot strike pattern during running (Giandolini *et al.*, 2014)
- Annexe 4** Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-class athlete (Giandolini *et al.*, 2015)
- Annexe 5** Evaluation de la pose de pied chez coureurs de trail running de haut-niveau lors de séances d'entraînement
- Annexe 6** Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibia impact acceleration and lower leg kinematics (Giandolini *et al.*, soumis)
- Annexe 7** Programme d'entraînement spécifique à la course en descente en vue de l'étude n°4
- Annexe 8** Acute and delayed peripheral and central neuromuscular alterations induced by a short and intense downhill trail run (Giandolini *et al.*, sous presse)
- Annexe 9** Effects of foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue over a downhill trail run (Giandolini *et al.*, soumis)
- Annexe10** Foot strike pattern affects differently the axial and transverse components of shock acceleration in downhill running (Giandolini *et al.*, en révision)

ANNEXE 1

Giandolini *et al.* (2013, European Journal of Applied Physiology)

IMPACT REDUCTION IN RUNNING: EFFICIENCY OF SIMPLE ACUTE
INTERVENTIONS IN RECREATIONAL RUNNERS

Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners

Marlène Giandolini · Pierrick J. Arnal ·
Guillaume Y. Millet · Nicolas Peyrot ·
Pierre Samozino · Blaise Dubois · Jean-Benoît Morin

Received: 2 May 2012 / Accepted: 21 July 2012
© Springer-Verlag 2012

Abstract Running-related stress fractures have been associated with the overall impact intensity, which has recently been described through the loading rate (LR). Our purpose was to evaluate the effects of four acute interventions with specific focus on LR: wearing racing shoes (RACE), increasing step frequency by 10 % (FREQ), adopting a midfoot strike pattern (MIDFOOT) and combining these three interventions (COMBI). Nine rearfoot-strike subjects performed five 5-min trials during which running kinetics, kinematics and spring-mass behavior were measured for ten consecutive steps on an instrumented treadmill. Electromyographic activity of *gastrocnemius lateralis*, *tibialis anterior*, *biceps femoris* and

vastus lateralis muscles was quantified over different phases of the stride cycle. LR was significantly and similarly reduced in MIDFOOT ($37.4 \pm 7.20 \text{ BW s}^{-1}$, $-56.9 \pm 50.0 \%$) and COMBI ($36.8 \pm 7.15 \text{ BW s}^{-1}$, $-55.6 \pm 29.2 \%$) conditions compared to NORM ($56.3 \pm 11.5 \text{ BW s}^{-1}$, both $P < 0.001$). RACE ($51.1 \pm 9.81 \text{ BW s}^{-1}$) and FREQ ($52.7 \pm 11.0 \text{ BW s}^{-1}$) conditions had no significant effects on LR. Running with a midfoot strike pattern resulted in a significant increase in *gastrocnemius lateralis* pre-activation ($208 \pm 97.4 \%$, $P < 0.05$) and in a significant decrease in *tibialis anterior* EMG activity ($56.2 \pm 15.5 \%$, $P < 0.05$) averaged over the entire stride cycle. The acute attenuation of foot-ground impact seems to be mostly related to the use of a midfoot strike pattern and to a higher pre-activation of the *gastrocnemius lateralis*. Further studies are needed to test these results in prolonged running exercises and in the long term.

Communicated by Jean-René Lacour.

M. Giandolini · P. J. Arnal · G. Y. Millet · J.-B. Morin
University of Lyon, 42023 Saint-Etienne, France

M. Giandolini · P. J. Arnal · G. Y. Millet · J.-B. Morin
Laboratory of Exercise Physiology (EA4338),
42000 Saint-Etienne, France

N. Peyrot
University of La Réunion, UFR SHE, CURAPS-DIMPS
(EA4075), 97430 Le Tampon, France

P. Samozino
Laboratory of Exercise Physiology (EA4338),
University of Savoie, 73376 Le Bourget-du-Lac, France

B. Dubois
Faculty of Medicine, University of Laval, Québec, Canada

J.-B. Morin (✉)
Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA4338), Médecine
du Sport-Myologie CHU Bellevue, Université de Saint-Etienne,
42055 Saint-Etienne Cedex 2, France
e-mail: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr

Keywords Loading rate · Muscular activity ·
Running pattern · Footwear · Step frequency

Abbreviations

BF	Biceps femoris
BW	Body weight
F_{\max}	Maximal vertical ground reaction force
FzI	Magnitude of impact force peak
GL	Gastrocnemius lateralis
k_{leg}	Leg stiffness
k_{vert}	Vertical stiffness
LR	Vertical mean loading rate
MFS	Midfoot strike
PSF _{+10%}	Preferred step frequency increased by 10 %
RFS	Rearfoot strike
t_a	Aerial time
TA	Tibialis anterior

t_c	Contact time
$tFzI$	Time to impact peak
VGRF	Vertical ground reaction force
VL	Vastus lateralis
ΔL	Maximal leg spring compression during contact
Δz	Vertical maximal downward displacement of the center of mass during contact

Introduction

Running is a popular physical activity, but may also be a source of injuries, and notably bone stress fractures. Twenty percent of all sport-related injuries are stress fractures (Snyder et al. 2006), the most frequent being tibial and metatarsal stress fractures, with tibial fractures representing 33–55 % of all stress fractures (Brukner et al. 1996). At each running step, when the foot strikes the supporting ground, a ground reaction force (GRF) of two to three times body weight is rapidly generated (Cavanagh and LaFortune 1980) inducing shock waves that propagate throughout the locomotor system. These repetitive impact shocks have been reported to be a mechanical factor causing stress fractures (Dickinson et al. 1985). Many factors could influence impact magnitude but to our knowledge no multi-factorial experimental study has investigated several of these factors yet.

Furthermore, “impact” is a rather vague phenomenon that could be characterized by many mechanical parameters. According to Shorten and Mientjes (2011), impact force is characterized by a force pulse transmitted through the foot in a short duration and thus by high frequency. Among the experimentally measurable mechanical features of impact during the running step, Samozino et al. (2008) showed that time to impact force peak ($tFzI$) and loading rate (LR) were the most discriminant parameters and the most directly related to the magnitude of the foot–ground impact shock as quantified with skin-mounted accelerometers. These factors were better related to the intensity of the shock than the magnitude of the impact force peak (FzI) (Samozino et al. 2008). LR, identified as the average time derivative of vertical ground reaction force (VGRF) between the beginning of foot–ground impact and the time to impact force peak, is therefore thought to influence the risk of stress fractures. While LR or $tFzI$ derived from VGRF measurements are expected to be more sensitive to changes in impact force than magnitude of impact force peak (FzI), they also contain a low frequency feature that represents ‘non-impact’ components and should therefore be interpreted with caution (Shorten and Mientjes 2011).

That being said, a recent systematic review by Zapdoor and Nikooyan (2011) has reported that VGRF for the first

peak and the second peak was similar between the control group and the group suffering from stress fractures, whereas LR significantly differed between the two groups. Consequently, although it is hardly conceivable to experimentally test this hypothesis, the recent literature clearly identified a high LR as a key mechanical feature related to the risk of stress fractures in running, as also suggested by Milner et al. (2006) and Davis et al. (2004) in female runners. Although a higher LR may be a consequence rather than a cause of stress fractures apparition, this raises the question of the possibility and the best way(s) to reduce LR in running in order to prevent stress fractures or other running-related injuries related to impact shock. Haris Phuah et al. (2010) observed tensile loads on the posterior tibia during the stance phase of running characterized by a net sagittal bending moment that is principally negative. Such bending moments could also represent an important mechanical stress for the tibia. However, this study was conducted on 20 healthy subjects with no history of lower limb stress fracture, and thus the link between peak bending moments acting on the tibia and tibial stress fractures remains hypothetical. Finally, it is worth noting that impact forces may also be, in some circumstances, a favorable phenomenon. For instance, Fuchs et al. (2001) and Fuchs and Snow (2002) have observed in children that a high-impact training (jumping with ground reaction forces production of about 8 BW) generated gains in bone mineral content and bone area at the femoral neck.

For a given running mileage, and at a given step frequency (i.e., for a given total amount of steps performed), the magnitude of impact at each step, and thus the potential risk of tibial stress fractures are influenced by the type of foot strike pattern. It has generally been observed that athletes wearing hard-sole shoes or running barefoot change their pattern towards a forefoot or a midfoot strike (MFS) to potentially reduce the magnitude of forces applied at the heel (Hennig and Milani 1995; Lieberman et al. 2010; Squadrone and Gallozzi 2009). This shift in the foot strike pattern is generally associated with changes in the running mechanical pattern towards lower step length and contact time (t_c) and greater lower limb stiffness and plantarflexion (De Wit et al. 2000). Increased plantarflexion during barefoot running is the result of a higher pre-activation of *triceps surae* muscles (Divert et al. 2005) and a lower pre-activation of the *tibialis anterior* (TA) (von Tschanner et al. 2003). Furthermore, this “impact-reduction style” induces a decrease or even a complete removal of the impact peak, and a markedly reduced LR (Dickinson et al. 1985). Lieberman et al. (2010) reported that forefoot striking barefoot runners halve their LR compared to shod RFS runners due to more plantarflexion and ankle compliance. As recently observed by Altman and Davis (2011), LR and step frequency in barefoot condition are not

significantly different from LR in MFS shod conditions. However, step frequency is higher, for both conditions compared to RFS (Altman and Davis 2011). As a result, the lower foot–ground impact shock associated with the forefoot strike running pattern has very recently been proposed as contributing to a lower risk of running-related injuries in collegiate runners (Daoud et al. 2012). However, even if they highlighted a significant lower LR in barefoot compared to shod conditions, Hamill et al. (2011) observed no significant difference between the different shod conditions studied. Conclusions about impact intensity in different footwear conditions are still debated, notably because of the disparity of the experimental methods used (degree of familiarization of subjects with barefoot running, type of shoes used, distance and duration of the testing trials performed).

Changes in stride frequency are also supposed to influence the risk of stress fractures through their effect on the overall running pattern. The foot–ground impact shock intensity during running (quantified from tibial acceleration) was shown to decrease when subjects ran at a step frequency 20 % higher than their preferred one (Hamill et al. 1995). Further, a simulation study recently showed that the probability of stress fractures increases with running mileage but a 10 % reduction in preferred step length (which corresponds *ceteris paribus* to a 10 % increase in stride frequency) minimizes this probability, particularly at high mileage (Edwards et al. 2009). When focusing on the associated muscular activity in high mileage (>45 km week⁻¹) RFS runners, the pre-activation of TA and *gastrocnemius medialis* decreases compared to low mileage (<45 km week⁻¹) RFS runners (Baur et al. 2011a, b). Increased step frequency may therefore reduce the impact magnitude by moving the point of impact closer to the midfoot, a pattern naturally adopted by barefoot runners and associated with overall reduced foot–ground impact (Altman and Davis 2011; Lieberman et al. 2010). However, in the modern conditions of physical activity and running environment, pure barefoot running seems difficult to conceive, or at least to be practiced safely by most people.

Finally, footwear has also been shown to alter the running gait pattern. The efficiency of footwear cushioning technologies used to decrease the stress on the skeleton is debated but it has been clearly shown that footwear could influence lower limb mechanics (Lohman et al. 2011). For instance, Hennig and Milani (1995) studied 19 shoe models in RFS marathon runners and concluded that footwear influences peak pressure under rearfoot, midfoot and forefoot and alters foot mechanics. Further, shod running increases dorsiflexion, and decreases knee flexion and ankle motion compared to barefoot running (Bishop et al. 2006; Lieberman et al. 2010). Contact and aerial times (t_a) and FzI are decreased in barefoot compared to shod running (Divert et al. 2005). Also, the possible role of muscular activity during running, especially in different shod conditions, has been investigated in

numerous studies. Nigg (1997) proposed the “muscle tuning” concept which stipulates that muscles would be pre-activated in order to create a damped mechanical system at foot–ground impact. An increase in electromyographic (EMG) signal has been reported when wearing hard-sole shoes, especially during the pre-activation phase (Nigg et al. 2003). However, these changes were not significant, not systematic and highly subject- and muscle-dependent (Nigg and Wakeling 2001). These changes in the running pattern have been interpreted as potentially protecting the body from the shocks generated at heel contact (Nigg et al. 2003). Consequently, as habitually barefoot runners clearly and consistently run with lower LR (Altman and Davis 2011; Lieberman et al. 2010), through the associated MFS or forefoot strike pattern, running with shoes specifically designed to put the runner as close to actual barefoot running as possible is expected to provide similar, yet attenuated effects and may therefore be of interest to potentially reduce the risk of stress fractures. This may explain the recent development of “minimalist shoes”, i.e., shoes designed to mimic barefoot running, with less motion-control technology, cushioning, stiffness, sole drop and weight than standard running shoes (Jenkins and Cauthon 2011; Lohman et al. 2011).

As detailed above, the literature has proposed several factors potentially influencing LR (footwear, stride frequency, foot strike pattern). Thus, we thought a multi-factorial and cross-sectional experiment was an appropriate approach to evaluate the effect of each of these factors on this mechanical feature of the running impact. The purpose of this study was therefore to determine the acute effects of each of the three main interventions hitherto proposed as effective, i.e., MFS, higher step frequency, minimalist footwear, on running mechanics (and especially foot–ground impact shock intensity) and muscular activity. To our knowledge, the above-mentioned ways to reduce LR (foot strike pattern, step frequency and minimalist shoes) have never been experimentally and independently tested during the same protocol and concomitantly with synchronized muscular activity measurements. The latter were performed to allow a better interpretation of the changes in the running mechanical pattern, if observed. We also aimed at testing the effects of a combination of these three interventions, seeking to identify the most efficient solution to reduce running impact shocks (quantified through LR) and by extension potentially prevent musculoskeletal pathologies like tibial stress fractures in running.

Methods

Subjects

Nine young adults, six males and three females (mean \pm SD: 20.8 ± 4.7 years, 66.2 ± 10.1 kg, 171 ± 6 cm), were

included after giving their informed written consent to participate in this study, which was approved by the local ethical committee and in agreement with the Declaration of Helsinki. All of them were rearfoot strikers (see below), and practiced various sports (10.3 ± 3.71 h week⁻¹), including recreational running. They were not presenting recent muscular, joint or bone injuries, receiving any medication or wearing orthotics that could interfere with their running pattern according to the participants self-report and the medical examination performed during the familiarization session.

Experimental protocol

The protocol consisted of two sessions separated by about 2 weeks: a familiarization and inclusion session (session 1), and an experimental session (session 2). During session 1, 17 subjects were initially recruited. They warmed up for 5 min on an instrumented treadmill (HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) and were asked to individually set their preferred running speed. To do so, they started to run at 2.5 m s⁻¹ for 2 min and after 2 min they were free to increase or decrease their speed to a self-selected pace, with no feedback provided on its value, according to the method recently proposed by Heiderscheid et al. (2011). Then, the subjects performed a 5-min trial beginning at a random speed (still unknown to them) and were asked to adjust again their preferred running speed. For each subject, the average of the two speeds collected was then retained as their preferred running speed for the second session. After a 5-min rest, subjects ran for 5 min at their preferred running speed in order to measure their preferred step frequency and their foot strike pattern (RFS or not, according to whether or not an impact peak was present on the VGRF signal). The presence of a force impact peak (of magnitude higher than one BW during the first 50 ms of contact) for at least nine out of ten consecutive steps was the criterion for RFS pattern and inclusion in the study.

At the beginning of session 2, subjects warmed up on the instrumented treadmill during a 5-min trial at their preferred running speed, which allowed us to confirm both their RFS pattern and preferred step frequency. They performed five 5-min trials at their preferred running speed in five different conditions separated by 2 min of rest and a 2-min “reference condition” trial. The latter corresponded to a back-to-normal run (preferred step frequency, preferred running speed, usual running shoes of the subject) allowing to control the stability of the natural pattern and avoid a potential “memory effect” of one experimental condition on the following one (Mundermann et al. 2002). Finally, a reference condition trial was performed at the end of the protocol. A 20-s sampling of data was performed after 1 min during each of these reference condition runs.

Two shoe models were used: one with typical cushioning and motion-control systems (Kalenji Kiprun 2000TM, mass: 360 g, midsole hardness: Asker 75C at the heel and Asker 84C at the metatarsals) with a heel height of 28.3 mm and a metatarsal height of 20.2 mm (8.1 mm drop), and a racing shoe (Kalenji Inspid CompTM, mass: 215 g, midsole hardness: Asker 61C at the heel and Asker 74C at the metatarsals) with a heel height of 23.3 mm and a metatarsal height of 12.5 mm (10.8 mm drop). Concerning footwear, we investigated the effects of racing shoes, defined in the sport shoe market between standard cushioning-motion-control shoes and minimalist shoes (e.g., Vibram FivefingersTM, as used in Squadrone and Gallozzi 2009) in order to study a shoe model closer to the currently most usual race running practice. The five experimental conditions tested were—NORM: cushioned and motion-control running shoes with the preferred step frequency and freely chosen (i.e., RFS) running pattern, RACE: racing shoes with the preferred step frequency and freely chosen pattern, FREQ: cushioned and motion-control shoes with running frequency 10 % higher than the preferred step frequency (PSF_{+10%}) and freely chosen pattern, MID-FOOT: cushioned and motion-control shoes with the preferred step frequency and MFS pattern, COMBI: combination of all experimental conditions (i.e., racing shoes, PSF_{+10%}, MFS pattern). Subjects ran at their preferred running speed in all conditions, and step frequencies were set by an audio tone. Three 20-s samplings of data were performed at the end (4.5 min) of each 5-min trial without informing subjects about the exact moment of sampling and the variables studied (Morin et al. 2009). The three conditions NORM, FREQ and RACE were assigned in a randomized and counterbalanced order among subjects, to limit potential “memory effect” of some conditions, as detailed by Mundermann et al. (2002). Then, MIDFOOT and COMBI conditions were systematically assigned in this order at the end of the running trials series, because the verbal instruction to adopt a MFS could lead subjects to keep memory of this instruction during the subsequent conditions, although required not to. Concerning the MFS instruction in MIDFOOT and COMBI conditions, subjects were asked to “strike the ground with the middle of the foot, below the metatarsal joints”. The overall respect of this instruction by each subject was verified visually throughout the trial, and confirmed a posteriori from the absence of impact peak on the VGRF traces for more than nine steps out of ten.

Mechanical variables

The main running kinetics, kinematics and spring-mass model parameters were quantified from VGRF data collected during the 20-s acquisitions performed with a

sampling rate of 1,000 Hz on the instrumented treadmill. This treadmill allows measurements of three-dimensional GRF (Belli et al. 2001; Divert et al. 2005), and to determine FzI (force impact peak), $tFzI$ (time to impact peak) and LR (vertical mean loading rate), which was calculated as the mean value of the time-derivate of VGRF signal within the first 50 ms of the support phase, and expressed in $BW s^{-1}$ (e.g., De Wit et al. 2000). Last, t_c and t_a were determined from VGRF signal and expressed in seconds. The preferred step frequency (Hz) was calculated from t_c and t_a as step frequency = $(t_c + t_a)^{-1}$.

A spring-mass model was used to investigate the effect of the different interventions used on the mechanical behavior of the lower limb during running (e.g., Farley and Gonzalez 1996). According to this model, the leg stiffness (k_{leg} in $kN m^{-1}$) was calculated from VGRF(t) measurements as $k_{leg} = F_{max}/\Delta L$ with ΔL the maximum leg spring compression (m) calculated from values of initial leg length L (great trochanter to ground distance in a standing position), running velocity (v in $m s^{-1}$), t_c and vertical maximal downward displacement of the center of mass during contact (Δz in m) obtained by double integration of the center of mass vertical acceleration (Cavagna 1975):

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta z$$

Finally, the vertical stiffness was calculated as $k_{vert} = F_{max}/\Delta z$ and expressed in $kN m^{-1}$.

Muscular activity

EMG activity of the right *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius lateralis* (GL) and *tibialis anterior* (TA) muscles was recorded using bipolar silver chloride surface electrodes of 30 mm diameter (Meditrace 100, Tyco healthcare, Mansfield, Canada). The recording electrodes were taped lengthwise on the skin with respect to the underlying muscle fiber arrangement and located according to recommendations by SENIAM (Hermens et al. 2000) with an inter-electrode distance of 30 mm. The reference electrode was attached to the skin facing the patella. Low impedance ($Z < 5 k\Omega$) at the skin–electrode surface was obtained by abrading the skin with thin sand paper and cleaning with alcohol. EMG data were recorded with PowerLab system (16/30-ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australia) with a sampling frequency of 2,000 Hz. The EMG signal was amplified with octal bio-amplifier (Octal Bioamp, ML138, ADInstruments) with a bandwidth frequency ranging from 5 to 1,000 Hz (input impedance = 200 M Ω , common mode rejection ratio = 85 dB), transmitted to the PC and analyzed with LabChart 7.3 software (ADInstruments). VGRF and EMG were synchronized on LabChart 7.3. EMG activity of each

muscle was quantified using the root mean square (RMS) and recorded during the following phases of the running cycle: (1) pre-contact phase 50 ms before impact, (2) impact phase during the 30 ms (average $tFzI$ of the group) following the foot–ground contact as detected by a 30-N threshold, (3) braking phase from impact to midstance, (4) support phase from foot ground contact to toe-off, and (5) stride cycle phase ranging over two consecutive steps (see details in Fig. 1). RMS data for all these phases in the four other experimental conditions were normalized to NORM condition.

Data analysis and statistics

Descriptive statistics are presented as mean \pm SD for mechanical variables and as percentage of NORM for EMG RMS data. All parameters were averaged for ten successive steps. Normal distribution was checked by the Shapiro–Wilk normality test and variance homogeneity was tested by the Fisher F test. Mechanical data collected in session 2 were compared between the five experimental conditions and between the six reference conditions. EMG data of the four other experimental conditions were compared to NORM. Actual $PSF_{+10\%}$ measured during FREQ and COMBI were compared to the theoretical $PSF_{+10\%}$ by means of a t test in order to check whether subjects respected the $PSF_{+10\%}$ set by audio tone in these two conditions. The minimum detectable change (MDC) was calculated for LR between the first and the second reference conditions values according to Kovacs et al. (2008). The importance of the differences found was assessed through the effect size Cohen's d coefficient (Cohen 1998). The interpretation of the effect size was as follows— $0.2 \leq d < 0.5$: small difference, $0.5 \leq d < 0.8$: medium difference, $d > 0.8$: large difference. The significant level was set at $P < 0.05$.

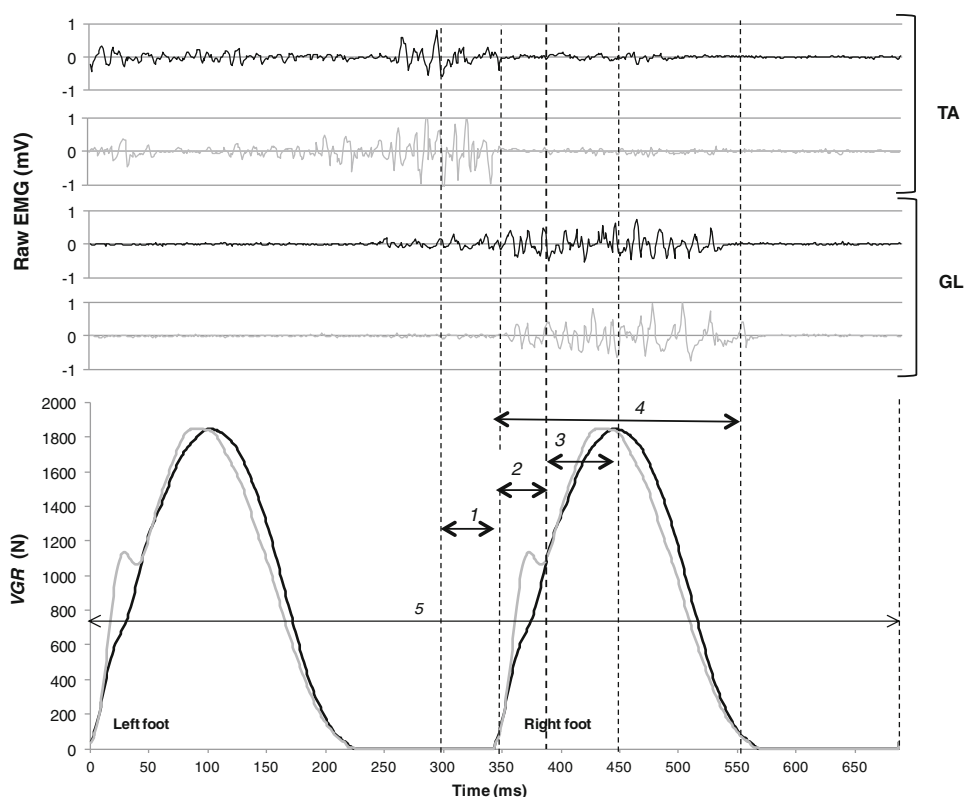
Results

Running mechanics

During session 1, preferred running speed was $3.28 \pm 0.65 m s^{-1}$, with a preferred step frequency of $2.87 \pm 0.23 Hz$, and thus a $PSF_{+10\%}$ of $3.15 \pm 0.26 Hz$. The average t_c and t_a were 0.241 ± 0.033 and $0.110 \pm 0.025 s$, respectively. Average values for the group were $1.66 \pm 0.184 BW$ for FzI , $0.033 \pm 0.004 s$ for $tFzI$, $50.7 \pm 9.11 BW s^{-1}$ for LR and $14.5 \pm 1.64 kN m^{-1}$ for k_{leg} .

During session 2, normality was obtained for every sample of data ($P < 0.05$), and variance homogeneity was confirmed for eight parameters out of ten ($P < 0.05$). There

Fig. 1 Synchronized raw EMG and vertical ground reaction force data (VGRF) for a typical subject in MIDFOOT (black lines) and NORM (gray lines) for *tibialis anterior* (TA) and *gastrocnemius lateralis* (GL) during the five phases of the running step cycle: pre-contact (1), impact phase (2), braking phase (3), support phase (4) and stride cycle (5)



was no significant difference ($P = 0.61$) between the actual $PSF_{+10\%}$ measured during FREQ (3.09 ± 0.20 Hz) and COMBI (3.10 ± 0.26 Hz) and the calculated and set $PSF_{+10\%}$. There was no significant difference between the six reference conditions indicating that no “memory” or “fatigue” effects was detected, i.e., subjects maintained their natural pattern throughout the protocol in these reference conditions.

Concerning kinetic measurements (Table 1), only MIDFOOT and COMBI resulted in a complete removal of the impact peak. FzI and $tFzI$ were not different between NORM and RACE ($P = 0.877$) and between NORM and FREQ ($P = 0.630$). MDC for LR was 3.90 $BW s^{-1}$. Compared to NORM, LR decreased to a similar extent during MIDFOOT (-56.9 ± 50 %, $P < 0.001$, large effect size of 1.65) and COMBI (-55.6 ± 29.2 %, $P < 0.001$, large effect size of 1.70) conditions. LR was not altered by RACE or FREQ ($P = 0.310$ and 0.305 , small effect size of 0.452 and 0.317, respectively).

The main running step temporal variables (Table 2) showed no change in t_c among the conditions tested, whereas t_a was lower for FREQ than for NORM ($P < 0.04$) and MIDFOOT ($P < 0.02$). As shown in Table 3, the spring-mass variable k_{leg} increased significantly in COMBI compared to NORM ($P < 0.02$). Similarly, k_{vert} was found to be significantly higher in COMBI and FREQ ($P < 0.05$) than in NORM.

Muscular activity

No difference in muscular activity magnitude was found in FREQ and RACE compared to NORM for all the muscles and EMG variables studied. During the pre-contact phase, GL activity was significantly higher and TA activity significantly lower in MIDFOOT and COMBI compared to NORM (Fig. 2). During the impact phase, no significant difference was found for any condition. No significant correlation was found between muscular activity magnitude during the pre-contact phase and loading rate variables in all conditions. During both braking and support phases, VL activity was significantly lower ($P < 0.05$) in COMBI than in NORM. When considering the entire stride cycle, TA activity was significantly lower ($P < 0.05$) in MIDFOOT and COMBI compared to NORM.

Discussion

The purpose of this study was to assess the magnitude of the foot–ground impact shock decrease resulting from four simple acute interventions in order to identify the running condition(s) that could potentially reduce the loading rate, and in turn (as supported by recent studies) help prevent tibial stress fractures. The main result of this study is that adopting a midfoot strike running pattern alone

Table 1 Kinetic parameters of running in the five experimental conditions for ten consecutive steps (mean \pm SD) and variations from the NORM condition in percent (mean \pm SD): time to impact peak ($tFzI$), magnitude of impact force peak (FzI), maximal vertical ground reaction force (F_{max}) and vertical mean loading rate (LR)

	RACE		FREQ		MIDFOOT		COMBI	
	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM
$tFzI$ (s)	0.027 \pm 0.010	0.029 \pm 0.011	7.86 \pm 8.75	0.029 \pm 0.012	14.8 \pm 36.4	No impact peak	No impact peak	No impact peak
FzI (BW)	1.57 \pm 0.62	1.53 \pm 0.60	-3.30 \pm 13.5	1.46 \pm 0.56	8.84 \pm 37.5			
F_{max} (BW)	2.58 \pm 0.27	2.57 \pm 0.24	-0.311 \pm 7.3	2.49 ^e \pm 0.27	-3.76 \pm 3.14	2.82 ^b \pm 0.47	7.03 \pm 14.5	2.67 \pm 0.26
LR (BW s ⁻¹)	56.3 ^{c,d} \pm 11.5	51.1 ^{c,d} \pm 9.81	-12.5 \pm 27.0	52.7 ^{c,d} \pm 11.0	-8.00 \pm 14.8	37.4 ^{a,b} \pm 7.20	-56.9 ^{***} \pm 50.0	36.8 ^{a,b} \pm 7.15

* Significantly different from NORM ($P < 0.05$)
 *** Significantly different from NORM ($P < 0.001$)
^a Significantly different from RACE ($P < 0.05$)
^b Significantly different from FREQ ($P < 0.05$)
^c Significantly different from MIDFOOT ($P < 0.05$)
^d Significantly different from COMBI ($P < 0.05$)

Table 2 Kinematic parameters of running in the five experimental conditions for ten consecutive steps (mean \pm SD) and variations from the NORM condition in percent (mean \pm SD): contact (t_c) and aerial times (t_a)

	RACE		FREQ		MIDFOOT		COMBI	
	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM
t_c (s)	0.233 \pm 0.030	0.239 \pm 0.028	1.61 \pm 13.5	0.226 \pm 0.029	-3.53 \pm 4.45	0.230 \pm 0.003	-2.59 \pm 16.0	0.218 \pm 0.024
t_a (s)	0.118 ^a \pm 0.022	0.114 \pm 0.019	-3.56 \pm 15.1	0.100 ^{a,b} \pm 0.025	-19.7* \pm 11.2	0.121 ^a \pm 0.020	1.41 \pm 21.1	0.107 \pm 0.021

* Significantly different from NORM ($P < 0.05$)
^a Significantly different from FREQ ($P < 0.05$)
^b Significantly different from MIDFOOT ($P < 0.05$)

Table 3 Spring-mass model characteristics in the five experimental conditions for ten consecutive steps (mean \pm SD) and variations from the NORM condition in percent (mean \pm SD): vertical maximal downward displacement of the center of mass during contact (Δz), maximal leg spring compression during contact (ΔL), leg stiffness (k_{leg}) and vertical stiffness (k_{vert})

	RACE		FREQ		MIDFOOT		COMBI		
	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	NORM	% change from NORM	
Δz (m)	0.059 ^b \pm 0.009	0.059 ^b \pm 0.008	-0.53 \pm 13.1	0.050 ^{*,a,c,d} \pm 0.007	-18.5* \pm 17.6	0.061 ^b \pm 0.009	2.65 \pm 14.7	0.056 ^b \pm 0.009	-6.30 \pm 9.49
ΔL (m)	0.111 ^{b,d} \pm 0.011	0.114 ^{b,d} \pm 0.011	2.58 \pm 8.45	0.097 ^{*,a,c} \pm 0.012	-15.8** \pm 10.5	0.114 ^{b,d} \pm 0.007	2.88 \pm 7.76	0.100 ^{*,a,c} \pm 0.010	-11.6* \pm 10.1
k_{leg} (kNm ⁻¹)	14.8 ^d \pm 2.08	14.4 ^{b,d} \pm 2.69	-4.52 \pm 15.0	16.4 ^a \pm 2.03	9.87* \pm 7.50	15.3 \pm 2.83	1.85 \pm 13.3	17.0 ^{*,a} \pm 2.58	12.4* \pm 8.59
k_{vert} (kNm ⁻¹)	28.9 ^{b,d} \pm 5.66	28.3 ^{b,d} \pm 6.37	-2.77 \pm 9.00	32.8 ^{*,a,c} \pm 5.39	12.1** \pm 6.77	28.4 ^{b,d} \pm 7.12	-3.68 \pm 15.3	31.4 ^{*,a,c} \pm 6.35	7.71* \pm 6.78

* Significantly different from NORM ($P < 0.05$)

** Significantly different from NORM ($P < 0.01$)

^a Significantly different from RACE ($P < 0.05$)

^b Significantly different from FREQ ($P < 0.05$)

^c Significantly different from MIDFOOT ($P < 0.05$)

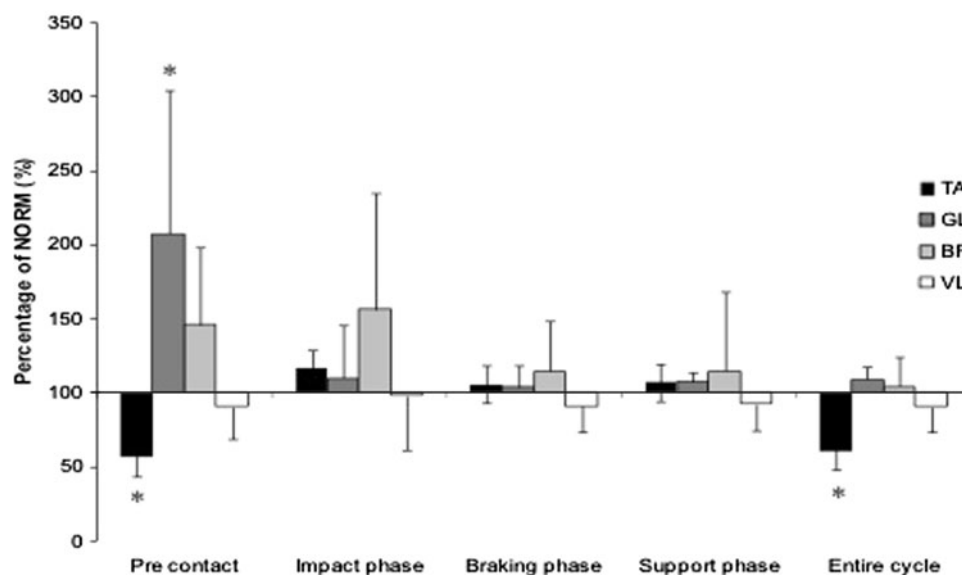
^d Significantly different from COMBI ($P < 0.05$)

(MIDFOOT) and the combination of the three interventions proposed (COMBI) resulted in a complete removal of the impact peak and an approximately 50 % lower loading rate with non-significant differences between midfoot strike pattern alone and the combination of all solutions. Wearing light racing shoes with no specific cushioning or motion-control system, or running with a 10 % higher step frequency did not reduce significantly the loading rate.

The observed effect of an increase in step frequency on running mechanics is in line with that reported by Hamill et al. (1995); in their study, the shock attenuation was significant for a 20 % increase in step frequency, but not for a 10 % increase. Similarly, Heiderscheit et al. (2011) reported that moderate increases in step rate (by 5 and 10 %) could substantially reduce the overall loading to the hip and knee joints during running. Indeed, in the present study, the attenuation of impact as quantified by the decrease in LR was not significant for a 10 % increase in step frequency. This contradicts the probabilistic stress fracture model of Edwards et al. (2009), which showed an attenuation of the risk of stress fracture probability with a 10 % decrease in stride length. However, these authors considered a theoretical tibial stress occurring during longer distances (from 4.8 to 11.3 km) than those considered here. The biomechanical adaptations to an increase in step frequency in order to induce shock attenuation may appear on longer distances. Moreover, the increase in step frequency altered the leg spring behavior; a significant increase in leg stiffness was observed, in accordance with previous findings (e.g., Farley and Gonzalez 1996). In contrary to these spring-mass variables, muscle activity did not change significantly with the increase in step frequency.

The lack of results concerning footwear is probably due to the model of racing shoes used, which had a higher drop (10.8 mm) than the cushioning-motion-control shoes (8.1 mm). Despite their lower cushioning under the heel, racing shoes offered a certain protection and thus may have reduced the expected direct incitation for subjects to change their running pattern towards MFS. This is the reason why they were considered and named “racing” shoes rather than minimalist shoes. Thus, our conclusions on footwear were different from the previous findings obtained in barefoot or minimalist shoes conditions, but our study considered racing shoes which (1) are much more used in the current running practice, and (2) have been to date very few considered in experimental protocols about footwear, running mechanics and injuries prevention. Although the model used in our study is not a truly minimalist shoe, the latter have been proposed as an alternative to purely barefoot running because of the difficulty to practice pure barefoot running in the modern environment, especially since (1) most runners are not even used to walk barefoot and (2) pure barefoot running clearly puts the foot

Fig. 2 Muscle activity expressed in percentage of NORM during the five phases of the running step cycle (see “Methods”) in MIDFOOT for: *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius lateralis* (GL), *biceps femoris* (BF) and *vastus lateralis* (VL). Significant difference for $*P < 0.001$



skin structures at risk of lesion (Lohman et al. 2011). Very recent results also pointed that barefoot running does not systematically mean running with a lower metabolic cost, compared to lightweight shoes (Franz et al. 2012). To the best of our knowledge, no study examined the effect of minimalist shoes on EMG activity, but the effect of sole hardness on mechanical and muscular variables has been investigated (Nigg et al. 2003; Nigg and Wakeling 2001). It was found that muscular activity was influenced by sole hardness. However, the group differences in pre-activation of GL were not significant. The authors concluded that changes were subject and muscle-dependent. In the present study, racing shoes did not induce the kinetic, kinematic or muscular variations. However, Lieberman et al. (2010) showed that only 23 % of habitually shod runners (US and Kenyan pooled) shifted from a RFS pattern to a MFS pattern when running barefoot, whereas 82 % of habitually barefoot or minimal runners (wearing Vibram FivefingersTM) adopted a MFS pattern when running barefoot. These authors collected the data at preferred running speed over only 20–25 m, and in our study data were collected during only 5 min at preferred running speed. It is likely that both these experimental trials were too short to observe adaptations to harder soles, and therefore the adaptation to a harder surface, if existing, may likely occur over longer distances.

The adoption of a MFS pattern reduced LR by about 50 %. This was also associated with a complete removal of the impact peak (Fig. 1), which is in accordance with previous findings (Altman and Davis 2011; Daoud et al. 2012; Dickinson et al. 1985; Lieberman et al. 2010). These biomechanical changes were observed for all the natural shod RFS runners included in the present study. The decrease in LR observed here was consistently related to a

MFS pattern. However, adopting a MFS style for longer periods of running and/or in the long-term training process may induce a higher load on the forefoot and midfoot joints than during the acute 5-min conditions tested here. For instance, in barefoot runners adopting a MFS pattern, Squadrone and Gallozzi (2009) showed a decrease in peak pressure under the heel but an increased peak pressure underneath the metatarsal heads. This might lead to a risk of stress injuries located for instance at the metatarsal bones, if the stress applied exceeds the structural and physiological limit of these tissues (Giuliani et al. 2011; Lohman et al. 2011). Queen et al. (2009) have also observed decreases in contact area and maximal force beneath the midfoot in women with history of metatarsal stress fracture compared to a control group, bringing support to gait changes ‘post-injury’. However, no biomechanical evaluation ‘pre-injury’ was performed and thus we cannot conclude whether or not this pattern alteration is directly due to metatarsal stress fractures. A review of literature by Moen et al. (2009) proposes that increasing tension on the tendons of *soleus*, *tibialis posterior* and *flexor hallucis longus* muscles (plantarflexor muscles) induces an increase of the strain on the tibial fascia and in turn to the periosteum. More precisely, these authors showed that a high plantarflexion at the moment of foot strike was a possible risk factor of shin splints. Plantarflexion is increased with a MFS pattern; consequently, we can suppose that the risk of medial tibial stress syndrome (shin splints) is higher too. Concerning muscle activation, adopting the MFS pattern resulted in a higher muscular activity of the GL during the pre-activation phase but not during the support phase (Figs. 1, 2). However, the acute use of this pattern during our study caused delayed-onset muscular pains in the plantarflexors, as reported by most of

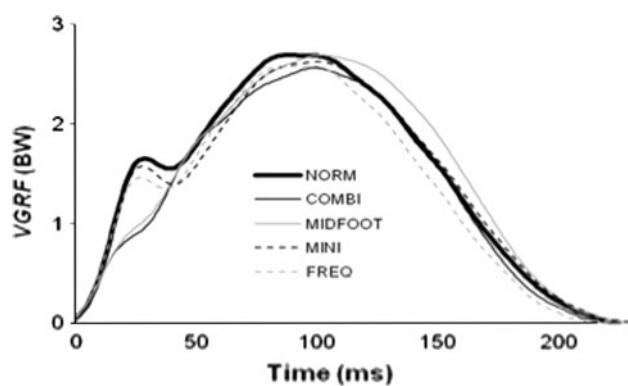


Fig. 3 Mean vertical ground reaction force (VGRF) for the group in the five conditions tested: NORM (*black thick full line*), COMBI (*black thin full line*), MIDFOOT (*gray thin full line*), MINI (*black thin dashed line*) and FREQ (*gray thin dashed line*)

the subjects. Moreover, studies investigating Achilles tendinopathy (Baur et al. 2011a, b) observed that in high-mileage runners the muscular activity of the GL during the support phase was reduced compared to asymptomatic controls. As previously observed (Nigg and Wakeling 2001), the muscle tuning model supposes that pre-activation increases the stiffness of the muscle–tendon complex, which in turn induces an impact force absorption and a decrease in vibrations, but also a higher load imposed to the Achilles tendon. Nevertheless, in these studies, it was not known whether these changes were a cause or a consequence of the pathology. It is likely that pre-activation of the GL is in fact needed in MFS since the plantarflexors need to counteract the dorsiflexor moment created during the MFS pattern. Recently, Larson et al. (2011) indicated that during a marathon run, up to 93 % of recreational distance runners contact the ground initially on the rearfoot and that the percentage of midfoot strikers decreases with running distance within the marathon. These authors also found no significant relationship between foot strike pattern and race times in marathon runners, in contrary to Hasegawa et al. (2007) who studied elite runners during half-marathon.

Our results show that the most efficient solution for acutely reducing LR is to run with a MFS pattern ($\sim -57\%$, 95 % CI: -58.0 to 55.9) compared to a combination of the three solutions tested ($\sim -56\%$, 95 % CI: -56.2 to 54.9), since it has similar effects, but for a lower quantity of interventions (Fig. 3). Concomitantly with this change in the running mechanical pattern, this led to higher GL activity and lower TA activity during the pre-activation phase. The reduced LR observed in habitual forefoot strikers or resulting from a shift from a rearfoot strike to the MFS pattern in habitual rearfoot strikers as observed in the present study may be associated with a lower risk of running-related injuries, and especially tibial stress fractures

(Daoud et al. 2012). However, it may also cause collateral noxious effects such as metatarsal stress injuries, shin splints, and muscular and tendon injuries if not carefully and progressively conducted (Lohman et al. 2011). Further studies should determine whether the transition towards a consistent MFS pattern in the long-term is possible and not associated with other risks of injuries such as Achilles tendinopathy. Recent data of Crowell and Davis (2011) showed that, after a 2-week gait retraining consisting in visual feed-backs and instructions to “run softer, make their footfalls quieter, and keep the acceleration peaks below the line”, a 30 % lower loading rate was still observed 1 month after this protocol. We can thus hypothesize that the “MFS transition” is possible in the long-term with an appropriate and progressive training allowing this transition to be efficient and safe. With reference to the current debate revolving around the benefits/limits of barefoot running (e.g., Jenkins and Cauthon 2011; Krabak et al. 2011), our results show that running “barefoot-like”, i.e., with a midfoot strike pattern may be an effective solution to reduce the magnitude of impact, as quantified through the loading rate.

References

- Altman AR, Davis IS (2011) Comparing barefoot running to an altered strike patterns. *Med Sci Sports Exerc* 43(5):S717
- Baur H, Hirschmuller A, Muller S, Cassel M, Mayer F (2011a) Is EMG of the lower leg dependent on weekly running mileage? *Int J Sports Med*. doi:10.1055/s-0031-1286250
- Baur H, Muller S, Hirschmuller A, Cassel M, Weber J, Mayer F (2011b) Comparison in lower leg neuromuscular activity between runners with unilateral mid-portion Achilles tendinopathy and healthy individuals. *J Electromyogr Kinesiol* 21(3):499–505
- Belli A, Bui P, Berger A, Geysant A, Lacour JR (2001) A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 34(1):105–112
- Bishop M, Fiolkowski P, Conrad B, Brunt D, Horodyski M (2006) Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *J Athl Train* 41(4):387–392
- Brukner P, Bradshaw C, Khan KM, White S, Crossley K (1996) Stress fractures: a review of 180 cases. *Clin J Sport Med* 6(2):85–89
- Cavagna GA (1975) Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39(1):174–179
- Cavanagh PR, LaFortune MA (1980) Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 13(5):397–406
- Cohen J (1998) *Statistical power analysis for the behavioural sciences*, 2nd edn. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale (NJ), p 567
- Crowell HP, Davis IS (2011) Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 26(1):78–83
- Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE (2012) Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc*. doi:10.1249/MSS.0b013e3182465115

- Davis I, Milner C, Hamill J (2004) Does increased loading rate lead to tibial stress fractures? a prospective study. *Med Sci Sports Exerc* 36(S5):S58
- De Wit B, De Clercq D, Aerts P (2000) Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33(3):269–278
- Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt TM (1985) The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech* 18(6):415–422
- Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A (2005) Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med* 26(7):593–598
- Edwards WB, Taylor D, Rudolph TJ, Gillette JC, Derrick TR (2009) Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Med Sci Sports Exerc* 41(12):2177–2184
- Farley CT, Gonzalez O (1996) Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 29(2):181–186
- Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R (2012) Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc*. doi:10.1249/MSS.0b013e3182514a88
- Fuchs RK, Snow CM (2002) Gains in hip bone mass from high-impact training are maintained: a randomized controlled trial in children. *J Pediatr* 141(3):357–362
- Fuchs RK, Bauer JJ, Snow CM (2001) Jumping improves hip and lumbar spine bone mass in prepubescent children: a randomized controlled trial. *J Bone Miner Res* 16(1):148–156
- Giuliani J, Masini B, Alitz C, Owens BD (2011) Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics* 34(7):e320–e323
- Hamill J, Derrick TR, Holt KG (1995) Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci* 14:45–60
- Hamill J, Russell EM, Gruber AH, Miller R (2011) Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Sci* 3(1):33–40
- Haris Phuah A, Schache AG, Crossley KM, Wrigley TV, Creaby MW (2010) Sagittal plane bending moments acting on the lower leg during running. *Gait Posture* 31(2):218–222
- Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ (2007) Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 21(3):888–893
- Heiderscheidt BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB (2011) Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 43(2):296–302
- Hennig EM, Milani TL (1995) In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech* 11:299–310
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361–374
- Jenkins DW, Cauthon DJ (2011) Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc* 101(3):231–246
- Kovacs FM, Abairra V, Royuela A, Corcoll J, Alegre L, Tomas M, Mir MA, Cano A, Muriel A, Zamora J, Del Real MT, Gestoso M, Mufaggi N (2008) Minimum detectable and minimal clinically important changes for pain in patients with nonspecific neck pain. *BMC Musculoskelet Disord* 9:43
- Krabak BJ, Hoffman MD, Millet GY, Chimes GP (2011) Barefoot running. *PM R* 3(12):531–535
- Larson P, Higgins E, Kaminski J, Decker T, Preble J, Lyons D, McIntyre K, Normile A (2011) Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci*. doi:10.1080/02640414.2011.610347
- Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y (2010) Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463(7280):531–535
- Lohman EB III, Balan Sackiriyas KS, Swen RW (2011) A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Phys Ther Sport* 12(4):151–163
- Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS (2006) Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 38(2):323–328
- Moen MH, Tol JL, Weir A, Steunebrink M, De Winter TC (2009) Medial tibial stress syndrome: a critical review. *Sports Med* 39(7):523–546
- Morin JB, Samozino P, Peyrot N (2009) Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: a "sampling effect" in human locomotion experiments? *Gait Posture* 30(4):507–510
- Mundermann A, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, Humble RN (2002) Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait Posture* 16(1):38–45
- Nigg BM (1997) Impact forces in running. *Curr Opin Orthop* 8(VI):43–47
- Nigg BM, Wakeling JM (2001) Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev* 29(1):37–41
- Nigg BM, Stefanyshyn D, Cole G, Stergiou P, Miller J (2003) The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *J Biomech* 36(4):569–575
- Queen RM, Abbey AN, Chuckpaiwong B, Nunley JA (2009) Plantar loading comparisons between women with a history of second metatarsal stress fractures and normal control. *Am J Sports Med* 37(2):390–395
- Samozino P, Morin J-B, Mermet V, Barla C, Oullion R, Baly L, Belli A (2008) What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running? In: Proceedings of the 13th annual congress of the European college of sport science, Estoril, Portugal, 9–12 July 2008, p 91
- Shorten MR, Mientjes MIV (2011) The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Sci* 3(1):41–58
- Snyder RA, Koester MC, Dunn WR (2006) Epidemiology of stress fractures. *Clin Sports Med* 25(1):37–52
- Squadrone R, Gallozzi C (2009) Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fit* 49(1):6–13
- von Tscharner V, Goepfert B, Nigg BM (2003) Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *J Biomech* 36(8):1169–1176
- Zapdoor AB, Nikooyan AA (2011) The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin Biomech* 26:23–28

ANNEXE 2

Giandolini *et al.* (2013, European Journal of Applied Physiology)

IMPACT REDUCTION THROUGH LONG-TERM INTERVENTION IN
RECREATIONAL RUNNERS: MIDFOOT STRIKE PATTERN *VERSUS* LOW DROP-
LOW HEEL HEIGHT FOOTWEAR

Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear

Marlène Giandolini · Nicolas Horvais · Yohann Farges ·
Pierre Samozino · Jean-Benoît Morin

Received: 21 December 2012 / Accepted: 19 March 2013
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

Abstract Impact reduction has become a factor of interest in the prevention of running-related injuries such as stress fractures. Currently, the midfoot strike pattern (MFS) is thought as a potential way to decrease impact. The purpose was to test the effects of two long-term interventions aiming to reduce impact during running via a transition to an MFS: a foot strike retraining versus a low-drop/low-heel height footwear. Thirty rearfoot strikers were randomly assigned to two experimental groups (SHOES and TRAIN). SHOES progressively wore low-drop/low-heel height shoes and TRAIN progressively adopted an MFS, over a 3-month period with three 30-min running sessions per week. Measurement sessions (pre-training, 1, 2 and 3 months) were performed during which subjects were equipped with three accelerometers on the

shin, heel and metatarsals, and ran for 15 min on an instrumented treadmill. Synchronized acceleration and vertical ground reaction force signals were recorded. Peak heel acceleration was significantly lower as compared to pre-training for SHOES ($-33.5 \pm 12.8\%$ at 2 months and $-25.3 \pm 18.8\%$ at 3 months, $p < 0.001$), and so was shock propagation velocity ($-12.1 \pm 9.3\%$, $p < 0.001$ at 2 months and $-11.3 \pm 4.6\%$, $p < 0.05$ at 3 months). No change was observed for TRAIN. Important inter-individual variations were noted in both groups and reported pains were mainly located at the shin and calf. Although it induced reversible pains, low-drop/low-heel height footwear seemed to be more effective than foot strike retraining to attenuate heel impact in the long term.

Keywords Running pattern · Impact · Midfoot strike · Footwear · Retraining

Communicated by Jean-René Lacour.

M. Giandolini · J.-B. Morin
University of Lyon, 42023 Saint Etienne, France

M. Giandolini · J.-B. Morin
Laboratory of Exercise Physiology (EA4338),
42000 Saint-Etienne, France

M. Giandolini · N. Horvais · Y. Farges
Salomon SAS, Amer Sports Footwear Laboratory of
Biomechanics and Exercise Physiology, Les Croiselets,
74996 Annecy Cedex 9, France

P. Samozino
Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University of
Savoie, 73376 Le Bourget-du-Lac, France

M. Giandolini (✉)
Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA4338), Université
de Saint-Etienne, Médecine du Sport-Myologie, CHU Bellevue,
42055 Saint-Etienne Cedex 2, France
e-mail: marlene.giandolini@salomon.com

Abbreviations

BW	Body weight
F_{\max}	Maximal vertical ground reaction force
F_q	Step frequency
F_{z1}	Magnitude of impact force peak
LR	Vertical mean loading rate
MFS	Midfoot strike
PHA	Peak heel acceleration
PMA	Peak metatarsal acceleration
PTA	Peak tibial acceleration
PRS	Preferred running speed
RFS	Rearfoot strike
SPV	Shock propagation velocity between heel and tibia
t_c	Contact time
t_a	Aerial time
$t_{f_{z1}}$	Time to impact peak

T_{hm}	Time between heel and metatarsals peak accelerations
VGRF	Vertical ground reaction force

Introduction

Given the extent of the phenomenon over the years, an increasing amount of research has focused on running-related injuries, which present an incidence of 19.4–92.4 % (van Gent et al. 2007). Among them, stress fractures represent 20 % of all sport injuries (Snyder et al. 2006), the most frequent being tibial stress fractures (Brukner et al. 1996). According to Shorten and Mienjtes (2011), impact force is characterized by a force pulse transmitted through the foot over a short duration and thus with high frequencies. An optimal level of impacts is appropriate to develop and maintain bone tissue health without causing overuse injuries (Fuchs et al. 2001; Fuchs and Snow 2002). However, repetitive impact shocks generated at each running step have been reported as a mechanical cause of stress fractures (Dickinson et al. 1985). As a consequence, the recent studies focused on how to reduce the impact level in running. Among the experimentally measurable mechanical features of impact during the running step, loading rate (LR), time to impact peak ($t_{f_{z1}}$) and peak accelerations are thought the most directly related to the magnitude of the foot–ground impact shock (Samozino et al. 2008; Derrick and Mercer 2004). Nigg (1986) revealed, using acceleration measurements performed during running, that heel acceleration overall corresponds to impact forces. However, LR and $t_{f_{z1}}$ also integrate the low frequency components of VGRF signal that correspond to ‘non-impact’ components transmitted to both the heel and distal foot, and should therefore be interpreted with caution (Shorten and Mienjtes 2011). There is an ongoing controversy about the link between bone injuries (e.g. stress fractures) and VGRF parameters. Although some authors found no relationship (Crossley et al. 1999; Bennell et al. 2004), LR, identified as the average time derivative of vertical ground reaction force (VGRF) within the first milliseconds of the support phase, is thought to influence the risk of stress fractures (Davis et al. 2004; Milner et al. 2006; Zapdoor and Nikooyan 2011). It was also observed that previously injured runners exhibited higher LR and peak tibial acceleration than uninjured runners (Hreljac 2004). Consequently, bone injuries prevention is becoming synonymous with minimized impact, the latter being possibly quantified/objectivized through LR and peak accelerations.

To potentially reduce the running-related injury risk and/or attenuate impact in running, orthotic insoles

(Mattila et al. 2011) as well as footwear cushioning systems (Schwellnus et al. 1990; Richards et al. 2009; Squadrone and Gallozzi 2009; Lohman et al. 2011; Goss and Gross 2012b) were shown ineffective. Alternatively, barefoot runners potentially reduce the impact magnitude at the heel (Squadrone and Gallozzi 2009; Lieberman et al. 2010; Lieberman 2012) by a ‘flatter’ foot incline at landing and thus by a shift from a rearfoot strike pattern (RFS) to a midfoot/forefoot strike pattern (MFS/FFS). This ‘impact-reduction running pattern’ results in lower step length and contact time (t_c), a higher plantarflexion due to a higher pre-activation of *triceps surae* muscles, and a lower activation of the *tibialis anterior* (De Wit et al. 2000; Goss and Gross 2012b; von Tscharnar et al. 2003; Divert et al. 2005; Giandolini et al. 2013). Barefoot running also induces a complete removal of the impact peak and a markedly reduced LR (Dickinson et al. 1985; Lieberman et al. 2010; Hamill et al. 2011; Goss and Gross 2012b). However, although trendy and potentially interesting for specific injury prevention, barefoot running presents obvious environmental limits and provides no benefit in terms of energetic cost, compared to wearing light shoes (~150 g) (Franz et al. 2012). Recently, Giandolini et al. (2013) observed a 50 % reduction in LR associated with a higher *gastrocnemius lateralis* pre-contact activation and a lower *tibialis anterior* activation during a 5-min MFS shod trial in habitually RFS recreational runners. In parallel, Daoud et al. (2012) observed that RFS cross-country runners faced approximately twice as many repetitive stress-related injuries as FFS runners. The lower foot–ground impact shock associated with MFS/FFS pattern has been proposed as contributing to a lower risk of running-related injuries. That said, performance is the main motivation for many runners, and a transition to MFS appears conceivable only if it does not alter performance.

Reduced vertical oscillations of the center of mass associated with short step length and t_c (Anderson 1996), and the use mechanism of storage–restitution of elastic energy in the lower limb musculotendinous structures (Ker et al. 1987; Anderson 1996; Saunders et al. 2004) are known to improve running economy and thus running performance in most cases. In this regard, MFS and FFS induce lower step length and t_c (Squadrone and Gallozzi 2009; De Wit et al. 2000), and thus decrease vertical oscillations (Goss and Gross 2012b). A higher use of elastic structures with an FFS was also reported by Ardigo et al. (1995). This suggests that MFS is not detrimental for running economy (Perl et al. 2012) and might even be beneficial. Hasegawa et al. (2007) observed among elite-half-marathon runners that the percentage of MFS runners increased when running speed increased. More recently, Kasmer et al. (2012) showed during a marathon that non-RFS runners (i.e. MFS, FFS and asymmetrical patterns)

were better ranked after 8 km than rearfoot strikers. However, this seems to be not true for recreational marathon runners (Larson et al. 2011), probably due to the higher *triceps surae* activation which might be hard to maintain. Consequently, a transition towards MFS could reduce the overall impact at each step and in turn the risk of bone injuries without altering performance.

Among the strategies for an acute MFS transition that have been studied, gait retraining has been investigated several times (Davis 2005; Crowell et al. 2010; Crowell and Davis 2011). These authors observed that the acute use of real-time visual feedback based on a tibial accelerometer signal allowed subjects to change their pattern and run with a reduced tibial shock, even after the feedback was removed (Davis 2005; Crowell et al. 2010). Similarly, a two-week gait retraining (eight sessions of 15–30 min on instrumented treadmill) with real-time feedback (tibial acceleration) and oral instruction ('run softer') resulted in 20–50 % lower tibial acceleration and LR in rearfoot strikers (Crowell and Davis 2011). No injury was reported during the training period except localized pains at the *triceps surae* probably associated with tissue adaptation. It is worth mentioning that these studies were not focused on running technique but only on impact reduction. Moreover, a transition from RFS to MFS could induce calf and Achilles tendon pains because of unusual and higher *triceps surae* activation, which justifies the importance of progressivity in gait retraining programs (Daoud et al. 2012). An RFS-to-MFS transition seems therefore possible through a progressive and adapted foot strike retraining program.

Last, shoe midsole geometry has recently been tested as a potential solution to induce changes in the running pattern. Hamill et al. (2011) observed that various midsole thicknesses (heel/forefoot height: 4/0, 12/8 and 20/16 mm) had no effect on running kinetics and kinematics over a 25-m trial in ten rearfoot strikers. Contrastingly, Horvais and Samozino (2013) highlighted the acute effect of low heel drop (difference between heel and forefoot midsole thickness) and low-heel height midsole on running pattern in twenty rearfoot strikers: positive correlations between heel drop and foot angle at ground contact and between heel thickness and foot angle were found. These authors concluded on the complementary effects of low drop and low heel height on the transition toward a MFS: wearing shoes with a low drop and/or a low heel height led RFS runners to adopt a more MFS pattern, this alteration being more pronounced with 0-mm drop and heel height. Consequently, a flatter midsole geometry (i.e. low-drop/low-heel height) is also possibly useful to induce RFS-to-MFS transition.

Conclusions on impact intensity in different footwear conditions or with different running patterns are still debated, notably because of the disparity between experimental protocols (subjects' degree of familiarization, type

of shoes, distance and duration of the testing trials, acute or chronic interventions). Progressive foot strike retraining and low-drop/low-heel height shoes, hereafter called 'flat-midsole shoes', have nevertheless been shown as effective solutions for an RFS-to-MFS transition. However, these strategies have only been investigated separately and in acute conditions. Consequently, their long-term effects on running mechanics and on musculoskeletal structures are unknown. The purpose of this study was to compare in RFS recreational runners the effects of foot strike retraining and flat-midsole footwear during a 3-month period on overall impact, and associated pain and/or injury onset. In light of the previous findings, we hypothesized that both solutions investigated would lead rearfoot strikers to reduce impact magnitude through the 3-month intervention by a progressive alteration of their running pattern. The relative extents of these changes (if observed) were the main focus of this study.

Methods

Subjects

Thirty young healthy adults, 22 males and 8 females (18.3 ± 4.5 years, 166 ± 41 cm, 65.5 ± 16.9 kg), were included and gave their written informed consent to participate in the study, which was approved by the local ethical committee and conducted in agreement with the Declaration of Helsinki. All subjects were rearfoot strikers (see below) and practiced various sports (7.1 ± 3.1 h week⁻¹), including recreational running. Except for the required efforts and the running sessions and conditions involved, they did not know the exact aim of the study (i.e. comparing the long-term effects of flat-midsole footwear and MFS). They were not presenting recent muscular, joint or bone injuries, or receiving any medication, as confirmed by the medical examination performed during the inclusion session.

Experimental protocol

A familiarization and inclusion session was first conducted. It consisted in a 10-min run at 3 m s^{-1} on an instrumented treadmill during which a 20-s sampling of data was performed without informing subjects about the exact moment of sampling and the variables studied (Morin et al. 2009). This allowed us to confirm the RFS pattern of the subjects according to whether or not an impact peak was present on the VGRF signal for at least nine steps out of ten. After their inclusion, subjects were randomly assigned to two experimental groups, while keeping males and females parity: TRAIN (19.7 ± 1.3 years, 177 ± 79 cm, 70.7 ± 9.0 kg, 7 ± 3 h week⁻¹) and SHOES (18.9 ± 0.7 years, 175 ± 91 cm,

67.2 ± 10.7 kg, 8 ± 3 h week⁻¹). The TRAIN group was instructed to progressively adopt an MFS pattern ('land with the midfoot, with a flatter foot strike'), and wore standardized shoes (Salomon XT Wings™, mass 400 g, heel height 30 mm, drop 10 mm). The SHOES group was instructed to progressively wear flat-midsole shoes (Salomon Sense S-Lab™, mass 200 g, heel height 20 mm, drop 4 mm) and received no instruction about running technique.

For both groups, 39 running sessions composed the 13-week program (three 30-min sessions per week). The instructions were gradually adopted (see "Appendix" for more details). Throughout the 3 months, TRAIN ran on an average 13.7 ± 2.1 h with the MFS pattern and SHOES ran on average 16.4 ± 1.5 h with the flat-midsole shoes. Subjects trained (excepted for the first training session performed with the experimenters) in the field on flat and various surfaces, at their preferred running speed (PRS, see below) and at an intensity controlled by means of a heart rate monitor (Kalenji CW300, Villeneuve d'Ascq, France). An instruction and training log was given to the subjects, wherein they were asked to systematically report all their comments, feelings, pains (during or after their training sessions), injuries and session heart rate. This pain report was used to identify the consequences of such interventions. When necessary, a medical examination was immediately planned to decide whether or not the subject could resume the training program.

Four measurement sessions were performed: pre-training, and after 1, 2, and 3 months (post-training), with running mechanics and PRS assessments at each session. During these sessions TRAIN subjects wore the standardized shoes and SHOES subjects wore the low-drop/low-heel height shoes. For the measurement of PRS, subjects were equipped with a heart rate monitor (Polar RS800, Kempele, Finland) and started to run at 2.5 m s⁻¹ for 2 min; after 2 min they were free to increase or decrease their speed to a self-selected pace with no feedback provided on its value (Heiderscheidt et al. 2011), while keeping an intensity of ~80–85 % of their estimated maximal heart rate ($220 - \text{age}$). The heart rate corresponding to this PRS was then communicated to the subjects for their training sessions. This procedure was repeated each month to monitor a possible change in PRS due to an alteration of the running pattern, MFS pattern being supposed to possibly increase subjects' PRS. Then, subjects performed a 15-min run on an instrumented treadmill at their pre-training PRS for each measurement session. Subjects were equipped with three uniaxial accelerometers securely fixed with Dual Lock™ (3M, St. Paul, USA) and strapped (1) on the anteromedial aspect of the distal third of the tibia (from medial *malleolus* to femoral condyle), with the skin shaved and cleaned beforehand, and above the midsole (2) at the heel and (3) at the fifth metatarsal head level (Fig. 1). A synchronized

acquisition (10 s at 1,000 Hz) between VGRF and accelerometers' signals was performed after 15 min, without subjects being informed about the exact moment of sampling (Morin et al. 2009).

Mechanical and acceleration variables

Running kinetics and kinematics were quantified from the three-dimensional ground reaction forces data collected during the 10-s acquisitions performed on an instrumented treadmill (HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France, Belli et al. 2001; Divert et al. 2005). VGRF signal was sampled at 1,000 Hz and low-pass filtered (fourth-order Butterworth filter, 30 Hz). This allowed us to determine t_c , t_a , F_{z1} (force impact peak), t_{fz1} (time to impact peak) and LR (vertical mean loading rate), which was calculated as the mean value of the time-derivate of VGRF signal within the first 24 ms of the support phase and expressed in BW s⁻¹ (e.g. De Wit et al. 2000). Step



Fig. 1 Placement of the three accelerometers on the left leg of the subject: on the tibia (at the distal third from medial *malleolus* to great trochanter on the bone's anteromedial aspect), on the external side of the shoe at the fifth metatarsal's head (above the midsole) and on the back of the shoe at the heel (above the midsole). Accelerometers were firmly taped with strapping and Dual Lock™

frequency (F_q , in Hz) was calculated from t_c and t_a as $F_q = 1/(t_c + t_a)$.

Acceleration signal was sampled at 1,000 Hz during a 10-s acquisition and low-pass filtered (50 Hz). Acceleration variables are presented in Fig. 2. Peak acceleration at the heel (PHA), tibia (PTA) and metatarsal levels (PMA) were measured by three uniaxial accelerometers (ADXL150, Analog Device, USA). The shock wave propagation velocity between heel and tibia (SPV, in $m\ s^{-1}$) was calculated from the moment of PHA and the moment of PTA as $SPV = \Delta d/\Delta t$ with Δd the distance between the heel and tibia accelerometers (in m) and Δt the time between PHA and PTA (s). The time between PHA and PMA was also calculated (T_{hm} , in s) to describe the foot strike pattern. We hypothesized that a positive T_{hm} indicated an RFS pattern, whereas a negative T_{hm} indicated an FFS pattern. Thus, in theory, a T_{hm} equal to zero would indicate a MFS pattern. Accelerometers data were recorded with an 12 bit A/D acquisition card (DAS8, National Instruments, USA), and synchronized with VGRF signal with LabChart 7.3 software (ADInstruments, Bella Vista, Australia).

Data analysis and statistics

Descriptive statistics are presented as mean \pm SD. All mechanical parameters were averaged for ten consecutive steps. Normal distribution was checked by the Shapiro–Wilk’s normality test and variance homogeneity was tested by the Fisher’s F test. In the case of normality and homogenous variance, intersession comparison for each group was performed with repeated-measures ANOVA associated with the Newman–Keuls post hoc test. Intergroup comparisons for each session were performed using

Student t tests. In the case of non-normality and/or non-homogenous variance, intersession comparisons were performed with the Friedman test and intergroup comparisons were performed with the Mann–Whitney test associated with Bonferroni’s correction. Intergroup comparisons were analyzed through relative changes from the pre-training session values because of many significant differences between the two groups in the pre-training session (in t_{fz1} , PHA, PTA, T_{hm} and SPV) despite the randomized allocation. The significant level was set at $p < 0.05$.

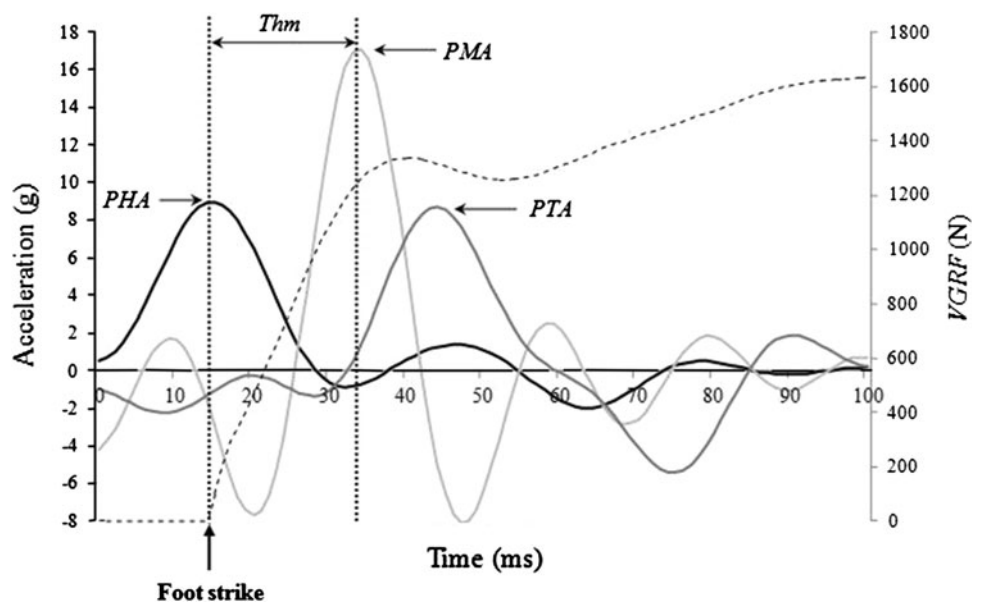
Results

Data of twenty-eight subjects were analyzed, two female TRAIN subjects being unable to complete the program (see below). No statistical difference was found for heart rate between the two groups. All subjects together, grand averages for heart rate were 175 bpm at pre-training and 3-month, and 173 bpm at 1, 2 months and during their training session. We can thus reasonably assume that all the subjects ran at their PRS and at the same intensity throughout the 3 months.

Running mechanics

In SHOES subjects, PHA decreased at 2- and 3-month from pre-training by $33.5 \pm 12.8\%$ ($p < 0.001$) and $25.3 \pm 18.8\%$ ($p < 0.001$), respectively. A decrease in T_{hm} between 1 and 2 months was also observed ($p < 0.01$). At 2 and 3 months, SPV was approximately 11% lower as compared to pre-training and 1 month ($p < 0.05$, Table 1). Concerning kinetics, only F_{z1} decreased by $4.8 \pm 11.4\%$

Fig. 2 Synchronized acceleration (full lines) and vertical ground reaction force (broken line) signals for the first 100 ms of a typical step, and acceleration parameters: peak tibial acceleration (PTA), peak heel acceleration (PHA), peak metatarsal acceleration (PMA) and time from PHA to PMA (T_{hm})



($p = 0.02$) at 3 months as compared to pre-training (Table 2). When concerning kinematics, at 1 month t_c and t_a were, respectively, higher ($2.9 \pm 4.7 \%$, $p < 0.05$) and lower ($-4.4 \pm 9.2 \%$, $p < 0.05$) as compared to pre-training. Surprisingly, t_{fz} was lower at 2 and 3 months by 12.8 ± 25.9 and $13.3 \pm 6.3 \%$ ($p < 0.0001$), respectively (Table 3). For TRAIN, no change in the mechanical parameters studied was observed, except a decrease in PRS at 2 and 3 months as compared to pre-training and 1 month ($p < 0.03$, Table 3). Besides, important inter-individual variations were noted as shown by the high SD for relative changes (Tables 1, 2, 3).

Reported pains and injuries

Two female TRAIN subjects were excluded from the study after medical examination: one because of an injury at the

back (independent from the protocol), and one for recurrent shin splints, an injury previously experienced by this subject. Among the painful symptoms reported, the most frequent were localized at the shin (tibial periosteum) and calf (*triceps surae*) representing 30.8 and 25.0 % of all reported pains in TRAIN and SHOES groups, respectively (Table 4). The main localizations were shin and hip (46.2 and 23.0 %, respectively) for TRAIN and calf and shin (28.2 and 25.6 %, respectively) for SHOES subjects. The overall seven shin pains were reported during the first month, eight during the second month and only one during the third month. Five calf pains were noted during the first month and four through the second and the third. Other reported pains, although much less frequent, were localized at the ankle, knee, hip and back. Generally, fewer comments and pains were reported during the second and third months.

Table 1 Mean (SD) values of acceleration variables for TRAIN and SHOES groups, and relative changes from pre-training [mean (SD)] at 1, 2 and 3 months

	PMA (g)	PHA (g)	PTA (g)	T_{hm} (ms)	SPV ($m\ s^{-1}$)
TRAIN					
Pre-training	9.63 (2.81)	5.40* (1.49)	6.80* (1.55)	25.2* (6.0)	5.23** (1.18)
1-month	9.34 (1.90)	5.21 (1.17)	6.57 (2.12)	22.8 (4.0)	5.84 (0.98)
% of change from pre-training	-0.44 (14.4)	-1.44 (13.4)	-4.98 (24.8)	-3.16 (23.9)	9.91** (11.7)
2-month	9.42 (1.37)	5.10 (1.37)	7.47 (1.71)	23.4 (5.0)	5.64 (0.92)
% of change from pre-training	3.26 (23.8)	-1.91** (26.5)	9.93 (18.9)	-3.42 (15.9)	8.36** (12.2)
3-month	9.54 (1.45)	5.59 (1.13)	6.70 (1.46)	24.3 (6.0)	5.90 (0.96)
% of change from pre-training	-1.52 (25.6)	-0.57** (14.4)	-1.45 (23.4)	0.93 (14.9)	5.33** (10.8)
SHOES					
Pre-training	8.23 (1.35)	6.50 ^{§§,□□} (1.15)	5.60 (1.04)	21.1 (4.0)	7.12 ^{§§,□□} (1.34)
1-month	8.85 (1.62)	6.53 ^{§§,□□} (1.37)	5.73 (1.53)	22.7 ^{§§} (4.0)	6.90 ^{§§} (1.39)
% of change from pre-training	9.01 (19.9)	0.31 (11.2)	1.68 (14.6)	8.29 (11.8)	-2.75 (11.8)
2-month	7.92 (1.80)	4.27 ^{††,ΔΔ} (0.89)	6.18 (1.90)	19.6 ^{ΔΔ} (4.0)	6.08 ^{††,ΔΔ} (1.34)
% of change from pre-training	-2.16 (21.3)	-33.5 (12.8)	9.30 (27.9)	-5.96 (21.2)	-12.1 (9.33)
3-month	8.22 (1.63)	4.98 ^{††,ΔΔ} (1.61)	6.67 (1.48)	21.2 (4.0)	6.22 ^{†,Δ} (1.28)
% of change from pre-training	3.41 (25.2)	-25.3 (18.8)	17.1 (26.1)	2.73 (29.1)	-11.3 (14.6)

PMA peak acceleration at metatarsals, PHA peak acceleration at heel, PTA peak acceleration at tibia, T_{hm} time between PHA and PMA, SPV shock waves propagation velocity between heel and tibia

- * Significantly different from SHOES ($p < 0.05$)
- † Significantly different from pre-training ($p < 0.05$)
- Δ Significantly different from 1 month ($p < 0.05$)
- Significantly different from 3 months ($p < 0.05$)
- ** Significantly different from SHOES ($p < 0.01$)
- †† Significantly different from pre-training ($p < 0.01$)
- ΔΔ Significantly different from 1 month ($p < 0.01$)
- §§ Significantly different from 2 months ($p < 0.01$)
- Significantly different from 3 months ($p < 0.01$)

Table 2 Mean (SD) values of kinetic parameters for TRAIN and SHOES groups, and relative changes from pre-training (mean (SD)) at 1, 2 and 3 months: maximal vertical ground reaction force (F_{\max}), magnitude of impact force peak (F_{z1}) and vertical mean loading rate (LR)

	F_{\max} (BW)	F_{z1} (BW)	LR (BW s ⁻¹)
TRAIN			
Pre-training	2.52 (0.28)	1.67 (0.36)	59.6 (13.5)
1 month	2.53 (0.24)	1.72 (0.38)	59.6 (15.5)
% of change from pre-training	0.40 (4.96)	2.32 (8.28)	-2.2 (14.4)
2 months	2.55 (0.28)	1.74 (0.35)	63.0 (14.0)
% of change from pre-training	0.81 (3.79)	4.24 (13.1)	3.5 (8.3)
3 months	2.40 (0.37)	1.54 [§] (0.39)	57.9 (15.0)
% of change from pre-training	-4.40 (13.2)	-9.52 (16.5)	-3.4 (15.4)
SHOES			
Pre-training	2.53 (0.18)	1.59 (0.19)	59.5 (7.7)
1 month	2.50 (0.17)	1.60 (0.18)	59.6 (8.2)
% of change from pre-training	-0.82 (3.74)	-0.07 (9.29)	0.1 (10.6)
2 months	2.49 (0.14)	1.57 (0.16)	59.4 (7.1)
% of change from pre-training	-1.15 (5.69)	-1.46 (10.8)	-0.1 (10.0)
3 months	2.43 (0.17)	1.51 [†] (0.13)	57.9 (6.5)
% of change from pre-training	-3.29 (6.05)	-4.80 (11.4)	-2.6 (13.8)

[†] Significantly different from pre-training ($p < 0.05$)

[×] Significantly different from 1 month ($p < 0.05$)

[§] Significantly different from 2 months ($p < 0.05$)

[□] Significantly different from 3 months ($p < 0.05$)

Discussion

The purpose of this study was to test the effectiveness of two chronic interventions (flat-midsole footwear and foot strike retraining) to reduce the overall impact in recreational runners. No change in LR variation was observed during the 3 months both in SHOES and TRAIN groups. Similarly, the foot strike retraining program induced no variation in peak accelerations at the heel, tibia and metatarsal levels. Thus, this 3-month RFS-to-MFS intervention seemed to have no effect on the impact magnitude. Contrastingly, the flat-midsole footwear intervention induced a decrease in peak heel acceleration ($-33.5 \pm 12.8\%$ at 2 months and $-25.3 \pm 18.8\%$ at 3 months, $p < 0.001$) and in shock wave propagation speed ($-12.1 \pm 9.33\%$ at 2 months and $-11.3 \pm 14.6\%$ at 3 months, $p < 0.03$).

The shoes worn by SHOES subjects could be described as an intermediate model between minimalist shoes like Vibram FiveFingers™ characterized by an ~0-mm drop and classical cushioned shoes such as those used by the TRAIN subjects. Specifically, the Salomon Sense S-Lab™ is a light and flexible shoe, and its midsole only offers a sufficient protection for running on rough terrains. When compared with pre-training, PHA decreased by 33.5 % at

2 months (4.27 ± 0.89 g, $p < 0.001$) and by 25.3 % at 3 months (4.98 ± 1.61 g, $p < 0.001$). In parallel, SPV was reduced by 12.1 % at 2 months (6.08 ± 1.34 m s⁻¹) and 11.3 % at 3 months (6.22 ± 1.28 m s⁻¹) as compared to pre-training ($p < 0.03$). Taken together, these results clearly show a reduction in the impact intensity at the heel and a lower shock wave propagation speed (Fig. 3). Hamill et al. (2011) recently reported a higher LR when heel drop increases by 4 mm (barefoot versus three 4-mm drop shoes). These observations are different from the present ones, because we observed no LR variation with a 4-mm drop. Moreover, a few parameters (t_c , t_a , T_{hm}) significantly differed only at 1 month before going back to pre-training values, as if the first month of training with flat-midsole shoes induced a temporary adaptation that was measurable at 1 month (decreases in PHA and SPV) and likely completed at 2 months. Our likely explanation is that subjects managed to adapt to their new footwear and the very low drop and thickness of the midsole, as compared to their usual personal running footwear. A large inter-individual variability was further observed in the SHOES group. For instance, post-training 95 % confidence interval for relative changes was ranged from -46.0 to 52.8 % for PMA. Individuals would respond differently to flat-midsole shoes. A decrease in PHA and SPV was observed post

Table 3 Mean (SD) values of kinematic parameters for TRAIN and SHOES groups, and relative variations from pre-training [mean (SD)] at 1, 2 and 3 months: preferred running speed (PRS), step frequency (F_q), contact time (t_c), aerial time (t_a) and time to impact peak ($t_{f_{z1}}$)

	PRS (m s ⁻¹)	F_q (Hz)	t_c (ms)	t_a (ms)	$t_{f_{z1}}$ (ms)
TRAIN					
Pre-training	3.28 ^{§§} (0.48)	2.72 (0.09)	237 (26)	128 (30)	31.6 ^{**} (2.0)
1 month	3.33 [§] (0.42)	2.74 (0.10)	245 (25)	122 (27)	31.2 (3.0)
% of change from pre-training	0.34 (4.78)	0.56 (1.59)	3.52 (5.66)	-5.90 (10.8)	-0.35 (5.58)
2 months	3.17 ^{†,ΔX} (0.42)	2.75 (0.08)	236 (21)	126 (25)	30.6 (3.0)
% of change from pre-training	-4.39 ^{**} (3.81)	1.25 (2.17)	0.08 (6.22)	-1.45 (11.8)	2.93 (6.99)
3 months	3.14 ^{††,ΔX} (0.46)	2.75 (0.10)	239 (19)	126 (26)	28.0 (3.0)
% of change from pre-training	-7.36 ^{**} (4.94)	0.78 (3.51)	2.58 [*] (6.61)	-2.74 (13.0)	-9.20 (7.84)
SHOES					
Pre-training	3.22 (0.36)	2.78 (0.10)	239 ^X (13)	124 (12)	28.9 ^{§§} (3.0)
1 month	3.28 (0.33)	2.75 (0.11)	246 ^{†,§} (13)	118 ^{§§} (12)	29.3 ^{§§} (3.0)
% of change from pre-training	3.43 (6.97)	-0.30 (2.33)	2.90 (4.73)	-4.41 (9.17)	1.98 (8.55)
2 months	3.25 (0.35)	2.75 (0.11)	239 ^X (11)	127 ^{ΔX} (11)	26.6 ^{††,ΔX} (3.0)
% of change from pre-training	2.57 (8.34)	-0.27 (2.68)	-0.16 (3.98)	2.81 (10.7)	-6.58 (9.89)
3 months	3.22 (0.36)	2.74 (0.14)	237 ^{ΔX} (12)	129 ^{ΔX} (14)	25.0 ^{††,ΔX} (2.0)
% of change from pre-training	2.93 (8.15)	-1.09 (3.10)	-1.19 (3.91)	6.27 (12.0)	-13.3 (6.27)

* Significantly different from SHOES ($p < 0.05$)
 † Significantly different from pre-training ($p < 0.05$)
 X Significantly different from 1 month ($p < 0.05$)
 § Significantly different from 2 months ($p < 0.05$)
 ** Significantly different from SHOES ($p < 0.01$)
 †† Significantly different from pre-training ($p < 0.01$)
 ΔX Significantly different from 1 month ($p < 0.01$)
 §§ Significantly different from 2 months ($p < 0.01$)
 Significantly different from 3 months ($p < 0.01$)

Table 4 Location and frequency of pains reported by subjects of TRAIN and SHOES at 1, 2 and 3 months, and overall through the 3-month period in percent of the total number of subjects for each group

	Shin	Calf	Ankle	Knee	Hip	Achilles' tendon	Back
TRAIN							
1 month	3	2	-	2	1	-	-
2 months	3	-	-	-	1	-	-
3 months	-	-	-	-	1	-	-
Overall	46.2 %	15.4 %	-	15.4 %	23.0 %	-	-
SHOES							
1 month	4	3	2	2	-	3	-
2 months	5	4	2	1	-	-	1
3 months	1	4	3	2	-	1	1
Overall	25.6 %	28.2 %	18.0 %	12.8 %	-	10.3 %	5.1 %
$N = 28$	30.8 %	25.0 %	13.4 %	13.5 %	5.8 %	7.7 %	3.8 %

training for thirteen subjects out of fifteen. We could therefore hypothesize that to decrease shock magnitude under the heel, the part of the foot that is less protected with the experimental shoes, some of the subjects would adopt a flatter foot landing, which generated changes in

shock acceleration magnitude (higher PMA concomitant with a lower PHA). This flatter landing could be possibly characterized by a decreased T_{hm} (low duration between heel and metatarsals strike), this parameter presenting a high post-training inter-individual variability (95 %

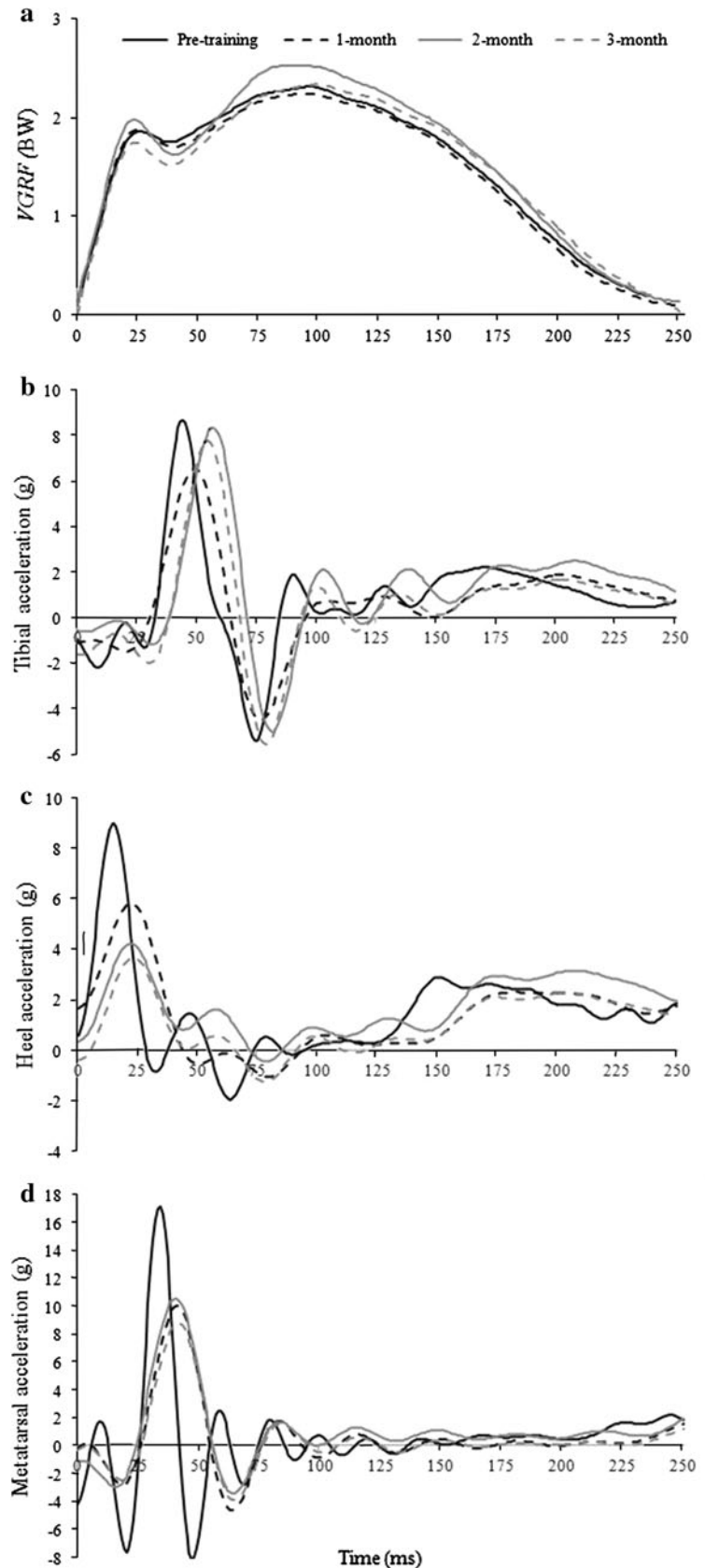
confidence interval for relative change from -28.3 to 30.1 %). This interpretation is consistent with the observations of Squadrone and Gallozzi (2009) and Hennig and Milani (1995) who concluded that footwear influenced foot mechanics. More precisely, Squadrone and Gallozzi (2009) observed that peak pressure under the heel decreased, while that under the forefoot increased when subjects ran barefoot or with Vibram FiveFingers™, hence with a lower drop and lower heel height. Alternatively, the other subjects would opt for a more 'controlled' RFS aiming to moderate impact at foot strike (lower PMA and PHA). To our knowledge, this 'controlled rearfoot strike' theory, which supposes a more vertical tibia placement at the moment of foot landing while keeping a heel strike, has not been investigated yet. Video analysis could help verify this hypothesis. However, it remains that in the present study, the flat-midsole shoes used, which offers no protection under the heel, led the runners to decrease shock acceleration beneath the heel and shock propagation between the heel and the tibia.

The MFS running pattern has specific, consistently observed characteristics: absence of impact peak (Dickinson et al. 1985; Altman and Davis 2011; Giandolini et al. 2013); lower LR (Lieberman et al. 2010; Giandolini et al. 2013); higher *triceps surae* activity concomitant with a lower *tibialis anterior* activity, which induces a more plantarflexed landing (De Wit et al. 2000; Lieberman et al. 2010; Giandolini et al. 2013); higher peak pressure underneath the metatarsal heads/midfoot parallel to a lower pressure beneath the heel/rearfoot (De Wit et al. 2000; Hennig and Milani 1995; Squadrone and Gallozzi 2009). The conscious and progressive adoption of a MFS over the 3-month intervention had no effect on any of the mechanical variables studied (be it kinematics or impact variables). It seems that subjects strived to midfoot strike but they never naturally adopted a consistent and systematic MFS pattern. These results are different than those presented by Davis (2005), Crowell et al. (2010) and Crowell and Davis (2011), who used a gait retraining on treadmill with real-time feedback (tibial peak acceleration). These authors consistently observed decreases in LR and tibial peak acceleration during 5- and 10-min running bouts using real-time visual feedback (Davis 2005; Crowell et al. 2010). They also observed a 20–50 % decrease in these two parameters between the completion of a 2-week, eight-session lab retraining and 1-month post-retraining. However, in this study, subjects were instructed not to run outside of their training sessions during the 2-week retraining period and to run at least 16 km with their new 'reduced loading gait pattern' before they returned for their one-month post-retraining analysis. This gait retraining protocol is therefore very different from the one used here which aimed to be a simple, accessible and easy-to-

perform method for the subjects. It is also worth mentioning that these studies never considered the running pattern but only focused on impact reduction. Moreover, the decrease in PRS observed here in TRAIN at 2 and 3 months (-4.39 ± 3.81 and -7.36 ± 4.94 %, $p < 0.03$, respectively) remains somewhat difficult to explain. Besides, the protocol itself could explain the lack of kinetic and kinematic changes in TRAIN subjects. The only focus on the foot strike pattern could be a limit of the retraining program proposed here, which neglected all the other features of the MFS pattern. As recently detailed by Rothschild (2012) for a transition from shod to barefoot running (which is, from a foot strike pattern point of view, a situation comparable to a RFS-to-MFS transition), it is useful to focus the gait retraining on all the specific features of MFS: flatter touchdown, higher stride frequency, higher ankle flexibility, higher *triceps surae* activation. Thus, a painless and efficient transition towards a midfoot pattern should be achieved with specific preparatory exercises and drills allowing pluralistic tissue adaptations (for more details, see Rothschild 2012). Although not observed in the present study, it seems that a complete and progressive gait retraining could lead to a change of running pattern. As for the other group, our results showed important inter-individual difference indicating that individuals reacted very differently to the intervention proposed. For instance, post-training 95 % confidence intervals for relative changes were ranged from -51.7 to 48.7 % for PMA, from -28.8 to 27.7 % for PHA, from -47.3 to 44.4 % for PTA and from -34.2 to 30.1 % for LR. In contrast with gait retraining, our findings highlight the likely efficiency of flat-midsole footwear in the impact reduction beneath the heel. It should be noted that basically both groups kept a RFS through the 3 months, this being highlighted by a sustained impact peak on the VGRF curves.

Subjects' medical and postural follow-up was an important part of our study. Most of the subjects reported calf, knee and/or shin pains, and muscle soreness during the first month of the protocol (Table 4). The main painful sites reported over the 3-month program by both SHOES and TRAIN subjects were shin (30.8 %) and calf (25.0 %). However, these pains were endurable and rarely stopped subjects in their training process. They were largely attenuated during the last 2 months. Only one female subject of the TRAIN group had to stop the experiment after twelve training sessions because of painful shin splints, an injury she had suffered several months before the inclusion session. It is also worth mentioning that an increase in overall postural alterations was observed in both groups. At 1 month, the osteopathic follow-up showed postural alterations in both groups (data not presented). This alteration was even larger at 2 and 3 months, especially in the TRAIN group. It seems that, in the long-term,

Fig. 3 Evolution through the 3-month period of vertical ground reaction force (a), tibial acceleration (b), heel acceleration (c) and metatarsal acceleration (d) for the most typical subject of the SHOES group (male 73.4 kg, PRS 3.14 m s^{-1}) at each measurement session. Relative changes from pre-training at 1, 2 and 3 months for this subject were, respectively, -1.1 , -32.6 and -39.2% for PHA; 13.6 , 11.8 and 1.6% for PMA; -0.8 , 47.8 and 7.9% for PTA; 5.3 , -10.5 and 5.3% for T_{hm} ; -4.4 , -15.5 and -17.1% for SPV



both flat-midsole footwear and foot strike retraining had effects on subjects' posture and also on the musculoskeletal system and more particularly on the *triceps surae* and tibial *periosteum*. A systematic review by Moen et al. (2009) shows that shin splints, described as pains in the medial aspect of the tibia during or after exercise and characterized by a *periosteum* inflammation, could be caused by an important traction of the *soleus*, *tibialis posterior* and *flexor digitorum longus* muscles on the *periosteum*. A study performed on three cadavers showed a higher strain on the *periosteum* in parallel with higher tensions applied on the tendons of these three muscles (Bouche and Johnson 2007). In addition, these muscles contribute to ankle plantarflexion, a motion that is more pronounced in MFS pattern. Interestingly, a case report by Cibulka et al. (1994) highlighted a possible link between shin splints development and FFS pattern. As a consequence, it cannot be ruled out that an RFS-to-MFS transition could potentially expose subjects to shin splints. Note that Moen et al. (2009) reported that the risk of shin splints is increased by a higher plantarflexion, and that women and people with history of shin splints are more exposed to this type of injury. It is therefore interesting to point out that the only subject excluded from the present protocol was a female with a recent history of shin splints, who was randomly assigned to the MFS group, i.e. instructed to adopt a more plantarflexed running pattern. The other subjects who reported symptomatic pains of medial tibial stress syndrome (shin splints) seemed to have correctly adapted to the new shoe or to the new pattern imposed. Other extrinsic risk factors of shin splints had been highlighted by Moen et al. (2009), but not investigated: duration, intensity, surface and footwear. The present study brings new insights into the latter factor: an important footwear change (especially as to the drop height) should be progressive in order to avoid overuse injuries such as shin splints. Even if no tendinopathy was reported here, the increase in *triceps surae* activity characterizing the MFS pattern (Giandolini et al. 2013) is thought to potentially induce Achilles tendonitis (Daoud et al. 2012; Goss and Gross 2012b). That said, it seems that the progressive program used here allowed us to limit the 'calf and tendons pains' and in turn the onset of associated injuries.

A recent systematic review (Lopes et al. 2012) discusses the main running-related musculoskeletal injuries. Most of them are related to overuse (i.e. overloading the musculoskeletal structures). In sprinters, middle-distance and marathon runners, medial tibial stress syndrome and Achilles tendonitis have an incidence ranging from 13.6 to 20 % and from 9.1 to 10.9 %, respectively, and a prevalence of 9.5 % for medial tibial stress syndrome and ranging from 6.2 to 9.5 % for Achilles tendonitis. Contrastingly, tibial stress fractures have an incidence of 9.1 %

and a prevalence of 4.5 %. In ultra-marathon runners of a 5- to 8.5-day race, the prevalence of medial tibial stress syndrome prevalence was 7.8 % and that of Achilles tendonitis was ranging from 2.0 to 18.5 %. Taking all racing distances together, medial tibial stress syndrome and Achilles tendinopathy are the main running-related musculoskeletal injuries with plantar fasciitis (Lopes et al. 2012). This highlights that 'supposed MFS/FFS-related injuries' (e.g. shin splints and tendinopathies) are more common than 'supposed RFS-related injuries' (e.g. tibial stress fractures), and raises the question of the risk-advantage ratio of a complete and permanent foot strike pattern transition that might shift the anatomical location of potential injury sites. However, according to Lopes et al. (2012), the main ultra-marathon running-related injuries are Achilles tendinopathy and patellofemoral syndrome (prevalence ranging from 7.4 to 15.6 %). Thus, knee injuries are among the most frequent running-related injuries in ultra-marathon runners. According to Goss and Gross (2012b), knee joint moment decreases when runners midfoot strike because of an increased knee flexion at foot landing. Furthermore, it was observed that experimented minimalist runners were using a more anterior foot strike pattern and were approximately three times less likely to sustain running-related injuries (especially at the knee) than runners wearing classic cushioned shoes (Goss and Gross 2012a). This MFS pattern may be useful for decreasing the overall impact but an RFS-to-MFS transition might, however, be done with extreme caution in order to avoid a sudden overstress of soft tissues.

One of the main limits of this study is the impossibility to individually follow the subjects during their training sessions, especially for the TRAIN group. It is worth mentioning that there is a risk that some of the TRAIN subjects consciously decided and tried to adopt an MFS (as required to by the experimenters), but did not succeed, in fact. Indeed, it was observed that 31 % of runners are wrong when asked to report their actual running pattern (Goss and Gross 2012a). The content of the program for TRAIN subjects (only focused on foot strike) may also represent a limit since total effective running time with the intervention was ~15 % lower (see "Methods"), but this emphasizes the necessity of a more complete retraining, as advocated by Rothschild (2012). Last, we cannot rule out that performing the measurements on a treadmill while subjects did their running program on the field may also have influenced the results. However, subjects were their own controls for the long-term interventions tested (TRAIN and SHOES), and our protocol design mixing field training and treadmill measurements likely did not influence the comparisons studied. Furthermore, it must be noticed that the present study is among the rare ones to propose a long-term follow-up and not focus only on acute

changes. We think that the drawbacks listed here are outweighed by the advantage of possibly discussing adaptations to a 3-month intervention, which had hitherto not been done. Last, our findings show that SHOES subjects seemed to adapt to the new shoes after an ~6-h training period (total effective running time) wearing the shoes. To our knowledge, the previous studies investigated footwear principally in acute conditions (e.g. Hennig and Milani 1995; De Wit et al. 2000; Hamill et al. 2011; Giandolini et al. 2013). We would therefore recommend a longer habituation period for future researches about the effect of footwear on running mechanics.

Conclusion

Running with flat-midsole footwear (i.e. low-drop/low-heel height shoes) during 3 months resulted in an ~30 % lower shock magnitude at the heel, and an ~12 % lower shock wave propagation speed. These results were observed from the second month only, as if subjects needed a significant period of time to adapt to the new footwear. In addition, during the first month, the intervention altered their running pattern. On the opposite, the foot strike retraining proposed, aiming at an RFS-to-MFS transition, induced no change on average for the group, despite the high intra-individual variability in the responses observed, which suggests that runners individually adopted very different

strategies while given the same instruction. Concerning the effects on musculoskeletal structures, even if several subjects reported pains mainly located at the shin and calf, likely resulting from natural tissue adaptations, the long-term interventions proposed seem to have been progressive enough to avoid the onset of running-related injuries. Reported pains and observed postural disorders, however, occurred as a consequence of the alterations conducted by the two interventions but tended to normalize after 2 months. That said, in view of the obvious risk of collateral injuries, we strongly recommend athletes and practitioners to consider a progressive change in foot strike pattern on an individual basis, according to whether or not this transition one could be really beneficial for the runner in terms of injury prevention and/or reduction.

Acknowledgments We are grateful to Drs. Pascal Edouard, Jean-Claude Chatard, Amaury Mazet, and David Hupin, from the Service de Physiologie Clinique, Médecine du Sport—Myologie, CHU Bellevue, Saint-Etienne for their help in the inclusion sessions and medical follow-up of the study. Salomon SAS supported this study through an MSc studentship grant allocated to Marlène Giandolini.

Appendix

See Fig. 4.

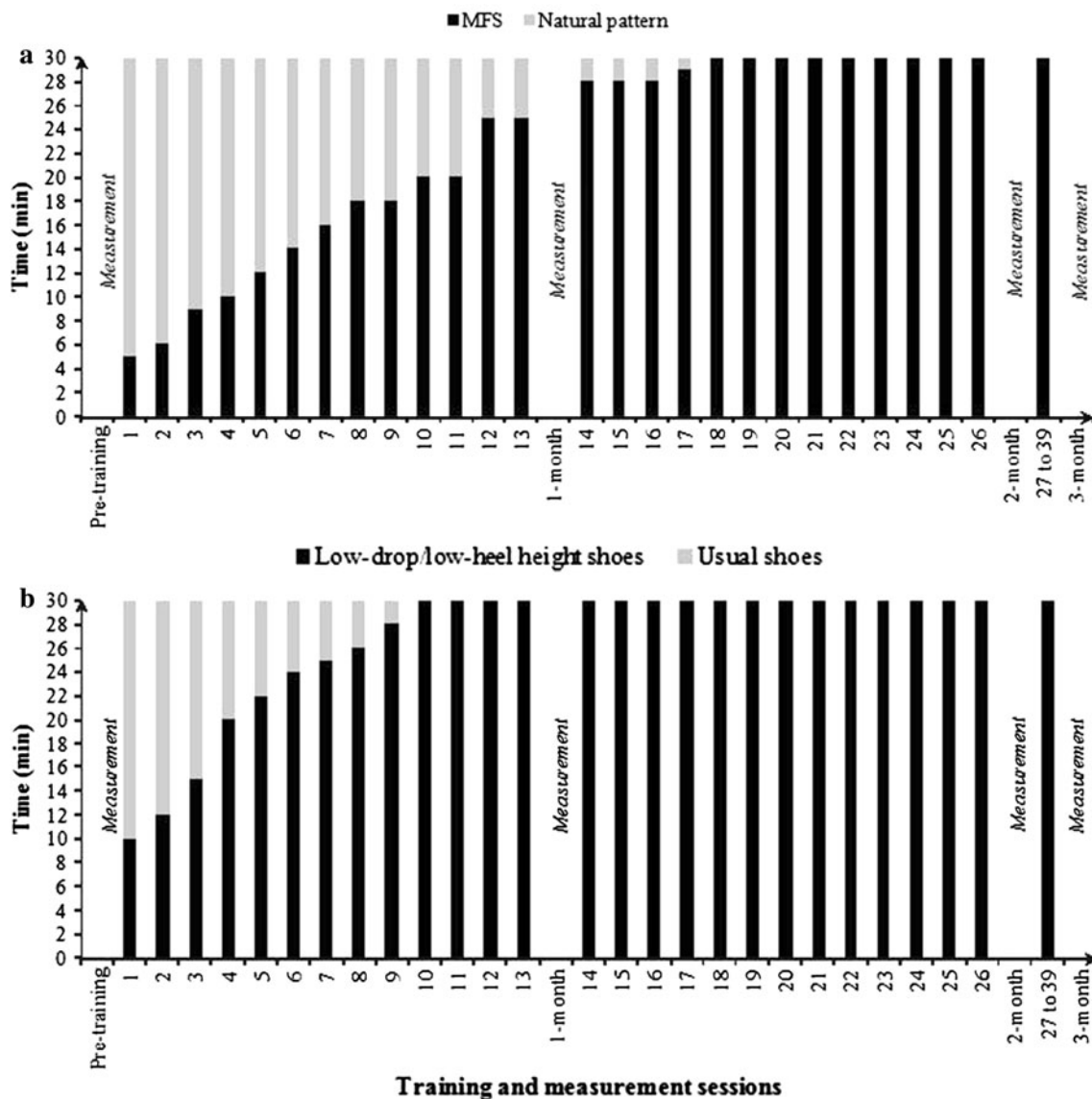


Fig. 4 Description of training programs through the thirty-nine training sessions for TRAIN (a) and SHOES (b). For TRAIN, black and grey bars refer to the running times (within the 30-min training session) with a MFS pattern (intervention) and with a freely chosen pattern (i.e. natural RFS pattern), respectively. For SHOES, black and

grey bars refer to the running times (within the 30-min training session) with the low-drop/low-heel height shoes (intervention) and with the subjects' usual shoes, respectively. Measurement sessions (pre-training, 1, 2 and 3 months) are also presented

References

Altman AR, Davis IS (2011) Comparing barefoot running to an altered strike patterns. *Med Sci Sports Exerc* 43(5):S717
 Anderson T (1996) Biomechanics and running economy. *Sports Med* 22(2):76–89
 Ardigo LP, Lafortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F (1995) Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand* 155 (1):17–22
 Belli A, Bui P, Berger A, Geysant A, Lacour JR (2001) A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 34(1):105–112
 Bennell K, Crossley K, Jayarajan J, Walton E, Warden S, Kiss ZS, Wrigley T (2004) Ground reaction forces and bone parameters in

female with tibial stress fracture. *Med Sci Sports Exerc* 36 (3):397–404
 Bouche RT, Johnson CH (2007) Medial tibial stress syndrome (tibial fasciitis): a proposed pathomechanical model involving fascial traction. *J Am Podiatr Med Assoc* 97(1):31–36
 Brukner P, Bradshaw C, Khan KM, White S, Crossley K (1996) Stress fractures: a review of 180 cases. *Clin J Sport Med* 6(2):85–89
 Cibulka MT, Sinacore DR, Mueller MJ (1994) Shin splints and forefoot contact running: a case report. *J Orthop Sports Phys Ther* 20(2):98–102
 Crossley K, Bennell KL, Wrigley T, Oakes BW (1999) Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. *Med Sci Sports Exerc* 31(8):1088–1093
 Crowell HP, Davis IS (2011) Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 26(1):78–83

- Crowell HP, Milner CE, Hamill J, Davis IS (2010) Reducing impact loading in running with the use of real visual time feedbacks. *J Orthop Sports Phys Ther* 40(4):206–213
- Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE (2012) Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 44(7):1325–1334
- Davis IS (2005) Gait retraining in runners. *Orthop Pract* 17:8–13
- Davis I, Milner C, Hamill J (2004) Does increased loading rate lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Med Sci Sports Exerc* S36:S58
- De Wit B, De Clercq D, Aerts P (2000) Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33(3):269–278
- Derrick TR, Mercer JA (2004) Ground/foot impacts: measurement, attenuation, and consequences. *Med Sci Sports Exerc* 36(5):830–831
- Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt TM (1985) The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech* 18(6):415–422
- Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A (2005) Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med* 26(7):593–598
- Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R (2012) Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc* 44(8):1519–1525
- Fuchs RK, Snow CM (2002) Gains in hip bone mass from high-impact training are maintained: a randomized controlled trial in children. *J Pediatr* 141(3):357–362
- Fuchs RK, Bauer JJ, Snow CM (2001) Jumping improves hip and lumbar spine bone mass in prepubescent children: a randomized controlled trial. *J Bone Miner Res* 16(1):148–156
- Giandolini M, Arnal PJ, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Dubois B, Morin JB (2013) Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur J Appl Physiol* 113(3):599–609
- Goss DL, Gross MT (2012a) Relationships among self-reported shoe type, footstrike pattern, and injury incidence. *US Army Med Dep J*, 25–30
- Goss DL, Gross MT (2012b) A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army Med Dep J*, 62–71
- Hamill J, Russell EM, Gruber AH, Miller R (2011) Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Sci* 3(1):33–40
- Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ (2007) Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 21(3):888–893
- Heiderscheidt BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB (2011) Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 43(2):296–302
- Hennig EM, Milani TL (1995) In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech* 11:299–310
- Horvais N, Samozino P (2013) Effect of midsole geometry on foot strike pattern and running kinematics. *Footwear Sci* (in press)
- Hreljac A (2004) Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 36(5):845–849
- Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM (2012) Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform* (in press)
- Ker RF, Bennett MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RM (1987) The spring in the arch of the human foot. *Nature* 325(7000):147–149
- Larson P, Higgins E, Kaminski J, Decker T, Preble J, Lyons D, McIntyre K, Normile A (2011) Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci* 29(15):1665–1673
- Lieberman DE (2012) What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exerc Sport Sci Rev* 40(2):63–72
- Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y (2010) Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463(7280):531–535
- Lohman EB 3rd, Balan Sackiriyas KS, Swen RW (2011) A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Phys Ther Sport* 12(4):151–163
- Lopes AD, Hespanhol Junior LC, Yeung SS, Costa LO (2012) What are the main running-related musculoskeletal injuries? A systematic review. *Sports Med* 42(10):891–905
- Mattila VM, Sillanpää PJ, Salo T, Laine HJ, Mäenpää H, Pihlajamäki H (2011) Can orthotic insoles prevent lower limb overuse injuries? A randomized-controlled trial of 228 subjects. *Scand J Med Sci Sports* 21(6):804–808
- Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS (2006) Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 38(2):323–328
- Moen MH, Tol JL, Weir A, Steunebrink M, De Winter TC (2009) Medial tibial stress syndrome: a critical review. *Sports Med* 39(7):523–546
- Morin JB, Samozino P, Peyrot N (2009) Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: a "sampling effect" in human locomotion experiments? *Gait Posture* 30(4):507–510
- Nigg BM (1986) Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Windsor, pp 140–141
- Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE (2012) Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc* 44(7):1335–1343
- Richards CE, Magin PJ, Callister R (2009) Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *Br J Sports Med* 43(3):159–162
- Rothschild C (2012) Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Natl Strength Cond Assoc* 34(2):8–17
- Samozino P, Morin J-B, Mermet V, Barla C, Ouillon R, Baly L, Belli A (2008) What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running? 13 h annual congress of the European College of Sport Science. Estoril, Portugal
- Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA (2004) Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 34(7):465–485
- Schwelnus MP, Jordaan G, Noakes TD (1990) Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles. A prospective study. *Am J Sports Med* 18(6):636–641
- Shorten MR, Mientjes MIV (2011) The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Sci* 3(1):41–58
- Snyder RA, Koester MC, Dunn WR (2006) Epidemiology of stress fractures. *Clin Sports Med* 25(1):37–52
- Squadrone R, Gallozzi C (2009) Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* 49(1):6–13
- van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW (2007) Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 41(8):469–480
- von Tschamer V, Goepfert B, Nigg BM (2003) Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *J Biomech* 36(8):1169–1176
- Zapdoor AB, Nikooyan AA (2011) The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin Biomech* 26:23–28

ANNEXE 3

Giandolini *et al.* (2014, Journal of Biomechanics)

A SIMPLE FIELD METHOD TO IDENTIFY FOOT STRIKE PATTERN DURING
RUNNING



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

A simple field method to identify foot strike pattern during running

Marlène Giandolini^{a,b,c,d,e,*}, Thibaut Poupard^{a,b}, Philippe Gimenez^{a,b}, Nicolas Horvais^{c,d,e},
Guillaume Y. Millet^{a,b,f}, Jean-Benoît Morin^{a,b}, Pierre Samozino^{d,e}^a University of Lyon, F-42023 Saint-Etienne, France^b Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), F-42000 Saint-Etienne, France^c Salomon SAS, Amer Sports Footwear Laboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, F-74996 Annecy, France^d University of Savoie, F-73376 Le Bourget-du-Lac, France^e Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), F-73376 Le Bourget-du-Lac, France^f Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary, Canada

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 3 March 2014

Keywords:

Accelerometers
Running pattern
Incline running
Field
Classification

ABSTRACT

Identifying foot strike patterns in running is an important issue for sport clinicians, coaches and footwear industrialists. Current methods allow the monitoring of either many steps in laboratory conditions or only a few steps in the field. Because measuring running biomechanics during actual practice is critical, our purpose is to validate a method aiming at identifying foot strike patterns during continuous field measurements. Based on heel and metatarsal accelerations, this method requires two uniaxial accelerometers. The time between heel and metatarsal acceleration peaks (THM) was compared to the foot strike angle in the sagittal plane (α_{foot}) obtained by 2D video analysis for various conditions of speed, slope, footwear, foot strike and state of fatigue. Acceleration and kinematic measurements were performed at 1000 Hz and 120 Hz, respectively, during 2-min treadmill running bouts. Significant correlations were observed between THM and α_{foot} for 14 out of 15 conditions. The overall correlation coefficient was $r=0.916$ ($P < 0.0001$, $n=288$). The THM method is thus highly reliable for a wide range of speeds and slopes, and for all types of foot strike except for extreme forefoot strike during which the heel rarely or never strikes the ground, and for different footwears and states of fatigue. We proposed a classification based on THM: $\text{FFS} < -5.49 \text{ ms} < \text{MFS} < 15.2 \text{ ms} < \text{RFS}$. With only a few precautions being necessary to ensure appropriate use of this method, it is reliable for distinguishing rearfoot and non-rearfoot strikers in situ.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Among the biomechanical features of running locomotion, three foot strikes have been identified: a rearfoot strike (RFS) in which the heel lands before the ball of the foot, a midfoot strike (MFS) in which the heel and the ball of the foot land quasi-simultaneously, and a forefoot strike (FFS) in which the ball of the foot lands before the heel. Foot strike may be influenced (or not) by ethnic group (Hatala et al., 2013; Lieberman et al., 2010), footwear (Horvais and Samozino, 2013; Squadroni and Gallozzi, 2009; Warne and Warrington, 2012; Willy and Davis, 2013), speed or the athlete's level of performance (Hasegawa et al., 2007; Hayes and Caplan, 2012; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011). Many recent studies have investigated whether or not foot strike influences impact (Giandolini et al., 2013a; Lieberman et al., 2010), running economy (Gruber et al., 2013; Perl et al., 2012;

Warne and Warrington, 2012), or the risk of running-related injuries (Daoud et al., 2012; Giuliani et al., 2011). From an epidemiological standpoint, studies have aimed to classify foot strikes among different populations of runners (Hasegawa et al., 2007; Hayes and Caplan, 2012; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011).

Most of the studies aiming to identify running patterns have hitherto used 2D motion analysis. In some of them, using high-speed cameras, markers were set on the subject and/or shoes in order to assess the foot strike angle, i.e. angle between the running surface and the plantar surface (Daoud et al., 2012; Lieberman et al., 2010). A positive angle indicates a RFS, a negative angle indicates an FFS and an $\sim 0^\circ$ indicates a MFS. Daoud et al. (2012) used a 500-Hz camera and declared the MFS when the metatarsals and heel stroke were within two consecutive milliseconds. Other studies classified patterns according to their point of initial contact during races in larger samples using a frame-by-frame analysis (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011). These studies typically used 120 to 300-Hz cameras, and such a video analysis presents some inevitable drawbacks. First, a frame-by-frame analysis is necessary to accurately detect the exact moment of contact, a

* Corresponding author at: Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), Université de Savoie, UFR CISM – Savoie Technolac, 73376 Le Bourget-du-Lac, France. Tel.: +33 477 120733; +33 477 127 229.

E-mail address: marlene.giandolini@salomon.com (M. Giandolini).

method of uncertain accuracy and operator-dependent. It is therefore quite subjective, and requires high-frequency cameras and/or analysis by several experimenters (Kasmer et al., 2013; Lieberman et al., 2010). Second, there are limitations in terms of the number of steps analyzed and the measurement conditions. To date, experimenters have either recorded many steps on a treadmill, or have investigated running patterns in field conditions but have recorded only one to four steps for each subject and trial. However, intra-individual step variability should not be neglected (Belli et al., 1995).

Measurements of vertical ground reaction force (VGRF) with a force platform or an instrumented treadmill can also be used to identify RFS, MFS and FFS. Whereas RFS generates an impact peak ~ 25 ms after foot strike, this impact peak does not usually occur with FFS and is often absent in MFS (Cavanagh and LaFortune, 1980; Dickinson et al., 1985; Giandolini et al., 2013a; Lieberman et al., 2010). Impact peak is therefore used as a practical kinetic indicator to distinguish between patterns. However, no study directly supports this relationship and the presence or absence of an impact peak may be related to many other parameters (e.g. footwear, step frequency, and speed). Force plates are also used to determine the foot strike index, defined as the position of the center of pressure at landing relative to the foot length (Cavanagh and LaFortune, 1980). According to these authors, RFS is described by a foot strike index lower than 33%, MFS by an index ranging between 34% and 66%, and FFS by an index higher than 67%. However, since FFS is defined by an initial strike on the metatarsals, the 4th and 5th metatarsal heads are often located below 67%, which lead to confusion between MFS and FFS (Lieberman, 2012). Note that the foot strike index, assessed by force plate, and the foot strike angle are strongly correlated (Altman and Davis, 2012). Nevertheless, these kinetic methods also present some limitations. Field measurements are hardly feasible, and although using a force platform may facilitate this, experimenters typically measure only one step per trial.

Considering the aforementioned limits of existing methods, our purpose was to validate a simple method using continuous measurements to identify the running pattern in situ. This method is based on acceleration measurements through accelerometers located on the heel and metatarsals. In addition to being simple and inexpensive, these devices are light, small and wireless. It thus causes no inconvenience to the runner and consequently can easily be used in the field.

2. Methods

This study was divided into two protocols (Fig. 1): *validation*, to test the influence of slope, speed and foot strike on the method; and *application*, to test the effects of footwear, speed and fatigue on the method's reliability. Data analysis was the same for both protocols. Subjects were recruited after giving their informed written consent for the study, which was approved by the local ethics committee and conducted in agreement with the Declaration of Helsinki (Clinical trial NCT01602146).

2.1. Validation protocol

2.1.1. Subjects

Fourteen experienced runners (11 males and 3 females, 24.6 ± 10.3 years, 177 ± 6 cm, 68.1 ± 8.9 kg) were recruited. They wore the same running shoes (Salomon XR Mission CS™, mass: 325 g, heel height: 20 mm, drop: 11 mm). Naturally, 61% of the subjects were rearfoot strikers, 31% midfoot strikers and 8% forefoot strikers (according to video analysis of their preferred running speed).

2.1.2. Experimental design

Two weeks before the experiment, the preferred running speed (PRS) of each subject was assessed during a 10-min level treadmill running bout as previously proposed (Giandolini et al., 2013a, 2013b). The average PRS obtained was 12.3 ± 2.8 km h⁻¹. On the day of the experiment, after a standardized warm-up, subjects performed 2-min running bouts in ten randomized conditions (Fig. 1A). In level running, the subjects performed eight conditions: at their PRS with their natural foot strike pattern (no instruction), with a RFS, an MFS, and an FFS; they repeated these four conditions at 14 km h⁻¹ for females and 16 km h⁻¹ for males.

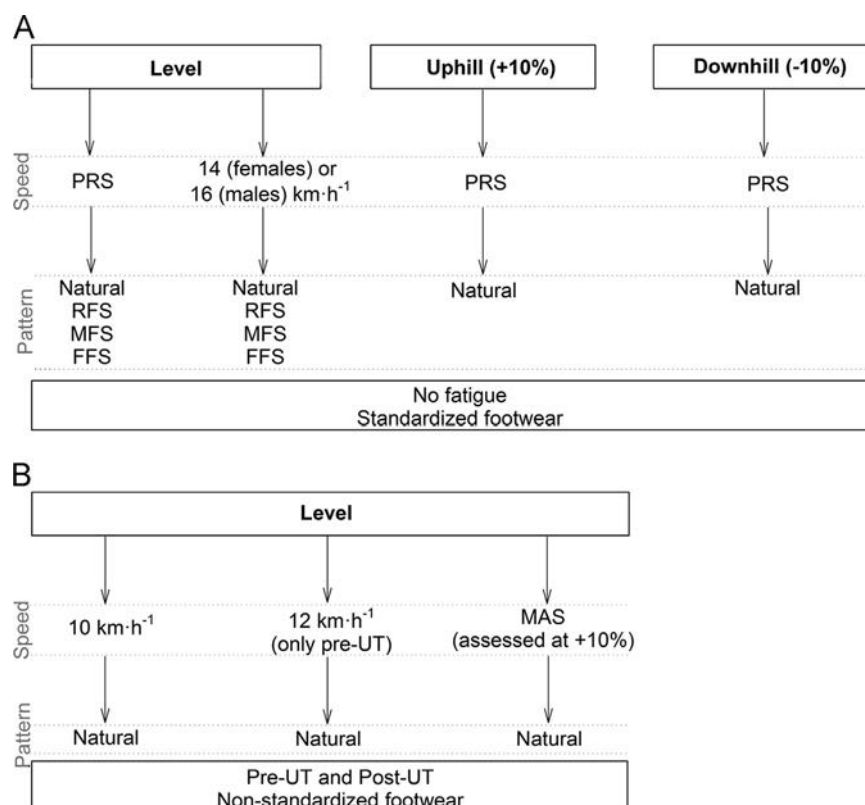


Fig. 1. Description of *validation* (panel A) and *application* (panel B) protocols. In *validation*, each subject performs ten conditions: eight with different speeds and foot strike patterns in level running, one in uphill and one in downhill running. In *application*, three conditions are completed: one before the race and two after the race.

Then, they performed downhill and uphill conditions at their PRS with their natural foot strike. At the end of each condition, a 15-s acquisition was performed simultaneously for motion and acceleration data allowing us to analyze ten consecutive steps.

2.2. Application protocol

2.2.1. Subjects

Thirty-four subjects (19 males and 15 females, 44.1 ± 8.9 years, 173 ± 8 cm, 67.7 ± 9.5 kg) were recruited. All of them were experienced ultra-trail runners. They wore their own running shoes (mass: 345 ± 55 g, heel height: 26.2 ± 7.2 mm, drop: 8.7 ± 2.9 mm, manufacturers data). Naturally, 70% of the subjects were rearfoot strikers, 23% midfoot strikers and 7% forefoot strikers (according to video analysis when running at a relative speed). This protocol was part of a larger project (Clinical trial NCT01602146).

2.2.2. Experimental design

Two months before the experiment, subjects performed a standardized incremental running test on a treadmill to identify their maximal aerobic speed (MAS) with a +10% slope. The MAS obtained (10.9 ± 1.4 km h⁻¹) was used as a relative speed for measurement. The race was a 104-km ultra-trail (UT) run with a total positive elevation of 5862 m. Three 2-min pre-UT trials were performed (one or two days before the race): at 10 km h⁻¹, 12 km h⁻¹ and MAS. Two 2-min post-UT trials were completed (~3 h after crossing the finish line): at 10 km h⁻¹ and MAS (Fig. 1B). Twenty-nine subjects finished the race but six were physically unable to complete the post-UT trials. Thus, 23 runners (13 males and 10 females) performed the post-UT trials. The 12 km h⁻¹ trial was removed post-UT because most subjects were unable to complete it. Trials were performed on a level treadmill with no instruction regarding foot strike. A 15-s acquisition was performed at the end of each condition simultaneously for motion and acceleration data, allowing the analysis of ten consecutive steps.

2.3. Kinematics

For both *validation* and *application* protocols, two retroreflective markers were placed on the external face of the right shoe at the heel and the fifth metatarsal head (Fig. 2). The video system was calibrated using a custom made four-marker cross of known dimensions. After placing the markers, a 3-s calibration was performed during which the subjects stood still with their feet parallel and their arms along the body. This static position was used to define the reference 0° foot-to-treadmill angle in the level, uphill and downhill conditions, i.e. the angle formed by the segment between the heel and metatarsals markers and the anteroposterior axis of the treadmill coordinate system. This calibration angle, resulting mainly from the shoe sole drop, was subtracted from the angle measured at foot strike in order to obtain the angle between the outsole and the anteroposterior axis of the treadmill. Video data were recorded at 120 Hz with a camera (Basler scA640-120gc, Basler AG, Germany) mounted on a tripod placed 1.5 m away from the treadmill in a lateral view. Marker trajectories were tracked and analyzed with Simi Motion 2D software (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Germany). The kinematic variable observed at initial contact was the foot-treadmill angle (α_{foot}). Positive α_{foot} values indicated a dorsiflexion motion (toes higher than heel), and plantarflexion was indicated by negative α_{foot} values (heel higher than toes).



Fig. 2. Placement of the two accelerometers and two retroreflective markers on the subject's right shoe. The heel accelerometer is placed on the back of the shoe at the heel (above the midsole). The rearfoot marker is placed on the external side of the shoe at the heel (above the midsole). Metatarsal accelerometer and forefoot marker are placed on the external side of the shoe at the head of the fifth metatarsal (above the midsole). All accelerometers and markers are firmly taped with strapping and Dual Lock™. For more clarity, straps are not put onto the accelerometers in this picture.

2.4. Acceleration data

For both the *validation* and *application* protocols, two 5-g uniaxial accelerometers (ADXL150, Analog Device, USA) were securely fixed with strapping and Dual Lock™ (3M, St. Paul, USA) on the right shoe (Fig. 2): at the heel above the midsole and at the fifth metatarsal head above the midsole on the external face. Acceleration data were synchronized, sampled at 1000 Hz, 50-Hz low-pass filtered, and recorded on LabChart 7.3 (ADInstruments, Bella Vista, Australia) through an A/D 12-bits acquisition card (DAS8, National Instruments, USA). The 50-Hz low pass filter allows limitation of the attachment system resonant frequency (Shorten and Winslow, 1992). Accelerometers were calibrated for each subject by maintaining them for 5 s in a strictly vertical position and then for 5 s in a strictly horizontal position. The variable extracted from the acceleration signals was the time between heel and metatarsal peak accelerations (THM, in seconds) taking the heel peak acceleration as t_0 . Positive THM values indicated an initial contact with the heel, negative THM values indicated an initial contact with the forefoot, and ~0-ms THM indicated a flat foot landing (Fig. 3).

2.5. Data analysis and statistics

All data were averaged over ten consecutive steps. After checking normality of the samples (Shapiro-Wilk normality test), Bravais-Pearson and Spearman correlation coefficients were used to test the correlation between THM and α_{foot} in the different *validation* ($n=14$ for each condition) and *application* ($n=34$ for pre-UT conditions and $n=29$ for post-UT conditions) conditions. Correlations between THM and α_{foot} were also tested on individual values across all *validation* ($n=140$) and *application* ($n=148$) conditions and on the combination of both protocols ($n=288$). An overall correlation test was performed on the mean values of each condition combining the data from both protocols ($n=15$). Finally, using the *validation* data for each subject, intra-individual correlations were computed from values obtained in different conditions ($n=10$). The significance level was set at $P < 0.05$.

In order to propose accurate criteria of classification, we determined the lower and upper limits for THM. To do this, we extracted from each subject's data all the *validation* conditions corresponding to an MFS according to the criteria of Altman and Davis (2012), i.e. with α_{foot} ranging from -1.6° to 8° . The mean THM and standard deviation were calculated for this sample, called $\text{MFS}\alpha_{\text{foot}}$, and lower and upper THM limits were obtained as follows:

$$\text{THM limits} = \text{mean}(\text{THM}_{\text{MFS}\alpha_{\text{foot}}}) \pm \text{SD}(\text{THM}_{\text{MFS}\alpha_{\text{foot}}})$$

Referring to these limits and the recommendations of Altman and Davis (2012), we then compared the video and THM classification for all the *validation* and *application* data.

3. Results

Correlation coefficients are reported in Table 1. Significant, strong correlations were observed between THM and α_{foot} for all conditions except for level-14/16 km h⁻¹ FFS in *validation*. It should be noted that the correlation coefficients in FFS conditions were not as large as in the other conditions. Intra-individual correlations were significant for all subjects in *validation* ($r=0.937 \pm 0.032$). Significant correlations were also observed while combining mean values of both *validation* and *application* conditions ($r=0.944$, $P < 0.0001$ Fig. 4) and computing all subjects' individual values (*validation* and *application*) ($r=0.916$, $P < 0.0001$ Fig. 5).

Average THM and α_{foot} values for the $\text{MFS}\alpha_{\text{foot}}$ sample were 4.85 ± 10.3 ms and $2.76 \pm 2.51^\circ$, respectively. We therefore proposed THM limits at 15.2 ms and -5.49 ms, and so the following classification: $\text{FFS} < -5.49 \text{ ms} < \text{MFS} < 15.2 \text{ ms} < \text{RFS}$. The MFS range obtained using the angle criteria (i.e. from -1.6° to 8°) represents about 21% of the overall dispersion of angle values in the present study (i.e. from $\sim -15^\circ$ to 30°). The MFS range obtained with the THM criterion (i.e. from -5.49 to 15.2 ms) represents about 27% of the overall dispersion of THM values (i.e. from ~ -30 to 47 ms).

We compared the classification based on α_{foot} , made using the criteria of Altman and Davis (2012) (i.e. $\text{FFS} < -1.6^\circ < \text{MFS} < 8^\circ < \text{RFS}$), to the classification based on THM. We obtained 90.3% of matching results (i.e. of identical foot strike identification between the two methods) in *validation* and of 83.1% in *application*. An overall (*validation* plus *application* data) match of 86.3% between the two

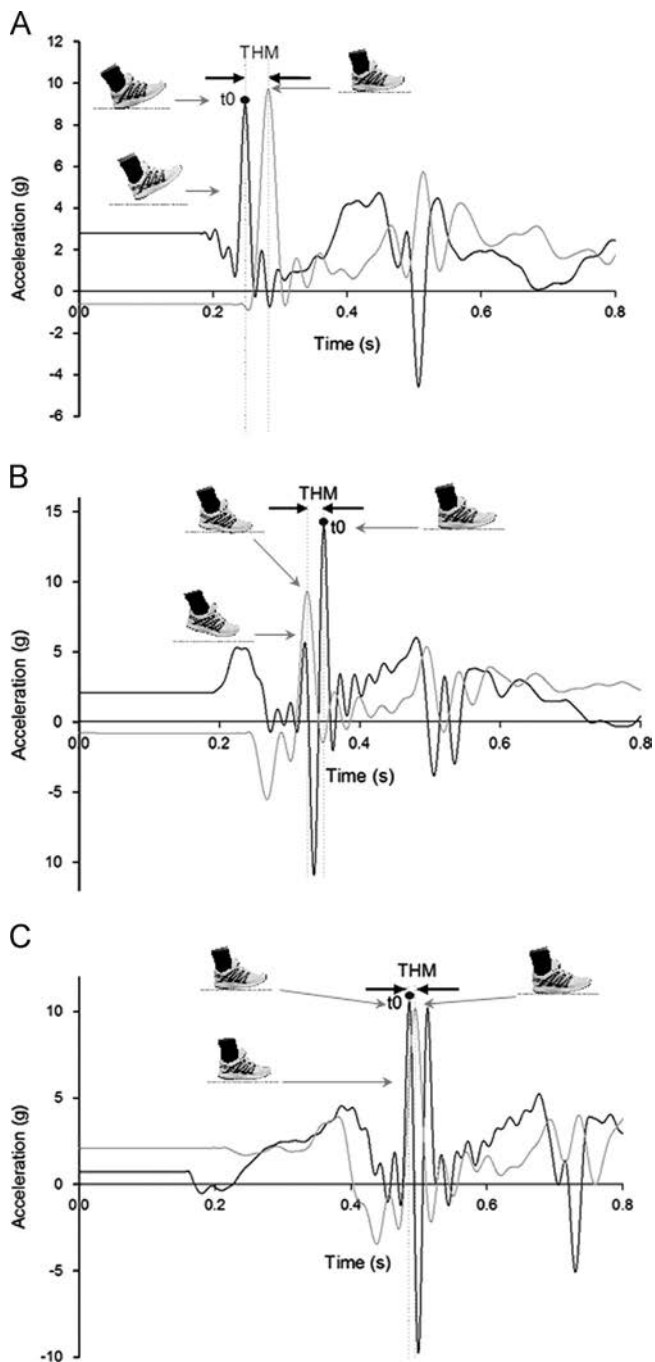


Fig. 3. Typical heel (black line) and metatarsal (gray line) acceleration signals with a RFS pattern (raw data obtained in level-PRS-RFS condition of validation for a typical subject, panel A), an FFS pattern (raw data obtained in level-PRS-FFS condition of validation for a typical subject, panel B), and an MFS pattern (raw data obtained in level-PRS-MFS condition of validation for a typical subject, panel C).

classifications was obtained. For instance, among all the data ($n=288$), we identified by α_{foot} 61.2% of RFS, 12.6% of MFS, and 26.3% of FFS, whereas by THM we found 67.3% of RFS, 15.1% of MFS and 17.6% of FFS. Regarding the sources of error, 13.7% of 288 trials were misclassified, out of which 71% were a misclassification between RFS and MFS, and 29% a misclassification between FFS and MFS.

4. Discussion

Our purpose was to validate a method to easily identify the foot strike in actual practice. The proposed method is based on heel

and metatarsal acceleration signals from which the delay between heel and metatarsal peak accelerations (THM) is computed. In the two protocols, we tested the correlation between THM and the foot strike angle (α_{foot}) measured by video analysis for a wide range of conditions. Significant correlations between THM and α_{foot} were observed for 14 of the 15 conditions. The THM method is valid whatever the speed, the slope (level, uphill or downhill), the footwear or the state of fatigue. However, although strong correlations between THM and α_{foot} were observed with RFS or MFS, they were rather low (at PRS) or non-significant (at 14/16 km h⁻¹) with FFS. Indeed, in FFS conditions, subjects were instructed to land on the forefoot first, with as much plantarflexion as possible. However, with this 'sprint-like' pattern, called 'toe run', the heels rarely strike the ground. This was even more the case at high running speeds. It is therefore likely that the heel peak acceleration considered as t_0 might not represent the heel/ground contact but rather the time when the heel stops going downward, i.e. slightly after the metatarsals' strike. It is however worth mentioning that low/non-significant correlations obtained in FFS conditions may be due to low inter-subjects variability in THM and α_{foot} in these conditions where the subjects essentially adopted the same extreme foot strike. Nevertheless, THM might not be reliable in the case of 'toe running', foot strike characterized by no heel impact at all.

Concerning the measurement of THM, it is easily assessed when runners' rearfoot or forefoot strikes because the initial contact is obvious and the delay between strikes of the rearfoot and the forefoot is relatively important (Fig. 3A and B). In contrast, when runners midfoot strikes, two quasi-identical heel peaks are observed with one metatarsal peak in-between (Fig. 3C). We chose to consider the first heel peak as t_0 because when considering the second heel peak as t_0 , the first heel peak (similar to an impact peak) would occur before the initial foot-to-ground contact, which does not make any sense. Furthermore, the delay between the two heel peaks was 28.9 ± 1 ms with a low coefficient of variation (4.1%), illustrating a very repeatable timing of occurrence of these two heel peaks. Consequently, we hypothesized that the second heel peak might be due to a 'resonance' phenomenon related to the flat landing of the foot that could induce sudden accelerometer's oscillations. Otherwise, Altman and Davis (2012) observed substantial variance between the recognition of MFS with kinematic (α_{foot}) and kinetic (foot strike index) methods. One explanation could be that the detection of initial contact from video analysis may be more or less clear (i.e. actual foot-to-ground contact occurring between two consecutive frames), and in turn α_{foot} may be variable. It seems therefore that MFS may not be easily identifiable, whatever the method used. The THM method, just as the video-analysis based method, may be more reliable in classifying RFS and non-RFS than in differentiating the three foot strike patterns.

Finally, the overall range of THM values was consistent between the two protocols and with kinetics data obtained from the instrumented treadmill. Typically, the running VGRF-time curve has two phases: a braking phase (from 0 to midstance, i.e. about 100 ms) and a propulsive phase (from midstance to toe-off) (Cavanagh and LaFortune, 1980; Lieberman et al., 2010; Novacheck, 1998). When synchronizing VGRF and acceleration signals, Giandolini et al. (2013b) observed that heel and metatarsal strikes occur during the impact phase and more precisely within the first 40 ms. The THM values reported here are consistent with these observations. Furthermore, among the subjects in our study ($n=48$), 75% of rearfoot, 16% of midfoot and 9% of forefoot strikers were identified using THM (based on level-PRS-natural condition for validation and pre-UT-MAS condition for application). This is also consistent with previous studies (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011).

This study validated an acceleration-based method to describe foot strike. The overall quality of the method may depend on the

Table 1
Sample sizes for each correlation and correlation coefficients between THM and α_{foot} : overall coefficients, coefficients for each condition, and maximal and minimal intra-individual coefficients for validation. Mean \pm SD values for both THM and α_{foot} parameters in validation and application protocols are also reported. Significant correlations are indicated by * ($P < 0.05$) or ** ($P < 0.0001$).

Conditions		<i>n</i>	<i>r</i>	α_{foot}	THM
<i>Validation</i>					
Overall		140	0.946**	8.37 \pm 11.2	9.53 \pm 20.8
Natural pattern	Uphill	14	0.948**	5.08 \pm 6.69	1.07 \pm 21.7
	Downhill	14	0.951**	15.8 \pm 12.2	17.9 \pm 21.7
Level-PRS	Natural	14	0.964**	12.1 \pm 9.4	17 \pm 18.4
	RFS	14	0.954**	20.4 \pm 5.57	30 \pm 9.46
	MFS	14	0.923**	4.29 \pm 4.4	7.35 \pm 12.5
	FFS	14	0.620*	-6.46 \pm 3.44	-22 \pm 1.51
Level-14 or 16 km h ⁻¹	Natural	14	0.908**	12.5 \pm 8.77	15.78 \pm 16.2
	RFS	14	0.963**	19.1 \pm 6.92	25.3 \pm 9.35
	MFS	14	0.856**	4.87 \pm 4.46	8.56 \pm 11.7
	FFS	14	0.191	-4.78 \pm 2.42	-20 \pm 2.14
Intra-individual	Max	10	0.976**		
	Min	10	0.885**		
<i>Application</i>					
Overall		148	0.875**	13 \pm 7.34	25.6 \pm 12.1
Pre-UT	10 km h ⁻¹	34	0.897**	12.1 \pm 7.97	25.2 \pm 13.1
	12 km h ⁻¹	34	0.885**	14.3 \pm 7.96	25.5 \pm 12.2
	MAS	34	0.886**	14.5 \pm 8.02	26.6 \pm 12.8
Post-UT	10 km h ⁻¹	23	0.894**	11 \pm 5.78	24.9 \pm 11.3
	MAS	23	0.870**	12.4 \pm 5.3	25.4 \pm 11

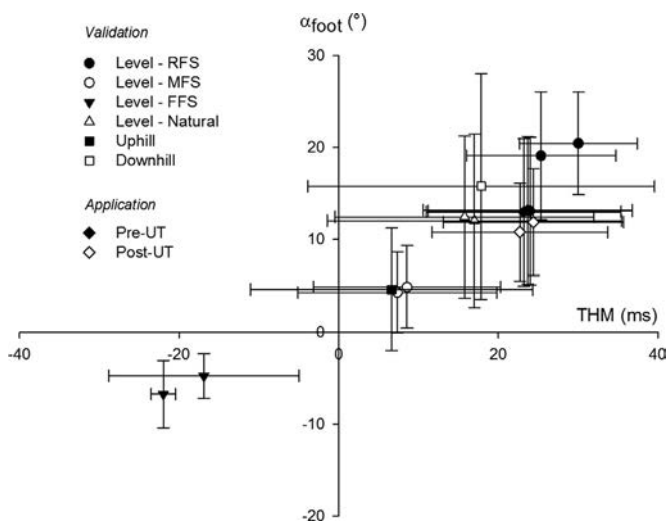


Fig. 4. Correlations between THM and α_{foot} for all conditions at PRS and 14/16 km h⁻¹ in validation, and MAS, 10 and 12 km h⁻¹ in application. For validation, $r=0.946$; for application, $r=0.875$. Combining conditions of both protocols, $r=0.944$.

type of accelerometers used (lightweight accelerometers might be preferable), and their attachment and placement. Indeed, Hennig and Lafortune (1988) reported overshoot tibial peak accelerations using a 6-g skin-mounted accelerometer compared to those of a bone-mounted accelerometer. Therefore, smaller masses and high tension in the strap holding the accelerometers will reduce this measurement error (Hennig and Lafortune, 1988; Valiant, 1989). The proposed method is based on the temporal detection of peak accelerations, which may be less sensitive to this methodological issue than peak magnitude quantification. We also recommend setting the accelerometers onto rigid and non-deformable parts of the shoe in order to limit external oscillations. The main advantage

of the THM method being to be used in the field that it requires two wireless and synchronized accelerometers having more or less high storage and power supply capacities depending on the investigation. With such a system, we recently recorded heel and metatarsal accelerations over an ~4-h trail running race (unpublished data) and observed that the overall quality of signals was similar to that obtained in lab. Concerning the acceleration signal analysis, we recommend using a 50-Hz low pass filter in order to limit the resonant frequency of the attachment system. Indeed, Shorten and Winslow (1992) observed that the resonant peak due to the attachment system occurred at about 66 Hz of the power spectrum.

The proposed method might allow easier foot strike identification in situ. Consequently, researchers may improve their understanding of running mechanics and clarify the debate on a possible relationship between performance and running patterns. It may also allow physiotherapists to better know whether or not foot strike may be related to certain types of running-related injuries and industrialists to investigate the relationship between footwear and foot strike.

5. Conclusion

The proposed method is based on the measurements of heel and metatarsal accelerations allowing the assessment of THM (time between heel and metatarsal peak accelerations). According to this study, THM is strongly correlated to the foot strike angle whatever be the speed, slope, footwear, state of fatigue and foot strike but might be less reliable only in the case of 'toe running'. With suitable care taken of the technicalities (lightweight accelerometers and tight attachment), it might be a consistent parameter to distinguish rearfoot and non-rearfoot strikers. The main advantages of this simple and novel method are that (i) it requires relatively inexpensive devices (two uniaxial accelerometers), (ii) it makes continuous acquisitions possible over long to very long

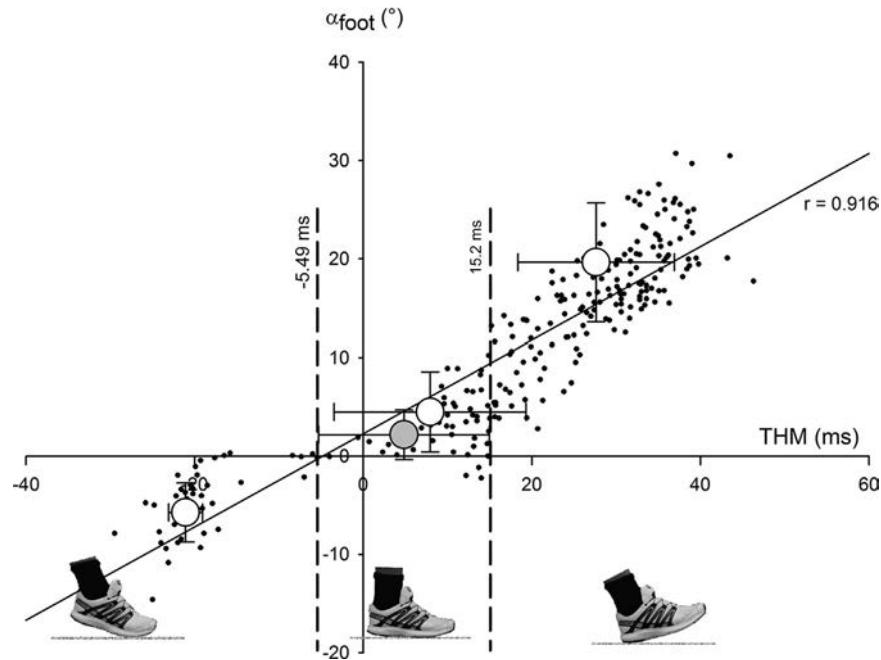


Fig. 5. Overall correlation between THM and α_{foot} combining *validation* and *application* data ($r=0.916$). Black dots represent the mean of each participant within each condition. White dots represent RFS, MFS and FFS condition values averaged from level-PRS and level 14/16 km h⁻¹ conditions in *validation*. The gray dot represents the sample MFS α_{foot} . Dashed lines symbolize THM limits for pattern classification.

durations depending on power supply and storage capacity and (iii) it makes field and race measurements possible.

Conflict of interest

We declare that we have no conflict of interest.

Acknowledgments

This study was partly funded by Amer Sports Footwear. We warmly thank the subjects and Régis Bonnefoy for his technical support.

References

- Altman, A.R., Davis, I.S., 2012. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture* 35, 298–300.
- Belli, A., Lacour, J.R., Komi, P.V., Candau, R., Denis, C., 1995. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 70, 510–517.
- Cavanagh, P.R., LaFortune, M.A., 1980. Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech.* 13, 397–406.
- Daoud, A.I., Geissler, G.J., Wang, F., Saretzky, J., Daoud, Y.A., Lieberman, D.E., 2012. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, 1325–1334.
- Dickinson, J.A., Cook, S.D., Leinhardt, T.M., 1985. The measurement of shock waves following heel strike while running. *J. Biomech.* 18, 415–422.
- Giandolini, M., Arnal, P.J., Millet, G.Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., Morin, J.B., 2013a. Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur. J. Appl. Physiol.* 113, 599–609.
- Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P., Morin, J.B., 2013b. Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *Eur. J. Appl. Physiol.* 113, 2077–2090.
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C., Owens, B.D., 2011. Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics* 34, e320–e323.

- Gruber, A.H., Umberger, B.R., Braun, B., Hamill, J., 2013. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *J. Appl. Physiol.*
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., Kraemer, W.J., 2007. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J. Strength Cond. Res.* 21, 888–893.
- Hatala, K.G., Dingwall, H.L., Wunderlich, R.E., Richmond, B.G., 2013. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One* 8, e52548.
- Hayes, P., Caplan, N., 2012. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J. Sports Sci.* 30, 1275–1283.
- Hennig, E.M., LaFortune, M.A., Tibial bone and skin accelerations during running. In: *Proceedings of the 5th Biennial Conference and Human Locomotion Symposium of the Canadian Society for Biomechanics*. London, ON, 1988.
- Horvais, N., Samozino, P., 2013. Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Sci.* 5, 81–89.
- Kasmer, M.E., Liu, X.C., Roberts, K.G., Valadao, J.M., 2013. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 8, 286–292.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K., Normile, A., 2011. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J. Sports Sci.* 29, 1665–1673.
- Lieberman, D.E., 2012. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 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.
- Novacheck, T.F., 1998. The biomechanics of running. *Gait Posture* 7, 77–95.
- Perl, D.P., Daoud, A.I., Lieberman, D.E., 2012. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, 1335–1343.
- Shorten, M.R., Winslow, D.S., 1992. Spectral analysis of impact shock during running. *Int. J. Sports Biomech.* 8.
- Squadrone, R., Gallozzi, C., 2009. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J. Sports Med. Phys. Fit.* 49, 6–13.
- Valiant, G.A., 1989. Transmission and attenuation of heel strike accelerations. In: Cavanagh, P.R. (Ed.), *The Biomechanics of Distance Running*. Human Kinetics, Champaign, IL, pp. 225–247.
- Warne, J.P., Warrington, G.D., 2012. Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12032> ([Epub ahead of print]).
- Willy, R.W., Davis, I.S., 2013. Kinematic and kinetic comparison of running in standard and minimalist shoes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 318–323.

ANNEXE 4

Giandolini *et al.* (2015, Footwear Science)

**FOOT STRIKE PATTERN AND IMPACT CONTINUOUS MEASUREMENTS DURING
A TRAIL RUNNING RACE: PROOF OF CONCEPT IN A WORLD-CLASS ATHLETE**

TECHNICAL NOTE

Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-class athlete

Marlène Giandolini^{a,b*}, Sébastien Pavailler^{a,b}, Pierre Samozino^a, Jean-Benoît Morin^c and Nicolas Horvais^b

^aLaboratory of Exercise Physiology, Department of Sciences and Techniques of Physical and Sports Activities, University Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac, France; ^bLaboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, Salomon SAS, Annecy, France; ^cLaboratory of Human Motricity, Education Sport and Health, Department of Sciences and Techniques of Physical and Sports Activities, University of Nice Sofia-Antipolis, Nice, France

(Received 26 August 2014; accepted 4 March 2015)

Foot strike identification has become an important topic since it may be related to injury risk and performance. Due to step variability and the influence of environmental features on running biomechanics, it is relevant to assess as many steps as possible in field conditions. Our purpose was to apply a novel simple method to assess foot strike and impact from continuous acceleration measurements over a 45 km trail running race. Three wireless tridimensional accelerometers were set on the left tibia and shoe (at the heel and metatarsals) of the current best ultratrail runner. Vertical, antero-posterior and resultant peak tibial accelerations and median frequencies were measured. Step frequency (SF) was calculated from tibial acceleration. Foot strike was quantified from the time between heel and metatarsal peak accelerations (THM). Foot strike classification was performed according to THM criteria and expressed in percentages of rearfoot, midfoot and forefoot steps. Multiple linear regressions were computed to assess relationships between the impact magnitude and slope, SF and THM. Over the first 20 km, 5530 steps were analysed. The pattern classification revealed on average 18.5% of rearfoot strike, 32.6% of midfoot strike and 48.9% of forefoot strike over the ~82 min analysed in the runner studied. The impact magnitude for him may be related to slope, also taking into account speed, SF and landing technique. The main findings of this study were that (1) portable accelerometers make possible the assessment of foot strike and shock acceleration *in situ*, (2) the antero-posterior and resultant components of tibial acceleration should not be neglected in the measurement of stress severity, and (3) the trail running world champion presents an atypical foot strike profile.

Keywords: accelerometers; running pattern; impact; trail running; entire race

1. Introduction

In recent years there has been growing interest towards the identification of running patterns for clinical, training and industrial purposes. Three landing techniques have been identified: a rearfoot strike (RFS), in which the point of first contact with the ground is the heel or the rear third part of the sole and in which the midfoot and forefoot parts do not contact the ground at foot strike; a forefoot strike (FFS), in which the point of the first contact was the forefoot or the front half of the sole and in which the heel does not contact the ground at foot strike but slowly goes down to touch the ground during midstance; a midfoot strike (MFS), in which the heel and the ball of the foot land quasi-simultaneously, the point of the first contact can be thus either the rearfoot or forefoot parts (Altman & Davis, 2012; Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007). Numerous studies have investigated their effects on joint loading (Kulmala, Avela, Pasanen, & Parkkari, 2013; Rooney & Derrick, 2013), impact (Delgado et al., 2012; Giandolini et al., 2013; Lieberman et al., 2010), tendon

strain (Edwards, Steele, Purdam, Cook, & McGhee, 2013), and more generally on running-related injury risk (Daoud et al., 2012). Others have focused on their influence on performance through their potential effects on running economy (Ogueta-Alday, Rodriguez-Marroyo, & Garcia-Lopez, 2013; Perl, Daoud, & Lieberman, 2012). Acute or prolonged effects of footwear on foot strike pattern has also been investigated (Horvais & Samozino, 2013; Ridge et al., 2013; Squadrone & Gallozzi, 2009; Warne & Warrington, 2012) while, from an epidemiological standpoint, other investigations have focused on the classification of foot strike among different populations of runners and different practices (Hasegawa et al., 2007; Hayes & Caplan, 2012; Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013a, 2013b; Kasmer, Wren, & Hoffman, 2013; Larson et al., 2011; Lieberman et al., 2010).

The most common methods used to identify foot strike patterns are: measurement of the foot-to-ground angle at initial contact by video analysis (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013a, 2013; Larson et al., 2011), and

*Corresponding author. Email: marlene.giandolini@salomon.com

assessment of the foot strike index, defined as the position of the centre of pressure at landing relative to the foot length, derived from the vertical ground reaction force signal (Cavanagh & LaFortune, 1980; Lieberman et al., 2010). Although accurate criteria have been proposed for classification of the foot-to-ground angle method (Altman & Davis, 2012) and the foot strike index method (Cavanagh & LaFortune, 1980), these methods present limitations. They can either be used in lab conditions allowing analysis of many steps, or in the field but this time allowing investigators to analyse only one to three steps. However, as clearly shown by field studies investigating running pattern during prolonged exercise, the foot strike pattern may be asymmetric and altered by the onset of fatigue, and thus might be more or less variable (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013a, 2013; Larson et al., 2011). Therefore, sampling as many steps as possible might allow us to better take into account modifications in the foot strike pattern that might occur as responses to fatigue or external factors.

The growing popularity of outdoor activities, and especially trail and ultratrail running, supports the need for a better understanding of both the determinants of performance, and the health benefits and risks of such activities. Irregular surfaces, variant slopes and long durations, as well as the fatigue induced and speed variations characterise these activities and influence running biomechanics (Clansey, Hanlon, Wallace and Lake, 2012; Hasegawa et al., 2007; Hayes & Caplan, 2012; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitsky, & Isakov, 1997; Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000; Morin, Tomazin, Edouard, & Millet, 2011; Muller, Siebert, & Blickhan, 2012). Regarding specifically the effect of the fatigue induced by long duration running activities, previous studies came to the same conclusion that runners seem to adopt a 'smoother and safer running style' post exercise, maybe due to a lower tolerance to shocks as a consequence of the high quantity of foot strike experienced (Degache et al., 2013; Millet et al., 2009; Morin, Samozino, & Millet, 2011a; Morin, Tomazin, et al., 2011). It was suggested that runners might use these kinematic adjustments in order to maintain shock magnitude despite muscular fatigue that might decrease the cushion ability (Abt et al., 2011; Clansey et al., 2012; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, & Daily, 2000). One of these adjustments seems to be an increase in step frequency (SF) as previously observed (Degache et al., 2013; Millet et al., 2009; Morin, Samozino, et al., 2011; Morin, Tomazin, et al., 2011). It is worth mentioning that SF was shown to be negatively correlated to several impact-related parameters such as vertical tibial peak accelerations (Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998), impact frequency peak (Hamill, Derrick, & Holt, 1995) and tibial contact force (Edwards, Taylor, Rudolph, Gillette, & Derrick, 2009). Kasmer et al. (2013) investigated changes in foot strike patterns identified by video analysis from two to four steps at three level sites during a 161 km ultramarathon. While this study brought interesting findings on foot

strike changes over an ultratrail running race in real practice, it did not provide a full description of the probably variable distribution of the running techniques over the entire race. Therefore, we thought of interest to investigate whether or not the onset of fatigue leads to kinematic alterations (specifically, changes in foot strike pattern and SF) during a race, and when.

Considering the limits of current methods attempting to identify foot strike and the need to study running activities in the field, we recently presented a simple field method based on continuous acceleration measurements aimed at describing foot strike (Giandolini et al., 2014). In the present 'proof of concept' study, we applied this new method to analyse the foot strike pattern over a 45 km official trail running race in a world-class runner while measuring three-dimensional tibial shock. Our objectives were (1) to describe running kinematics (i.e. the repartition of foot strike techniques and SF) in one of the best ultratrail runners, (2) to examine how slope, speed and running time (i.e. potential fatigue onset) influence this repartition and (3) to quantify the overall stress severity sustained by a trail runner over a typical race and to investigate the effects of slope, speed and foot strike pattern on impact severity.

2. Methods

The study took place during the Kilian's Classik™ 2013 (Font-Romeu, France), a 45-km official trail running race with a 1627-m positive elevation. The individual studied was the current world leader in trail and ultratrail running (26 years, 56.5 kg, 171 cm). He ended first with a finish time of 4:23:18 hours. Only the first 20 km of the race were considered because the battery of the global positioning system (GPS) unit died at mid-race. Since we aimed at investigating the effects of speed, slope and running time on kinematic and impact variables, there was no interest in analysing the last 20 km acceleration data without synchronised information about the environmental characteristics. The study was approved by the local ethics committee of the University of Saint-Etienne, and complied with the declaration of Helsinki. The subject was orally informed of the full details of the study by the experimenters, after what his oral informed consent was directly obtained at the end of the face-to-face individual interview with the experimenters. No written consent was established since this study was part of a trail running race, with no additional invasive measurements, for which the subject had already given his consent. The ethic committee approved this consent procedure.

2.1. Materials

The subject was equipped with a GPS plugged into one of the three tridimensional accelerometers (Hikob Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) shown on Figure 1A. One was firmly fixed onto his left tibia (Figure 1B) in a



Figure 1. Placement of the three accelerometers. Panel A represents the accelerometers' placement and attachment onto the subject during the race. Panel B illustrates the placement of the tibial accelerometer without the attachment system, for more clarity. Panels C and D show more precisely the placement and attachment of the metatarsal and heel accelerometers, respectively.

customised elastic strap tightened to the limit of the subject's comfort (Shorten & Winslow, 1992). The two others were installed in fitted pockets firmly fixed by elastic straps (Figures 1C and 1D), and set on the left shoe at the heel and onto the dorsal surface of the foot above the metatarsals, contrary to the setting in Giandolini et al. (2014) to better protect it from rocks, water, mud, etc.

2.2. Measurements and parameters of interest

Accelerations and GPS data were time-synchronised by a common acquisition system (Hikob, Villeurbanne, France) and sampled at 1300 and 12 Hz, respectively. They were collected on micro-SD (Secure Digital) cards.

A single acquisition was performed from the start to the end of the race, obtaining an ~ 4.5 hours acquisition but as previously mentioned only the first half of the race was analysed. Eleven sections presenting typical slope and speed profiles were extracted from the GPS signal over the first 20 km of the race (Table 1).

Data analysis was performed using Scilab 5.4.1 software (Scilab Enterprises, Orsay, France). Running speed and slope were computed from altitude, latitude and longitude data obtained from the GPS measurement. The resultant acceleration was calculated from vertical (x -axis, corresponding to the tibial longitudinal axis), antero-posterior (y -axis, corresponding to the axis of the tibial anterior medial aspect) and medio-lateral acceleration (z -axis,

Table 1. Characteristics of the eleven sections analysed. They were numbered according to their order of occurrence over the race. Mean \pm SD for the slope and the running speed, and the overall duration of analysis and number of analysed steps were calculated.

Section #	Slope (%)	Speed (km·h ⁻¹)	Duration (min)	Number of steps analysed
1	1.4 \pm 5.63	14.2 \pm 2.05	9.4	672
2	-6.3 \pm 7.12	16.3 \pm 1.7	1.7	101
3	6.8 \pm 4.8	11.7 \pm 1.99	16.7	1102
4	34.7 \pm 11.6	4.29 \pm 1.44	4.9	251
5	-18.5 \pm 6.77	15.8 \pm 2.15	5.3	376
6	4.2 \pm 1.63	13 \pm 1.12	6.4	421
7	1.6 \pm 6.82	11.1 \pm 1.08	7.5	501
8	14.9 \pm 7.04	8.2 \pm 1.81	10	702
9	3.8 \pm 4.77	11.6 \pm 1.29	8.5	602
10	14.6 \pm 4.72	6.8 \pm 1.07	6.7	451
11	21.1 \pm 11.7	6.8 \pm 1.49	5	351
	7.11 \pm 6.61	10.9 \pm 1.56	82.1	5530

corresponding to the axis orthogonal to the y -axis in the transversal plane) components. Impact-related parameters were calculated from time and frequency analysis. For the time analysis, vertical, antero-posterior and resultant tibial accelerations were 50 Hz low-pass filtered to limit the resonance frequency of the attachment in the quantification of impact shock magnitude (typically from 60 to 90 Hz according to Shorten & Winslow, 1992). Then, peak tibial accelerations were obtained (PTAx (vertical Peak Tibial Acceleration), PTAY (antero-posterior Peak Tibial Acceleration) and PTAr (resultant Peak Tibial Acceleration)). The frequency along the vertical, antero-posterior and resultant tibia axes analysis was performed on stance phases, respectively, in vertical, antero-posterior and resultant dimensions as described by Shorten and Winslow (1992). With the deflection before the vertical peak tibial acceleration as the start of the impact phenomenon, 0.3 s subsamples were extracted from tibial vertical, antero-posterior and resultant acceleration signals. Each subsample was filled with zero values to obtain a total of 512 values. The power spectral density was then calculated using the Fast Fourier Transform for tibia acceleration signals in the vertical (PSDx), antero-posterior (PSDy) and resultant (PSDr) dimensions. PSDs were then interpolated so each frequency bin was 2 Hz. Median frequencies were calculated from each power spectral density (PSD) within the 2–100 Hz range in vertical (MDFx), antero-posterior (MDFy) and resultant (MDFr) dimensions.

SF was calculated from the vertical tibial acceleration signal as the inverse of strides cycle duration (i.e. time between two consecutive tibial peaks) divided by two. The foot strikes were identified from heel and metatarsal acceleration signals 50 Hz low-pass filtered applying the time between heel and metatarsal peak accelerations (THM) method (Giandolini et al., 2014). It is based on the THM considering the heel peak acceleration occurrence

as t_0 . Foot strikes were then classified into three categories (RFS, MFS and FFS) using the THM-based classification proposed by Giandolini et al. (2014): FFS < -5.49 ms < MFS < 15.2 ms < RFS. For each section, the respective parts of RFS, MFS and FFS were then expressed in percentages of all steps analysed over the section. All complete and valid steps were analysed. Previous measurements in our laboratory showed a 3 ms difference in THM (i.e. time between heel peak acceleration and metatarsals peak acceleration) measurement between the current forefoot placement and the one used during validation of the method (Giandolini et al., 2014), i.e. above the midsole on the external face of the shoe. These three milliseconds were subtracted from each THM measured in the present study to be in line with the criteria of classification proposed in Giandolini et al. (2014). For the forefoot attachment, the elastic strap was inserted between the top midsole and the upper of the shoe during its construction.

2.3. Statistics

Means and standard deviations (mean \pm SD) were calculated for THM and impact-related parameters within each section. Correlations were tested (Bravais and Pearson tests) between slope, speed, average SF and average foot strike parameters (THM, %RFS, %MFS and %FFS) values of the eleven sections ($n = 11$). Using values of THM and impact-related parameters of all analysed steps and the average slope and SF values of their respective section, multiple linear regressions were computed to test the respective effect of environmental and kinematic parameters supposed a priori to influence shock magnitude (slope, SF and THM as independent variables) on the impact-related parameters (PTAx, PTAY, PTAr, MDFx, MDFy and MDFr as dependent variables). To avoid collinearity, speed was not included as an independent

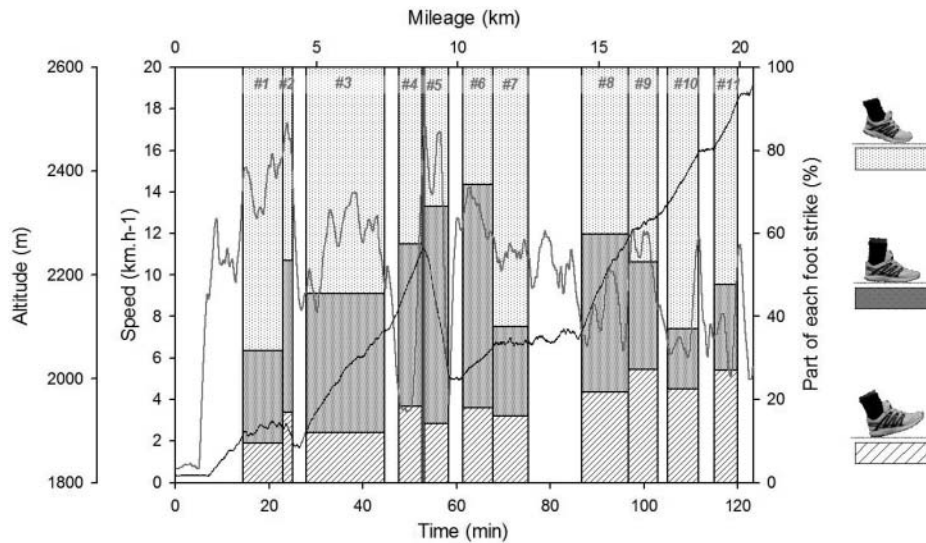


Figure 2. Altitude (black line) and speed (grey line) over the first 20 km of the race. Bar charts represent the repartition of foot strikes (RFS, MFS and FFS) within the eleven analysed sections.

variable because we observed a priori strong correlations between slope and speed ($r = -0.93$, $P < 0.0001$) as well as between SF and speed ($r = 0.80$, $P < 0.001$). The level of significance was set at $P < 0.05$.

3. Results

The race topography over the first 20 km is represented in Figure 2 along with the analysed sections. The average speed over the eleven sections was $10.9 \pm 1.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Table 1). A total of 5530 steps was considered for analysis, corresponding to a cumulate duration of ~ 82 min. On average, 503 ± 267 steps were analysed per section, which is equivalent to 7.46 ± 3.86 min per section (Table 1).

Kinematic results are reported in Table 2. The subject showed an average foot strike repartition of $\sim 18\%$ of

RFS, $\sim 33\%$ of MFS and $\sim 49\%$ of FFS. His average THM was -1.28 ± 15.9 ms. As expected, there was a significant correlation between slope and speed ($r = -0.93$, $P < 0.0001$). SF was significantly correlated to both slope and speed ($r = -0.86$ and $r = 0.80$, respectively, $P < 0.001$). None of the foot strike parameters (THM, %RFS, %MFS and %FFS) was related to slope, speed or SF. Moreover, a significant correlation was found between %RFS within each section and the position of sections in the race ($r = 0.88$, $P < 0.001$).

Impact-related parameters are reported in Tables 3 and 4. Statistical results are reported in Table 5. Since speed was strongly correlated to slope, only slope was included in the multiple regression analysis as an environmental independent variable. Hence the following results regarding the effect of slope also account albeit indirectly, for speed. The

Table 2. Mean \pm SD for kinematics and foot strike parameters within the eleven sections including step frequency (SF), time between heel and metatarsal peak accelerations (THM) and percentages of each foot strike pattern (%RFS, %MFS, %FFS).

Sections #	SF (Hz)	THM (ms)	%RFS	%MFS	%FFS
1	3.05 ± 0.21	-5.07 ± 14.6	16.6%	12.9%	70.5%
2	3.01 ± 0.26	3.61 ± 14.1	24.4%	49.3%	26.4%
3	2.91 ± 0.13	0.31 ± 17.5	29.1%	22.3%	48.6%
4	1.72 ± 0.12	-2.30 ± 18.8	22.4%	23.7%	53.9%
5	3.17 ± 0.34	1.15 ± 15.2	19.4%	33.3%	47.3%
6	3.01 ± 0.11	7.13 ± 13.1	27.3%	45.9%	26.8%
7	2.92 ± 0.20	-3.99 ± 16.4	17.9%	15.1%	67.0%
8	2.78 ± 0.16	1.05 ± 17.9	26.0%	26.3%	47.7%
9	2.84 ± 0.16	2.40 ± 16.7	27.9%	22.3%	49.8%
10	2.73 ± 0.26	-2.69 ± 17.8	21.4%	16.8%	61.8%
11	2.72 ± 0.22	3.73 ± 17.1	28.6%	28.2%	43.1%
	2.81 ± 0.37	0.48 ± 16.3	$23.7 \pm 4.48\%$	$26.9 \pm 11.8\%$	$49.4 \pm 14.2\%$

Table 3. Mean \pm SD for impact-related parameters in the time domain within the eleven sections including vertical, antero-posterior and resultant peak tibial accelerations (PTAx, PTAY and PTAr).

Sections #	PTAx (g)	PTAy (g)	PTAr (g)
1	11.2 \pm 5.56	8.37 \pm 4.52	15 \pm 5.63
2	19.0 \pm 4.94	13.0 \pm 4.78	22.3 \pm 3.71
3	6.25 \pm 2.74	3.85 \pm 1.81	8.63 \pm 3.07
4	4.49 \pm 2.56	1.29 \pm 0.92	4.75 \pm 2.50
5	17.1 \pm 4.80	9.36 \pm 4.37	20.6 \pm 5.38
6	6.56 \pm 1.74	5.54 \pm 2.20	9.78 \pm 2.16
7	8.29 \pm 4.26	5.00 \pm 2.68	10.1 \pm 4.13
8	4.79 \pm 2.84	2.82 \pm 1.83	5.78 \pm 3.13
9	6.63 \pm 3.62	3.60 \pm 2.27	7.79 \pm 3.86
10	3.73 \pm 1.71	2.02 \pm 0.92	4.22 \pm 1.79
11	4.43 \pm 2.25	2.36 \pm 1.29	4.88 \pm 2.27
	8.41 \pm 3.37	5.20 \pm 2.51	10.4 \pm 3.42

multiple regression analysis showed that impact-related parameters were negatively related to slope in vertical and antero-posterior directions. SF was negatively related to PTAx, MDFx, PTAr and MDFr. However, it was positively related to MDFy and not correlated to PTAY. Concerning the influence of THM on impact magnitude, whereas a negative relationship was found between PTAx and THM, PTAY was positively related to THM. Further, THM was positively related to MDFx, MDFy and MDFr.

4. Discussion

The purpose of this study was to apply a simple new method aiming at assessing the foot strike repartition and impact-related parameters during an entire trail running race in a world-class individual. It shows the possible improvement of our scientific understanding of this outdoor activity *in situ* by taking into consideration inter-step variability and environmental constraints. This method requires two wireless accelerometers at the heel and metatarsals for the pattern identification by the THM

Table 4. Mean \pm SD for impact-related parameters in the frequency domain within the eleven sections including vertical, antero-posterior and resultant median frequencies (MDFx, MDFy and MDFr).

Sections #	MDFx (Hz)	MDFy (Hz)	MDFr (Hz)
1	21.5 \pm 5.79	30.5 \pm 8.54	15.1 \pm 4.49
2	23.5 \pm 7.61	32.4 \pm 8.74	14.3 \pm 3.86
3	18.9 \pm 5.55	24.6 \pm 9.66	15 \pm 5.94
4	19.4 \pm 9.78	17.6 \pm 12.1	17.5 \pm 10.7
5	24.3 \pm 5.49	26.5 \pm 7.9	14.3 \pm 5.95
6	18.9 \pm 5.16	25.5 \pm 6.8	12.4 \pm 4.25
7	19.5 \pm 5.37	23 \pm 7.43	13.9 \pm 5.32
8	17.4 \pm 6.57	18.8 \pm 7.06	15.7 \pm 5.82
9	18.8 \pm 5.99	20.3 \pm 7.31	14.7 \pm 5.7
10	15 \pm 6.58	15.9 \pm 6.67	14.3 \pm 5.99
11	16.5 \pm 6.41	17.1 \pm 6.96	15.3 \pm 6.36
	19.4 \pm 2.81	22.9 \pm 5.53	14.9 \pm 1.25

measurement (Giandolini et al., 2014), plus appropriate signal recording and stocking tools as tight attachments. Foot strike repartition can be then calculated over the recorded sections. A tridimensional accelerometer at the tibia further permits measurement of shock magnitude in the vertical, antero-posterior and resultant directions. The main benefit of this method is its user-friendliness during setting up and analysis. A possible limitation could be indistinctness of signals due to an insufficient system of attachment, but it proved to be of good quality, as shown in Figure 3, and the ranges of values of impact-related parameters were consistent with previous studies using accelerometers fixed externally relative to the speed or slope conditions as shown in Figure 4 (Mercer, Vance, Hreljac, & Hamill, 2002; Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000; Valiant, 1989).

When one aims at describing foot strike, there are two main advantages of using this acceleration-based method: the number of steps analysed, and the possibility of *in situ* analysis. Indeed, the present results were based on about 5500 steps over approximately 20 km of a real race,

Table 5. Regression models with their R^2 and P values for the constant and independent variables. The weighted β values were also reported for independent variables. Dependent variables are PTAx, PTAY, PTAr, MDFx, MDFy and MDFr. Independent variables are slope, SF and THM.

	R^2	Constant		Slope			SF			THM		
		Coefficient	P	Coefficient	P	β	Coefficient	P	β	Coefficient	P	β
PTAx	0.424	271	<0.001	-4.07	<0.001	-0.874	-58.6	<0.001	-0.299	-0.144	<0.001	-0.048
PTAy	0.325	57.5	<0.001	-1.90	<0.001	-0.563	0.972	0.766	0.007	0.069	0.014	0.032
PTAr	0.485	252	<0.001	-4.61	<0.001	-0.845	-43.5	<0.001	-0.190	0.054	0.177	0.015
MDFx	0.102	37.7	<0.001	-0.285	<0.001	-0.471	-5.84	<0.001	-0.230	0.035	<0.001	0.089
MDFy	0.144	16.4	<0.001	-0.242	<0.001	-0.283	2.80	0.003	0.078	0.079	<0.001	0.144
MDFr	0.015	20.9	<0.001	0.014	0.357	0.026	-2.17	<0.001	-0.095	0.014	0.008	0.041

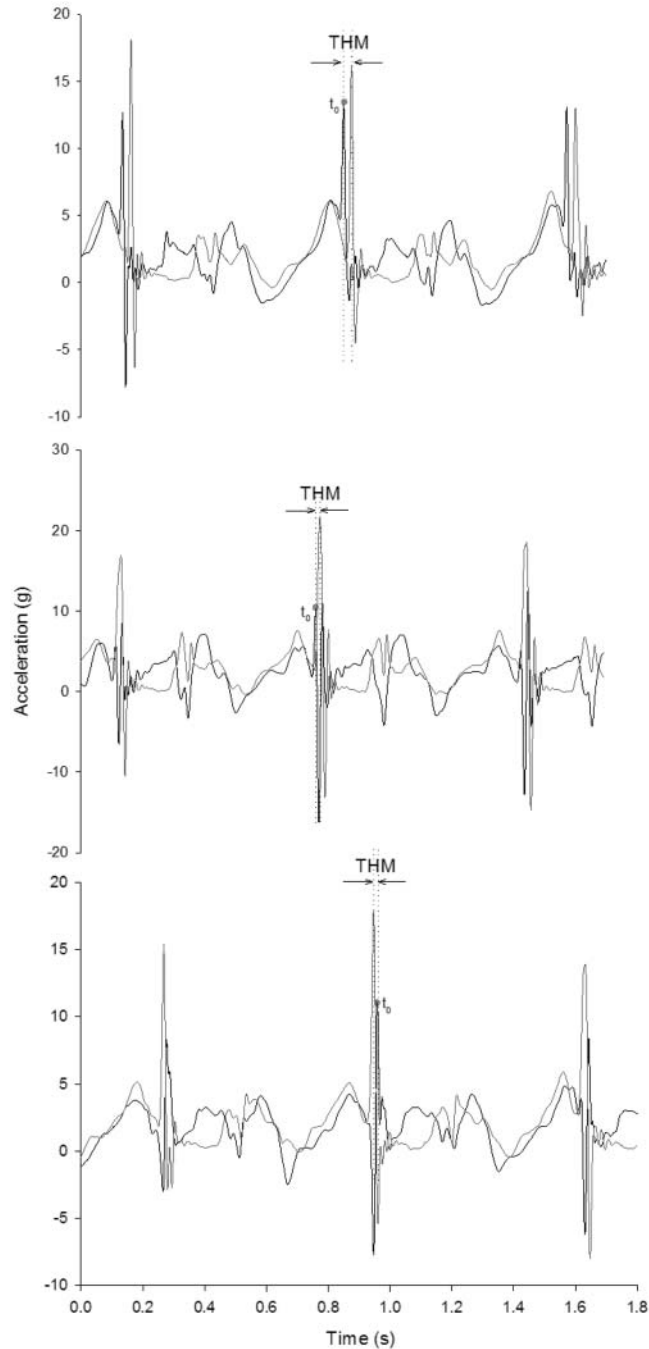


Figure 3. Typical heel (black line) and metatarsal (grey line) acceleration signals. Panel A represents three consecutive RFS steps within the ninth section (THM for the second step represented was 26.2 ms), panel B represents three consecutive MFS steps within the second section (THM for the second step represented was 7.69 ms), and panel C represents three consecutive FFS steps within the third section (THM for the second step represented was -12.3 ms).

including variable slopes, speeds and terrain. This allows step variability to be taken into account and assessment of the running pattern, and impact, over a continuous period rather than only once at a given point in the race, which may not be representative of the overall run. In activities such as trail running, characterised by irregular surfaces, various slopes and speeds, or fatigue onset, runners are led

to adapt and change their running patterns. This field approach might allow researchers, clinicians and industrials to investigate the individual use of foot strike patterns in different conditions, the associated impact severity and its sensibility to fatigue. For example, the present case study demonstrated that the subject, a world-class trail runner, was predominantly a forefoot striker over the 20 km

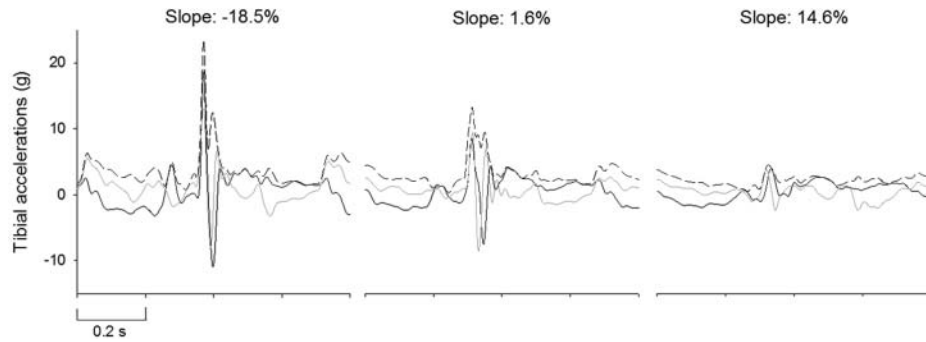


Figure 4. Typical signals of tibial accelerations for the vertical component (black line), antero-posterior component (grey line) and resultant component (dashed line) in various conditions of slope.

recorded and that only $18.5\% \pm 5.72\%$ of his steps were RFS, borne out by the subjects own feelings regarding his running foot strike. This is very atypical for an extreme distance runner. In comparison, Hasegawa et al. (2007), Larson et al. (2011) and Kasmer et al. (2013a) reported rates of RFS runners over marathons from 74.9% to 93.7%, which is quite similar in a 50 km trail running race (85.1%) or a 161 km ultramarathon (ranging from 79.9% to 89%) as observed by Kasmer and his teams (Kasmer et al., 2013b, 2013). Further, the proportion of RFS increased over the 20 km. Since this result is quite difficult to interpret because of variable slopes, surfaces and speeds between the sections considered, this increase in the rate of RFS steps could be a result of the predominantly ascendant profile of this 20-km portion (approximately 1054 m of positive elevation), in particular over the last four sections during which the slope increased considerably. Given that both uphill running (Sloniger et al., 1997) and FFS running (Giandolini et al., 2013; Shih, Lin, & Shiang, 2013) increase the activation of plantar flexors, the subject may have modified his global foot strike repartition as a strategy to relax these muscles and/or walk which would increase the number of RFS steps. Note that this race was not a major challenge for the runner studied.

In addition, this study aimed to quantify the overall stress severity sustained by a trail runner and to better understand the external factors influencing it. Impact-related parameters were negatively related with slope: the lower slope and thus the higher the speed, the higher the tibial peak accelerations and the median frequencies in both vertical and antero-posterior directions. Previous studies have outlined this relationship between vertical peak and slope (Hamill, Clark, Frederick, Goodyear, & Howley, 1984; Lafortune, 1991; Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000). Contrastingly, Mizrahi, Verbitsky, and Isakov (2000) observed no change in vertical median frequency between level and -4° downhill running, although this slope may have been too close to level running to observe any change. In the Mizrahi et al. study (Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000) the speed was the same in level and downhill running bouts whereas in the present

study speed increased as slope decreased. It should also be noted that the various surfaces (e.g. stones, mud, etc.) were not identified in this study but it would be of great interest to take them into account in the analysis. It is also worth mentioning that the weighed β values for slope were rather higher than for SF and THM (Table 5). It suggests that the severity of impact is more sensitive to the slope than to the SF or foot strike pattern, although the effect of these three variables is significant.

Significant negative correlations were observed in the multiple regression analysis between SF and vertical and resultant peak accelerations as well as vertical and resultant median frequencies. However, a positive correlation was found between SF and antero-posterior peak acceleration. This tends to support the fact that SF influenced the impact-related parameters independently from slope and foot strike pattern. An increase in SF would result in lower vertical and resultant peaks as well as lower vertical and resultant median frequencies, but higher antero-posterior peak acceleration at the tibia without changing antero-posterior median frequency. To our knowledge, no study has hitherto investigated the effect of stride frequency on antero-posterior peak acceleration or median frequency at tibia. Nevertheless, previous investigations have observed, at a set speed, that increasing SF or decreasing step length resulted in lower vertical tibial peak accelerations (Derrick et al., 1998), lower impact frequency peak (Hamill et al., 1995) and lower tibial contact force (Edwards et al., 2009). Although our findings are in line with these observations, they are not consistent with those of Mercer et al. who observed no relationship between SF and vertical leg peak acceleration (Mercer et al., 2002). One possible explanation for this divergence could be that in the study of Mercer et al. running speed varied, and indirectly, so did SF. The peak leg acceleration measurements might thus reflect the opposite effects of speed and SF. Otherwise, further investigations are needed to clarify and confirm the relationship between SF and antero-posterior impact magnitude.

The multiple regression analysis also showed that THM was positively correlated to antero-posterior and resultant

peak accelerations and to vertical, antero-posterior and resultant median frequencies. Otherwise, it was negatively correlated to vertical peak acceleration. Basically, a more anterior running pattern (i.e. a lower THM) seems to induce a lower peak magnitude in the antero-posterior direction, but a higher one in the vertical direction. Note that the resultant peak acceleration tended to be positively related to THM although not significantly ($P = 0.063$). The tibial acceleration profile contains a low frequency component (4–8 Hz) associated with voluntary leg motion (e.g. stride length, segments alignment and velocity) and the acceleration of the body centre of mass, and a high frequency component (10–20 Hz) representing the rapid deceleration of the lower extremity at initial contact (Gruber, Boyer, Derrick, & Hamill, 2014; Shorten & Winslow, 1992). Variations in tibial peak magnitude may therefore be attributed to changes either in active content, passive content or both. Conversely to a FFS, a RFS is typically characterised by a more extended knee at landing and a lower stride frequency inducing less vertical alignment of the tibia at initial contact (Ahn, Brayton, Bathia, & Martin, 2014; Cavagna & Kaneko, 1977; De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000; Shih et al., 2013; Squadrone & Gallozzi, 2009). Based on these previous kinematic results, we can hypothesise that these differences in leg orientation and placement at initial contact may alter the repartition of shock acceleration along the vertical and antero-posterior axis especially in its low frequency component. Adopting a more anterior running pattern may lead to a more vertical segment position at foot strike and thus a higher component of acceleration measured along the vertical axis. Conversely, adopting a heel strike may result in a tilted tibia at landing which may increase the component of acceleration along the antero-posterior axis. Regarding frequency analysis, Gruber et al. (2014) observed from tibial vertical acceleration a lower power of high frequencies when adopting a FFS. The positive relationships observed between THM and median frequencies tend to agree with this finding: a more anterior foot strike would decrease the amplitude of high frequency components of tibial acceleration in vertical, antero-posterior and resultant directions. This lowering of high frequencies at the tibia may be attributed to different damping mechanisms. Running with a FFS induces a higher pre-activation of *gastrocnemii* (Giandolini et al., 2013) potentially attenuating shock frequencies above 40 Hz (Boyer & Nigg, 2007). Greater ankle compliance in forefoot strikers (Lieberman et al., 2010) could also contribute to minimising the intensity of foot-ground collision. While the present data do not allow us to properly discuss the influence of segment motion on peak accelerations, conclusions about the influence of foot strike patterns on tibial shock magnitude are at the present time inconsistent (Delgado et al., 2012; Gruber et al., 2014; Laughton, McClay Davis, & Hamill, 2003; Oakley & Pratt, 1988) and need more investigations.

Finally, the present results highlight the fact that the antero-posterior peak acceleration was almost as intense as the vertical peak acceleration. Among all the studies using accelerometers to investigate impact in running over the last two decades, to our knowledge only Lafortune (1991) chose to assess the magnitude of antero-posterior acceleration; all the others focused only on the vertical component. Lafortune and his collaborators strongly recommended measuring both the vertical and horizontal components to quantify the magnitude of the shock experienced by the lower limb during running and this study clearly adds weight to his recommendation. Although foot strike may not influence the overall severity of the impact, it may change the predominance of the vertical or antero-posterior impact component.

5. Conclusion

This innovative acceleration-based method aims to describe running patterns and measure impact magnitude through continuous recordings. Its main advantages are: a high quantity of analysed steps, a feasible *in situ* investigation, and accessible utilisation and analysis. Keeping in mind that these results only concern the world-class runner studied, we observed over 20 km of a trail running race that (1) only 18% of the about 5500 steps analysed were RFS which is really untypical for an ultra-endurance runner, (2) that the overall stress severity sustained over a trail running race may be influenced by slope – including also speed, step frequency and running pattern, (3) that the antero-posterior acceleration should no longer be neglected when measuring impact magnitude in running. This novel approach may allow researchers to improve their understanding of outdoor running activities as well as risk behaviours, and help industrialists to better design shoes for a specific activity and or even for an individual runner.

Acknowledgements

We warmly thank the runner for his availability, and Jérémy Rossi (University of Savoie, France) for his valuable help on the data analysis.

Disclosure statement

We declare that we have no conflict of interest.

Funding

This study was funded by Amer Sports Footwear.

References

- Abt, J.P., Sell, T.C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R.G., & Lephart, S.M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running.

- Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(6), 1479–1485.
- Ahn, A.N., Brayton, C., Bathia, T., & Martin, P. (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*, 30(2), 102–112.
- Altman, A.R., & Davis, I.S. (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture*, 35(2), 298–300.
- Boyer, K.A., & Nigg, B.M. (2007). Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(4), 594–602.
- Cavagna, G.A., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268(2), 467–481.
- Cavanagh, P.R., & Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397–406.
- Clansey, A.C., Hanlon, M., Wallace, E.S., & Lake, M.J. (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1917–1923.
- Daoud, A.I., Geissler, G.J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y.A., & Lieberman, D.E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1325–1334.
- Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J.B., Millet, G.P., Tomazin, K., & Millet, G.Y. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *Journal of Sports Science*, 31(3), 299–304.
- Delgado, T.L., Kubera-Shelton, E., Robb, R.R., Hickman, R., Wallmann, H.W., & Dufek, J.S. (2012). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. doi:10.1249/MSS.0b013e3182781b2c
- Derrick, T.R., Hamill, J., & Caldwell, G.E., (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(1), 128–135.
- De Wit, B., De Clercq, D., & Aerts, P., (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269–278.
- Edwards, S., Steele, J.R., Purdam, C.R., Cook, J.L., & McGhee, D.E. (2013). Alterations to landing technique and patellar tendon loading in response to fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182a42e8e
- Edwards, W.B., Taylor, D., Rudolph, T.J., Gillette, J.C., & Derrick, T.R. (2009). Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(12), 2177–2184.
- Giandolini, M., Arnal, P.J., Millet, G.Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., & Morin, J.B. (2013). Impact reduction during running: Efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *European Journal of Applied Physiology*, 113(3), 599–609.
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.-B., & Samozino, P. (2014). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1588–1593.
- Gruber, A.H., Boyer, K.A., Derrick, T.R., & Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*.
- Hamill, C.L., Clarke, I.E., Frederick, E.G., Goodyear, L.J., & Howley, E.T. (1984). Effects of grade running on kinematics and impact force. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 16, 185.
- Hamill, J., Derrick, T.R., & Holt, K.G., (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14, 45–60.
- 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(3), 888–893.
- Hayes, P., & Caplan, N. (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Science*, 30(12), 1275–1283.
- Horvais, N., & Samozino, P. (2013). Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Science*, 5(2), 81–89.
- Kasmer, M.E., Liu, X., Roberts K.G., & Valadao, J.M. (2013a). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(3), 286–292.
- Kasmer, M.E., Liu, X., Roberts K.G., & Valadao, J.M. (2013b). The relationship of foot strike pattern, shoe type, and performance in a 50-km trail race. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [Epub ahead of print]
- Kasmer, M.E., Wren, J.J., & Hoffman, M.D. (2013). Foot strike pattern and gait changes during a 161-km ultramarathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1343–1350.
- Kulmala, J.P., Avela, J., Pasanen, K., Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(12), 2306–2313.
- Lafortune, M.A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 877–886.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., . . . and Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665–1673.
- Laughton, C.A., McClay Davis, I., & Hamill, J. (2003). Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 19, 153–168.
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., D'Andrea, S., Davis, I.S., . . . Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535.
- Mercer, J.A., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4–5), 403–408.
- Millet, G.Y., Morin, J.B., Degache, F., Edouard, P., Feasson, L., Verney, J., & Oullion, R. (2009). Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *European Journal of Applied Physiology*, 107(6), 731–738.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., & Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic and Applied Myology*, 7(2), 111–118.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(1), 15–20.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19, 139–151.

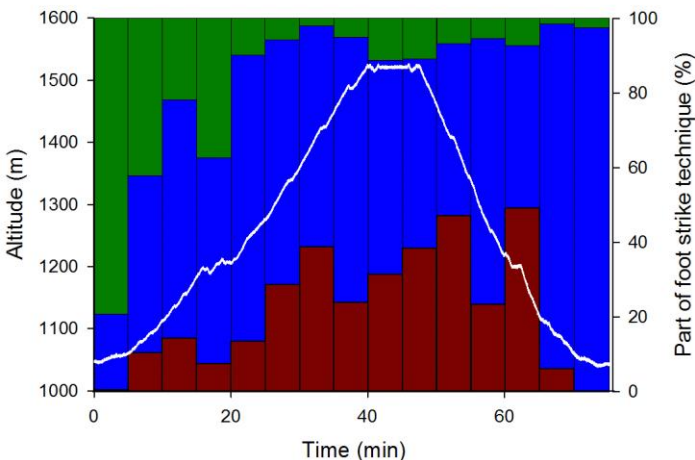
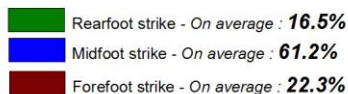
- Morin, J.B., Samozino, P., & Millet, G.Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5), 829–836.
- Morin, J.B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G.Y., (2011). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1104–1107.
- Muller, R., Siebert, T., & Blickhan, R. (2012). Muscle preactivation control: Simulation of ankle joint adjustments at touchdown during running on uneven ground. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(6), 718–725.
- Oakley, T., & Pratt, D.J. (1988). Skeletal transients during heel and toe strike running and the effectiveness of some materials in their attenuation. *Clinical Biomechanics*, 3(3), 159–165.
- Ogueta-Alday, A., Rodriguez-Marroyo, J.A., & Garcia-Lopez, J., (2013). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(3), 580–585.
- Perl, D.P., Daoud, A.I., & Lieberman, D.E., (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1335–1343.
- Ridge, S.T., Johnson, A.W., Mitchel, 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 & Science in Sports & Exercise*, 45(7), 1363–1368.
- Rooney, B.D., & Derrick, T.R. (2013). Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2201–2206.
- Shih, Y., Lin, K.L., & Shiang, T.Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*, 38(3), 490–494.
- Shorten, M.R., & Winslow, D.S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 288–304.
- Sloniger, M.A., et al. (1997). Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2073–2079.
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6–13.
- Valiant, G.A. (1989). Transmission and attenuation of heel strike accelerations. In P.R. Cavanagh (Ed.), *The biomechanics of distance running* (pp. 225–247). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Warne, J.P., & Warrington, G.D. (2012). Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science*, 24(3), 563–568.

ANNEXE 5

EVALUATION DE LA POSE DE PIED CHEZ COUREURS DE TRAIL RUNNING DE
HAUT-NIVEAU LORS DE SEANCES D'ENTRAINEMENT

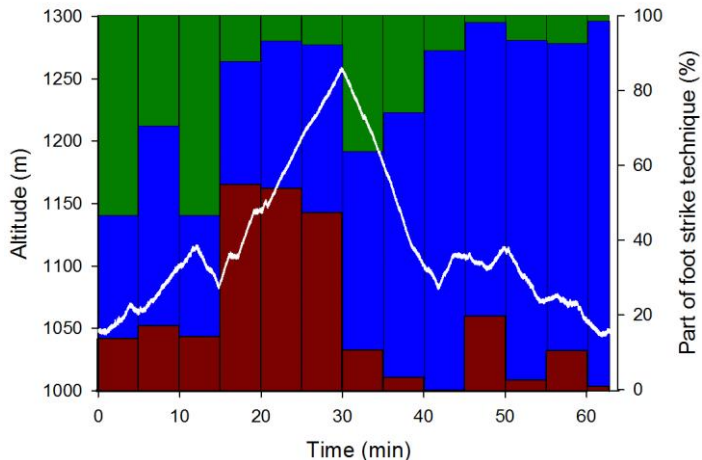
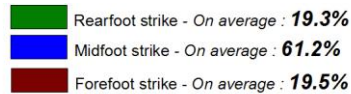
Tom Owens

Chamonix - July 1st, 2014



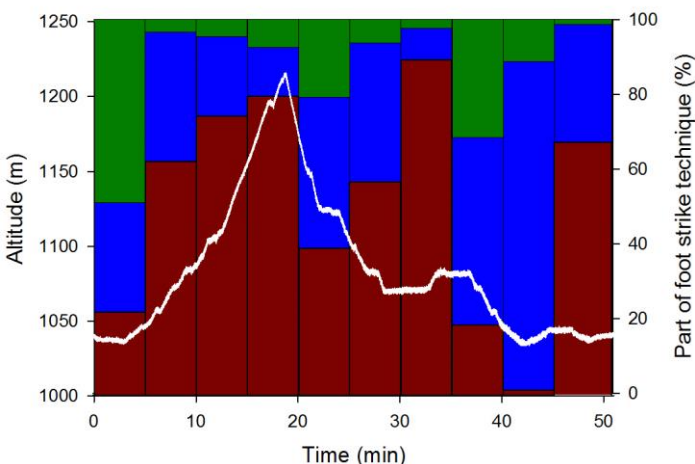
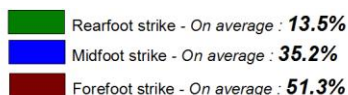
Stevie Kremer

Chamonix - July 1st, 2014



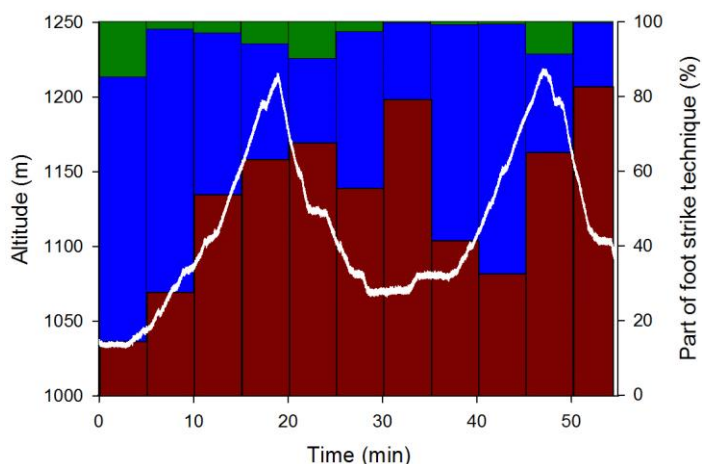
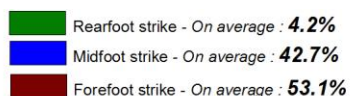
Anna Frost

Chamonix - July 1st, 2014



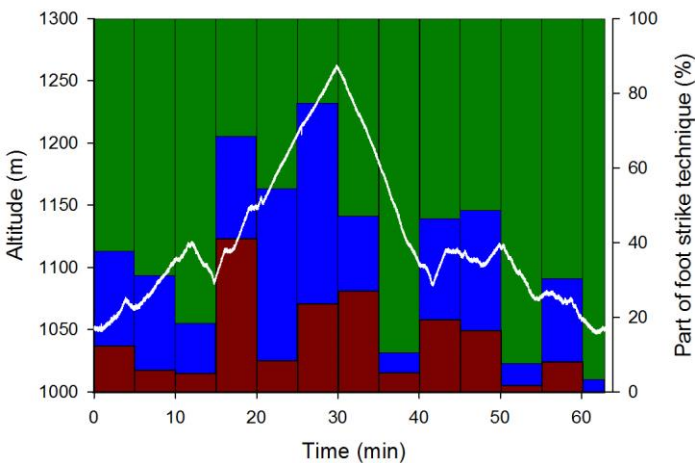
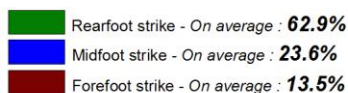
Landie Greyling

Chamonix - July 1st, 2014



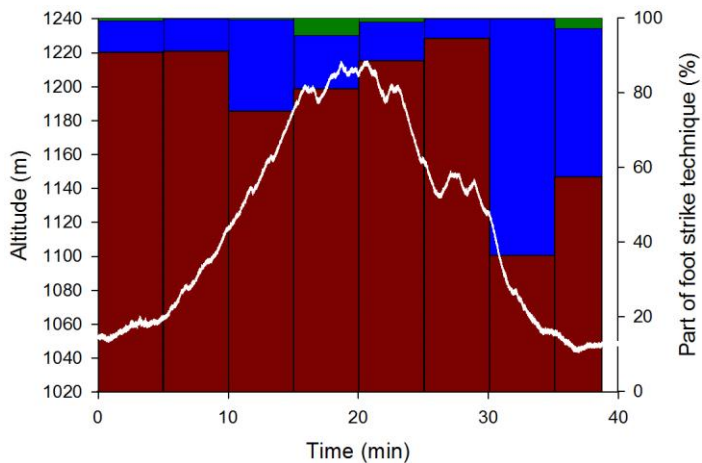
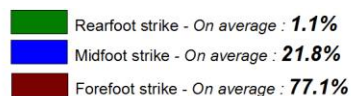
Zhanna Vokueva

Chamonix - July 1st, 2014



Jonathan Wyatt

Chamonix - July 1st, 2014



ANNEXE 6

Giandolini *et al.* (soumis, PlosOne)

**EFFECT OF THE FATIGUE INDUCED BY A 110-KM ULTRAMARATHON ON TIBIAL
IMPACT ACCELERATION AND LOWER LEG KINEMATICS**

1 **RESEARCH ARTICLE**

2 **Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact**
3 **acceleration and lower leg kinematics**

4 Marlene Giandolini^{1,*}, Philippe Gimenez², John Temesi³, Pierrick J. Arnal^{4,5}, Vincent Martin⁶,
5 Thomas Rupp¹, Jean-Benoit Morin⁷, Pierre Samozino¹, Guillaume Y. Millet^{3,4}

6 ¹ Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University Savoie Mont Blanc, Le Bourget-
7 du-Lac, France

8 ² Laboratory Culture Sport Health Society (EA 4660), University of Franche-Comté,
9 Besançon, France

10 ³ Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary,
11 Canada

12 ⁴ Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University of Lyon, Saint-Etienne, France

13 ⁵ Institut de Recherche Biomédicale des Armées (IRBA), Fatigue and Vigilance Team,
14 Brétigny-sur-Orge, France

15 ⁶ Laboratoire des Adaptations Métaboliques à l'Exercice en conditions Physiologiques et
16 Pathologiques (EA3533), Université Blaise Pascal Clermont Auvergne, Clermont-Ferrand,
17 France

18 ⁷ Laboratory of Human Motricity, Education Sport and Health (EA6312), University of Nice
19 Sophia Antipolis, Nice, France

20

21 ***Corresponding author**

22 Marlene GIANDOLINI

23 Laboratory of Exercise Physiology (EA4338)

24 Université Savoie Mont Blanc, UFR CISM – Savoie Technolac

25 73376, Le Bourget-du-Lac, France

26 Phone : +33-477-120733

27 Fax : +33-477-127-229

28 E-mail : marlene.giandolini@salomon.com

29

30 **Short title** Impact and kinematics after a 110-km ultramarathon

31 **ABSTRACT**

32 Ultratrail runners are exposed to a high number of impact shocks and to severe neuromuscular
33 fatigue. How they manage both muscle damage and mechanical stress is still unclear. Our
34 purposes were to study (i) the effects of a 110-km ultratrail (UT) race on tibial shock
35 acceleration and lower limb kinematics, and (ii) whether kinematic changes are modulated
36 according to the severity of neuromuscular fatigue. Twenty-three runners performed
37 neuromuscular tests to assess knee extensor and plantar flexor central and peripheral fatigue
38 pre- and post-UT. They also completed pre- and post-UT treadmill running bouts during
39 which step frequency, peak acceleration, median frequency and impact frequency content
40 were measured from tibial acceleration, as well as foot-to-treadmill, tibia-to-treadmill, and
41 ankle flexion angles at initial contact, and ankle range of motion using video analysis. Large
42 neuromuscular fatigue, including peripheral changes and deficits in voluntary activation, was
43 observed in knee extensors and plantar flexors. Among biomechanical variables, step
44 frequency increased and the ankle range of motion decreased post-UT. Runners adopting a
45 rearfoot strike pre-UT decreased the foot-to-treadmill angle and the ankle range of motion,
46 and increased step frequency post-UT. Conversely, those adopting a non rearfoot strike pre-
47 UT increased the foot-to-treadmill angle post-UT. Positive correlations were observed
48 between percent changes in peripheral plantar flexors fatigue and the ankle range of motion.
49 Peripheral plantar flexors fatigue was also significantly correlated to both percent changes in
50 step frequency and the ankle angle at initial contact. The present study suggests that in a
51 fatigued state, ultratrail runners use compensatory/protective adjustments leading to a flatter
52 foot landing and this is done in a fatigue dose-dependent manner. We suggest that this
53 strategy is aimed at minimizing the overall load applied to the musculoskeletal system,
54 including impact shock and muscle stretch.

55 **Key words** Running, Long distance, Neuromuscular fatigue, Shock, Foot strike

56 INTRODUCTION

57 Attenuation and dissipation of shock waves generated at foot strike is an important function of
58 the human musculoskeletal system and performed by bone bending, subchondral bone,
59 intervertebral discs and heel pads [1,2]. Muscles also actively participate in shock attenuation
60 according to the “*muscle tuning*” paradigm. This paradigm proposes that muscle activity is
61 tuned in response to impact force characteristics to dampen soft-tissue vibrations [3,4]. This
62 damping may occur in order to minimize detrimental effects of repetitive shocks and
63 vibrations [5,6]. Competitive running activities induce muscle fatigue, which may impair
64 muscle cushioning abilities.

65 The effects of fatiguing exercises on impact shock severity and attenuation have been
66 investigated and two conflicting interpretations have been proposed. One suggests that
67 fatiguing exercises induce higher shock severity at the tibia, sacrum and/or head levels
68 because of muscle fatigue, leading to a decreased ability to cushion impact. Numerous studies
69 investigating short and intense running exercises found increases in peak tibia [7,8,9,10,11],
70 sacrum [8,11], and head accelerations [12] with fatigue with increased or similar stride rates
71 or lengths [7,8,13] compared to the non-fatigued state. Meanwhile, the frequency content of
72 shock accelerations changes such that there is greater high frequency content at the tibia [8]
73 and lower shock attenuation [13] after exercise. In terms of kinetics, Clansey et al. [12] found
74 higher loading rates with fatigue.

75 The alternative interpretation proposes that runners strive to maintain or decrease impact
76 magnitude by making kinematic adjustments to counteract the fatigue-induced decrease in
77 muscle cushioning abilities. For instance, Abt et al. [14] and Clansey et al. [12] observed no
78 change in peak tibial and head acceleration and/or shock attenuation after exercise. Also,
79 Derrick et al. [7] found increased peak tibial acceleration but no change in peak head

80 acceleration, thus concluding there was an overall improvement in shock attenuation after a
81 fatiguing exercise. In terms of kinetics, lower vertical loading rates and braking forces were
82 reported after a 5-km run at maximal intensity [15] and exhausting exercise at the maximal
83 oxygen consumption intensity [15,16]. Likewise, vertical loading rates decreased after an
84 extreme 8 500-km run from Paris to Beijing [17]. Several changes in kinematics and
85 mechanics were also reported after fatiguing exercises such as greater knee flexion [7] and
86 plantarflexion [12] at initial contact, step frequency and leg stiffness [17,18,19,20]. It was
87 suggested that these changes could originate from a lower tolerance to repetitive shocks,
88 especially in extreme-duration activities.

89 Interestingly, a “smoother and safer running style” was observed by Morin and collaborators
90 after a 24-h treadmill run and a 166-km ultratrail (UT) race [19,20]. This protective running
91 style was described by an increased step frequency and a decreased downward displacement
92 of the center of mass. Over 5 km a runner strikes the ground approximately 4,000 times
93 *versus* approximately 320,000 foot-to-ground contacts during an UT race of ~160 km.
94 Combined with much greater impact shock severity running downhill [21,22], UT runners are
95 likely subject to much greater stress applied to their joints, bones, cartilage and other
96 musculoskeletal structures compared to middle distance track or road runners, even if their
97 average running speed is much lower. Second, extreme duration running induces significant
98 neuromuscular function impairments in both knee extensors (KE) and plantar flexors (PF)
99 such as large decreases in maximal voluntary contraction force, deficits in voluntary
100 activation, excitation-contraction coupling failure, muscle damage and inflammation
101 [23,24,25]. Severe lower-limb muscle fatigue might further reduce the ability of the muscular
102 system to cushion impact as mentioned above. A smoother running style might also result
103 from ultrastructural damage induced by repetitive stretch-shortening cycles in UT running
104 races. Intense repetitive stretch-shortening cycles were shown to induce decrements reflex

105 sensitivity [26] and a reduced tolerance to stretch loads [27]. The repetition of stretch-
106 shortening cycles may thus induce a protective strategy to reduce pain from the stressful
107 stretching phase [28].

108 In UT, the minimization of musculoskeletal damage is considered a determining factor of
109 performance [29]. Investigating how long-distance runners deal with both severe
110 neuromuscular fatigue and mechanical stress is of interest for both injury prevention and
111 performance. This study investigated (i) the consequences of a 110-km UT on both tibial
112 shock acceleration and lower leg kinematics; and (ii) the relationship between the amplitude
113 of neuromuscular fatigue and impact shock and kinematics changes post-UT. We
114 hypothesized that runners would strive to maintain or reduce impact intensity by making
115 kinematic adjustments and that despite these adjustments, impact intensity would increase as
116 a consequence of the severe neuromuscular fatigue impairing cushioning abilities.

117

118 **METHODS**

119 **Subjects**

120 Twenty-three subjects (13 males, 10 females see Table 1) were recruited after a complete
121 medical examination. All subjects gave written informed consent to participate in this study,
122 which was approved by the local ethical committee and in agreement with the Declaration of
123 Helsinki (Clinical Trial NCT01602146). All subjects were experienced, well-trained UT
124 runners and free from muscular, bone or joint injuries. They wore their own running shoes
125 and used the same shoe model for all measures (mass: 350 ± 46 g, heel height: 26.9 ± 6.9 mm,
126 heel-forefoot drop: 9.2 ± 2.6 mm).

127

128 **Experimental design**

129 Two months before the race, subjects came to the laboratory for a medical examination,
130 familiarization to neuromuscular evaluations and a maximal incremental running test. The
131 familiarization to neuromuscular measurements consisted of submaximal and maximal
132 voluntary contractions of KE and PF with and without electrical nerve stimulation. The
133 incremental running test was performed on a treadmill with a 10% slope to identify maximal
134 aerobic speed. The initial speed was set at 4 to 6 km·h⁻¹ depending on the performance level
135 of the runner and running speed was increased by 1 km·h⁻¹ every 2.5 min until exhaustion.
136 Respiratory exchange data were collected throughout the running test. The maximal aerobic
137 speed was used to standardize the speed of each subject's treadmill measurement trials.

138 The international race supporting the study was the North-Face® Ultra-Trail du Mont-Blanc®
139 2012 (Chamonix, France). It was a 110-km UT with total positive elevation change of 5862
140 m. One or two days before the race start (pre-UT), subjects completed a running bout and
141 performed KE and PF neuromuscular evaluations. They repeated both biomechanical and
142 neuromuscular testing protocols 1 h after they crossed the finishing line (post-UT). This delay
143 was due to travel time from the finish line to the laboratory.

144

145 **Biomechanical measurements**

146 Pre- and post-UT measurements were conducted on a level treadmill (Cosmed T170 DE,
147 Delta Medical, Ottignies, Belgium) at a speed corresponding to the subject's maximal aerobic
148 speed measured on a 10% slope at the familiarization (group: 10.9 ± 1.4 km·h⁻¹; females: 10.1
149 ± 0.7 km·h⁻¹; males: 11.5 ± 1.4 km·h⁻¹) to assess running kinematics at a relative comfort
150 speed for each subject. Subjects ran for 2 min during which a 20-s acquisition was performed
151 for kinematic and acceleration measurements. A mounted uniaxial accelerometer (ADXL150,

152 Analog Devices, Wilmington, USA) was securely fixed with strapping on the distal half of the
153 anteromedial aspect of the right tibia. The acceleration signal was recorded at 1000 Hz using
154 LabChart 7 (ADInstruments, Bella Vista, Australia) and a 12-bit A/D acquisition card (DAS8,
155 National Instruments, Austin, USA). Four retroflective markers were placed on the right leg at
156 the heel, at the fifth metatarsal head on the external face of the shoe and in the sagittal plane at
157 the lateral femoral condyle and lateral malleolus. Once all markers were attached, a ~3-s
158 calibration was performed during which subjects stood straight with feet parallel and arms at
159 the sides. Video data were sampled at 120 Hz using a camera (Basler scA640-120gc, Basler
160 AG, Germany) mounted on a tripod placed ~1.5 m from the treadmill. Marker trajectories
161 were tracked and analyzed in Simi Motion 2D (Simi Reality Motion Systems GmbH,
162 Unterschleissheim, Germany). Accelerometer and video data were systematically calibrated
163 for each subject. Accelerometers and markers were placed at identical locations pre- and post-
164 UT.

165 *Impact-related variables*

166 From a time domain analysis, peak tibial acceleration (PTA) was measured. Then a Fast
167 Fourier Transform was performed on 10 consecutive stance phases for the frequency domain
168 analysis. The beginning of the stance phase was identified as the deflection before PTA [30].
169 The end was identified as the local minimum on the tibial acceleration signal. Data sets were
170 padded with zero in order to obtain a total of 2048 data points per acceleration profile. The
171 sampling rate and length of data set analyzed resulted in 0.488-Hz frequency bins. Power and
172 frequency were interpolated so each frequency bin was equal to 1 Hz. The power spectral
173 density (PSD) curve was then extracted and its median frequency over 2 to 100 Hz (MDF)
174 and the PSD of the impact shock region (iPSD), i.e. from 10 to 20 Hz [30], were calculated.

175 *Kinematics*

176 Kinematic variables of interest observed at initial contact were foot-to-treadmill angle
177 (FOOT), ankle flexion angle (ANK) and tibia-to-treadmill angle (TIB). Positive FOOT
178 indicated a rearfoot strike, whereas negative FOOT values indicated a forefoot strike. For
179 ANK, angle values lower than 90° indicated a dorsiflexed ankle. For TIB, angle values
180 greater than 90° indicated a backward tilting of the tibia. Ankle range of motion (ANK_{rom})
181 over each stride cycle was also calculated. Step frequency (SF) was measured from the tibial
182 acceleration signal as the inverse of half stride-cycle duration (i.e. time between two
183 consecutive tibial acceleration peaks).

184

185 **Neuromuscular evaluation**

186 Neuromuscular tests were performed for right KE and PF identically pre- and post-UT as
187 described by Temesi et al. [25]. The neuromuscular tests assessed indices of global, peripheral
188 and central fatigue. For that, KE force and PF torque were measured during voluntary and
189 evoked contractions as explained by Temesi et al. [25].

190 *Procedure and torque recording*

191 For both KE and PF, three 5-s MVCs separated by 30 s with electrical nerve stimulation (100-
192 Hz paired pulses and single pulses) delivered at peak torque and immediately after in the
193 relaxed state (100- and 10-Hz paired pulses and single pulses) were performed. Real-time
194 visual feedback was provided and subjects were strongly encouraged during MVCs.

195 For KE testing, subjects were seated upright in a custom-built chair with both right knee and
196 hips at ~90° of flexion and secured by chest and hips straps. They were asked to keep their
197 arms crossed on their chest during the test. KE force was measured during voluntary and
198 evoked contractions by a calibrated force transducer (Meiri F2732 200 daN, Celians,

199 Montauban, France) with amplifier attached by a non-compliant strap to the right leg just
200 proximal the malleoli of the ankle joint. The force transducer was fixed to the chair such that
201 force was measured in direct line to the applied force.

202 For PF, subjects were seated upright in a custom-built chair with right ankle, knee and hip
203 joints at $\sim 90^\circ$ from complete extension. Non-compliant straps secured the chest and hips, and
204 also heel and forefoot to limit heel lift and avoid lateral and frontal displacement. They were
205 also asked to keep their arms crossed on their chest during the test. PF torque was assessed by
206 an instrumented pedal (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes Sous Bois, France).

207 *Electrical nerve stimulation*

208 Single electrical stimuli of 1-ms duration were delivered via constant-current stimulator
209 (DS7A, Digitimer, Welwyn Garden City, Hertfordshire, UK) to both right femoral and tibial
210 nerves. Surface cathodes (30-mm diameter, Meditrace 100) were manually pressed into the
211 femoral triangle and popliteal fossa, and 50×90 mm rectangular anodes (Durastick Plus,
212 DJO Global, Vista, USA) placed in the gluteal fold and over the patellar tendon. To determine
213 the optimal stimulation intensity before neuromuscular testing, single stimuli were delivered
214 incrementally in relaxed muscle until M-wave and twitch amplitudes plateaued for both
215 muscles groups at both pre- and post-UT. A stimulus intensity of 130% of the intensity to
216 produce maximal M-wave and maximal twitch responses was employed to ensure full spatial
217 recruitment. Intensities of stimulation were 60.8 ± 19.0 mA for KE and 24.9 ± 11.2 mA for
218 PF at pre-UT and 63.1 ± 19.3 mA for KE and 24.3 ± 10.0 mA for PF at post-UT.

219 *Neuromuscular variables*

220 To describe global fatigue, MVC was calculated as the mean peak force (KE) or torque (PF)
221 from three MVCs. Potentiated peak twitch (TwPot) and high-frequency doublet (Db100)

222 force (KE) or torque (PF) amplitudes were determined as peripheral fatigue indices. The
223 presence of low-frequency fatigue post-UT was evaluated from the change in the ratio of
224 paired 10- and 100-Hz doublets (10:100). Central fatigue was evaluated by assessing
225 voluntary activation (VA) from both KE and PF as follows:

$$226 \quad VA = [1 - (Db100_{superimposed} \cdot Db100^{-1})] \times 100$$

227 *Subjective sensations*

228 Subjects reported general subjective sensation of fatigue and pain in KE and PF on a 100-mm
229 visual analogic scale pre-UT and immediately upon arrival at the testing site post-UT.

230

231 **Data analysis and statistics**

232 Biomechanical data were averaged over 10 consecutive steps. For each subject, percent
233 changes (Δ) from pre- to post-UT were calculated for kinematic, impact-related and
234 neuromuscular variables, and reported as mean \pm standard deviation. Normal distribution was
235 tested by Shapiro-Wilk normality tests and variance homogeneity by Fisher F -tests for all
236 variables pre- and post-UT. Student t -tests were performed on pre- and post-UT kinematic,
237 impact-related and neuromuscular variables, except VA and 10:100 for which Wilcoxon tests
238 were used. Bravais-Pearson correlations were computed from the percent changes in
239 kinematic, impact-related and neuromuscular variables. The significance level was set at $p <$
240 0.05.

241

242 **RESULTS**

243 The subjects completed the race in 19:35:21 \pm 4:00:15. No significant changes in PTA, MDF
244 or iPSD were found between pre- and post-UT (Figure 1). Average values of impact-related
245 and kinematic parameters are reported in Tables 2 and 3, respectively. As shown in individual
246 data presented in Figure 1, large inter-subject variability in changes between pre- and post-UT
247 was found (i.e. PTA: $-1.2 \pm 17.0\%$, MDF: $1.8 \pm 10.8\%$, iPSD: $6.3 \pm 28.6\%$). The kinematic
248 parameter SF increased by $2.7 \pm 4.1\%$ ($p = 0.013$, Figure 2) and ANK_{rom} decreased by $-4.1 \pm$
249 8.5% ($p = 0.024$, Figure 2). Other kinematic variables were not altered (Δ FOOT: $0.3 \pm 5.3\%$,
250 Δ ANK: $-0.2 \pm 5.8\%$, Δ TIB: $-0.8 \pm 2.2\%$).

251 Interestingly, we noticed that the distribution of ANK values post-UT seemed to spread
252 narrowly around 90° (Figure 2), i.e. runners tended to overall adopt flatter foot landing after
253 the race. For instance, FOOT ranged from -7.9° to 22.4° pre-UT, and 0.1° to 20.1° post-UT,
254 so none of the subjects exhibited a forefoot strike pattern after the race. However, our
255 statistical results do not support this observation likely because of the large inter-individual
256 variability in running kinematics. Given this observation, we performed *a posteriori* an
257 additional statistical analysis dividing the experimental group in two subgroups based on foot
258 strike pattern (FOOT values) at pre-UT. Two subgroups were obtained based on the foot
259 strike pattern at pre-UT according to the criteria defined by Altman and Davis [42] (Figure
260 3A): a ‘rearfoot strikers (RFS) group’ including subjects with a FOOT value higher than 8° at
261 pre-UT ($n = 15$), and a ‘non rearfoot strikers (NRFS) group’ including subjects with a FOOT
262 value lower than 8° ($n = 8$). Student *t*-tests performed between pre- and post-UT for each
263 biomechanical variable in each subgroup showed that the RFS subgroup decreased FOOT by
264 $2 \pm 3\%$ ($p = 0.01$) whereas the NRFS subgroup increased FOOT by $5 \pm 6\%$ ($p = 0.04$, Figure
265 3A). The RFS subgroup also increased SF by $4 \pm 3\%$ ($p = 0.00003$) and decreased ANK_{rom} by
266 $7 \pm 8\%$ ($p = 0.004$) although the NRFS subgroup demonstrated no changes in these variables

267 (Figure 3). Regarding impact-related parameters, none of the subgroups exhibited significant
268 variations between pre- and post-UT.

269 The main central and peripheral fatigue parameters are reported in Table 4. MVCs were
270 significantly decreased post-UT by $28.2 \pm 16.5\%$ ($p < 0.0001$) for PF and $34.7 \pm 19.1\%$ ($p <$
271 0.0001) for KE. Significant deficits in VA were reported for both PF ($-11.2 \pm 13.8\%$, $p <$
272 0.01) and KE ($-18.9 \pm 13.3\%$, $p < 0.0001$) post-UT. KE Db100 and TwPot were reduced by
273 $8.1 \pm 19.1\%$ and $11.0 \pm 16.2\%$, respectively ($p < 0.05$). Decreases in PF Db100 ($-9.8 \pm 13.9\%$,
274 $p < 0.05$) and TwPot ($-16.3 \pm 13.5\%$, $p < 0.01$) were also observed. The presence of low-
275 frequency fatigue was only observed in PF, as indicated by the significant decrease in 10:100
276 ($-5.9 \pm 4.9\%$, $p < 0.01$). As expected, the sensation of global fatigue (pre-UT: 22.0 ± 16.6
277 mm, post-UT: 58.4 ± 18.9 mm), KE pain (pre-UT: 3.4 ± 7.4 mm, post-UT: 39.4 ± 28.0 mm)
278 and PF pain (pre-UT: 2.9 ± 5.9 mm, post-UT: 52.6 ± 26.0 mm) largely increased after the race
279 ($p < 0.00001$).

280 $\Delta\text{ANK}_{\text{rom}}$ was positively correlated with both PF ΔDb100 and PF ΔTwPot ($r = 0.493$, $p =$
281 0.038 and $r = 0.530$, $p = 0.024$, respectively, Figure 4A), and it tended to be positively
282 correlated with the absolute change in perceived calf pain between pre- and post-UT ($r =$
283 0.426 , $p = 0.054$). ΔANK was negatively correlated with both PF ΔDb100 and PF ΔTwPot (r
284 $= -0.468$, $p = 0.050$ and $r = -0.496$, $p = 0.036$ respectively, Figure 4B). Similarly, ΔSF was
285 negatively correlated with both PF ΔDb100 and PF ΔTwPot ($r = -0.501$, $p = 0.025$ and $r = -$
286 0.499 , $p = 0.025$ respectively, Figure 4C). There were no relationships between the severity of
287 neuromuscular fatigue and changes in impact-related parameters.

288

289 **DISCUSSION**

290 The purposes of this study were to investigate the consequences of a 110-km UT race on
291 intensity and frequency content of tibial shock acceleration and running kinematics, and to
292 determine whether these changes related to neuromuscular fatigue severity. As previously
293 reported [25], the 110-km UT induced severe neuromuscular alterations, as shown by the
294 decreases in KE and PF MVC (-35% and -28%, respectively) that were both central and
295 peripheral in origin. Increased SF and decreased ANK_{rom} were the only significant kinematic
296 changes post-UT while changes in impact-related parameters and kinematics were highly
297 variable between individuals. Interestingly, changes in ankle kinematics and SF were
298 correlated with the severity of peripheral PF fatigue.

299 No changes in PTA or iPSD were observed after the race. These results contrast previous
300 findings investigating the effects of fatigue induced by ~15-30-min exhaustive running bouts
301 on impact parameters [7,8,9,10,11]. However, the present results agree with those of Abt et al.
302 [14] and Clansey et al. [12] showing no change in PTA after an incremental VO_{2max} treadmill
303 protocol or a 20-min run at lactate threshold, respectively. The discrepancy in fatigue effects
304 on impact may be attributed to protocol design, especially running intensity. Several authors
305 have suggested that runners would become less tolerant to foot-to-ground impacts in
306 prolonged running, therefore adopting a “smoother and safer running style” [17,18,19,20].
307 The increased SF post-UT race agrees with previous studies investigating extreme duration
308 running [17,18,19,20,31] and was the major kinematic adjustment common to all subjects
309 following an UT race. Morin et al. [19] interpreted this kinematic change as a compensating
310 strategy for decrements in PF propulsive capacity and/or protective behavior from mechanical
311 stress.

312 Significant correlations were found between Δ ANK_{rom}, Δ ANK and Δ SF and relative changes
313 in evoked PF forces, i.e. peripheral fatigue (Figure 4). Thus, larger peripheral PF dysfunction
314 was associated with accentuated increases in SF, increases in plantarflexion at contact, and

315 greater decline in ANK_{rom}. Such changes in evoked forces are usually interpreted as a decline
316 in force production at the cross-bridge level or excitation-contraction coupling failure
317 [32,33,34]. A possible explanation for this result could be that high PF muscle fatigue impairs
318 PF contributions during the propulsive phase since they are of prime importance for vertical
319 acceleration permitting flight phases [35,36]. Increased SF has been previously shown to
320 reduce vertical oscillations of the body's center of mass by increasing leg stiffness [17,37,38].
321 We thus suggest that runners exhibiting the greatest PF peripheral fatigue may further
322 increase SF because this strategy would be less costly for PF muscles, especially during the
323 propulsive phase. However, runners would not likely switch to an overly pronounced forefoot
324 strike pattern since it would increase negative work at the ankle [39] and PF activity [40,41].
325 Interestingly, the *a posteriori* statistical analysis described above revealed that runners with
326 RFS before the race adopted a less RFS pattern, increased SF and decreased ANK_{rom} at post-
327 UT. Conversely, the NRFS runners before the race adopted at post-UT a less anterior foot
328 strike pattern after the race while keeping SF and ANK_{rom} constant. These results suggest that
329 ultramarathon runners, whatever their preferred running kinematics (in a non-fatigued state),
330 would tend to adopt an intermediate/midfoot running technique associated for natural RFS
331 runners with an increased SF and decreased ANK_{rom}. These kinematic changes were
332 associated to PF fatigue. As previously discussed, they may occur in response to an
333 impairment of the propulsive function of PF, and/or to limit the painful negative work
334 performed by PF during the braking phase (especially when using a NRFS pattern). These
335 changes in running kinematics toward a flatter foot strike pattern do not affect shock
336 magnitude and impact-related vibrations content, i.e. keep constant the impact intensity
337 despite the severe neuromuscular fatigue.

338 The greater SF and the lower ANK_{rom}, inducing or being induced by the flatter landing, may
339 occur to compensate deficits in muscle function but also in order to accommodate to

340 mechanical strains applied at the musculoskeletal system in response to increased sensitivity
341 to loads applied at bones or joints as protective strategies [12,14]. Indeed, the muscles' ability
342 to cushion impacts might be impaired by fatigue since they actively participate in shock
343 attenuation [3,4]. Otherwise, correlations observed between the severity of peripheral PF
344 fatigue and either ankle kinematic or SF changes support the paradigm of compensating
345 strategies to fatigue [43,44]. It has been established that compensatory adjustments occur in
346 response to peripheral neuromuscular fatigue. Indeed, the severity of peripheral fatigue is
347 signaled and integrated at a central level *via* increased discharge rates of group III and IV
348 afferents [32]. The activation of these mechanosensitive and metabosensitive afferent fibers
349 may disorganize the sensory-motor loop by the inhibition of motoneurons to reduce activation
350 of damaged muscles [45]. Alternatively, intrafusal fatigue, defined by a decline in muscle-
351 spindle stretch sensitivity induced by muscle damage [26], may be responsible for the
352 kinematic reorganization. Muscle damage and the associated decrease in stretch reflex
353 sensitivity observed after prolonged stretch-shortening exercises [26,27] such as UT races,
354 can likely decrease tolerance to imposed stretch loads and impair limb stiffness regulation,
355 especially muscle stretch-shortening performance [27,46]. Therefore, the kinematic changes
356 observed in the present study can be considered as a way runners compensate for contractile
357 failure and address muscle soreness when performing stretch-shortening cycles.

358

359 **CONCLUSION**

360 The present findings provide further insights into the kinematic adjustments adopted after
361 extremely long running exercises. Whatever their preferred running kinematics before the
362 race, after the race runners adopted a flatter foot strike, associated additionally in rearfoot
363 strikers with an increased step frequency and a decreased ankle range of motion. The extent of

364 changes in step frequency and ankle kinematics after the race was correlated to the severity of
365 peripheral plantar flexor fatigue: the greater the peripheral fatigue at plantar flexors, the
366 greater the increase in step frequency, the flatter the foot landing, and the greater the decline
367 in the ankle range of motion. These kinematic changes may occur in response to intense
368 musculoskeletal pain that could partly arise from lowered tolerance to muscle stretch loads
369 and/or repetitive shocks as protective adjustments, and/or to counteract muscle contractile
370 failure as compensatory adjustments. Whether fatigue-induced kinematic changes are
371 conscious or unconscious remains unknown and remains to be investigated.

372

373 **ACKNOWLEDGEMENTS**

374 We declare that we have no conflict of interest. The authors warmly thank the subjects for
375 their participation and forbearance, especially after a 110-km run, the organizers of the race
376 and the “Ecole Nationale de Ski et d’Alpinisme” (Chamonix, France) for its hospitality. We
377 also thank Dr Roger Ouillon and Dr Pascal Edouard for conducting medical inclusions. This
378 study was funded by John Temesi’s doctoral research grant from the Rhône-Alpes Region.

379

380 **REFERENCES**

- 381 1. Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, et al. (1973) Response of joints to
382 impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage
383 degeneration. *J Biomech* 6: 51-57.
- 384 2. Valiant GA (1989) Transmission and attenuation of heel strike accelerations. In: Cavanagh
385 PR, editor. *The biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics.
386 pp. 225-247.

- 387 3. Boyer KA, Nigg BM (2004) Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force
388 characteristics. *J Biomech* 37: 1583-1588.
- 389 4. Wakeling JM, Nigg BM (2001) Modification of soft tissue vibrations in the leg by
390 muscular activity. *J Appl Physiol* 90: 412-420.
- 391 5. Horisberger M, Fortuna R, Valderrabano V, Herzog W (2013) Long-term repetitive
392 mechanical loading of the knee joint by in vivo muscle stimulation accelerates
393 cartilage degeneration and increases chondrocyte death in a rabbit model. *Clin*
394 *Biomech* 28: 536-543.
- 395 6. Warden SJ, Davis IS, Fredericson M (2014) Management and prevention of bone stress
396 injuries in long-distance runners. *J Orthop Sports Phys Ther* 44: 749-765.
- 397 7. Derrick TR, Dereu D, McLean SP (2002) Impacts and kinematic adjustments during an
398 exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc* 34: 998-1002.
- 399 8. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D (2000) Effect of fatigue on leg kinematics and
400 impact acceleration in long distance running. *Hum Movement Sci* 19: 139-151.
- 401 9. Mizrahi J, Voloshin A, Russek D, Verbistsky O, Isakov E (1997) The influence of fatigue
402 on EMG and impact acceleration in running. *Basic Appl Myol* 7: 111-118.
- 403 10. Verbistsky O, Mizrahi J, Voloshin A, Treiger J, Isakov E (1998) Shock transmission and
404 fatigue in human running. *J Appl Biomech* 14: 300-311.
- 405 11. Voloshin AS, Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E (1998) Dynamic loading on the human
406 musculoskeletal system -- effect of fatigue. *Clin Biomech* 13: 515-520.
- 407 12. Clansey AC, Hanlon M, Wallace ES, Lake MJ (2012) Effects of fatigue on running
408 mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1917-
409 1923.
- 410 13. Mercer JA, Bates BT, Dufek JS, Hreljac A (2003) Characteristics of shock attenuation
411 during fatigued running. *J Sports Sci* 21: 911-919.

- 412 14. Abt JP, Sell TC, Chu Y, Lovalekar M, Burdett RG, et al. (2011) Running kinematics and
413 shock absorption do not change after brief exhaustive running. *J Strength Cond Res*
414 25: 1479-1485.
- 415 15. Girard O, Millet GP, Slawinski J, Racinais S, Micallef JP (2013) Changes in running
416 mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *Int J Sports Med* 34:
417 832-840.
- 418 16. Rabita G, Couturier A, Dorel S, Hausswirth C, Le Meur Y (2013) Changes in spring-mass
419 behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂max. *J Biomech* 46:
420 2011-2017.
- 421 17. Millet GY, Morin JB, Degache F, Edouard P, Feasson L, et al. (2009) Running from Paris
422 to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J Appl Physiol* 107:
423 731-738.
- 424 18. Degache F, Guex K, Fourchet F, Morin JB, Millet GP, et al. (2013) Changes in running
425 mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *J Sports*
426 *Sci* 31: 299-304.
- 427 19. Morin JB, Samozino P, Millet GY (2011) Changes in running kinematics, kinetics, and
428 spring-mass behavior over a 24-h run. *Med Sci Sports Exerc* 43: 829-836.
- 429 20. Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY (2011) Changes in running mechanics and
430 spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech* 44:
431 1104-1107.
- 432 21. Gottschall JS, Kram R (2005) Ground reaction forces during downhill and uphill running.
433 *J Biomech* 38: 445-452.
- 434 22. Hamill CL, Clarke TE, Frederick EC, Goodyear LJ, Howley ET (1984) Effects of grade
435 running on kinematics and impact force. *Med Sci Sports Exerc* 16: 185.

- 436 23. Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, et al. (2011) Neuromuscular
437 consequences of an extreme mountain ultra-marathon. PLoS One 6: e17059.
- 438 24. Saugy J, Place N, Millet GY, Degache F, Schena F, et al. (2013) Alterations of
439 neuromuscular function after the world's most challenging mountain ultra-marathon.
440 PLoS One 8: e65596.
- 441 25. Temesi J, Arnal PJ, Rupp T, Feasson L, Cartier R, et al. (2015) Are Females More
442 Resistant to Extreme Neuromuscular Fatigue? Med Sci Sports Exerc 47: 1372-1382.
- 443 26. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV, Rama D (1999) Reduced reflex sensitivity persists
444 several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. J Appl Physiol 86:
445 1292-1300.
- 446 27. Nicol C, Komi PV, Marconnet P (1991) Fatigue effects of marathon running on
447 neuromuscular performance. Scand J Med Sci Sports 1: 10-17.
- 448 28. Morio C, Nicol C, Barla C, Barthelemy J, Berton E (2012) Acute and 2 days delayed
449 effects of exhaustive stretch-shortening cycle exercise on barefoot walking and
450 running patterns. Eur J Appl Physiol 112: 2817-2827.
- 451 29. Millet GY, Hoffman MD, Morin JB (2012) Sacrificing economy to improve running
452 performance--a reality in the ultramarathon? J Appl Physiol 113: 507-509.
- 453 30. Shorten MR, Winslow DS (1992) Spectral analysis of impact shock during running. Int J
454 Sports Biomechanics 8: 288-304.
- 455 31. Vernillo G, Savoldelli A, Zignoli A, Skafidas S, Fornasiero A, et al. (2015) Energy cost
456 and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a
457 mountain ultramarathon. J Sports Sci: 1-8.
- 458 32. Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev
459 81: 1725-1789.

- 460 33. Millet GY, Martin V, Martin A, Verges S (2011) Electrical stimulation for testing
461 neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol* 111: 2489-2500.
- 462 34. Place N, Yamada T, Bruton JD, Westerblad H (2010) Muscle fatigue: from observations
463 in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *Eur J Appl*
464 *Physiol* 110: 1-15.
- 465 35. Sasaki K, Neptune RR (2010) Individual muscle contributions to the axial knee joint
466 contact force during normal walking. *J Biomech* 43: 2780-2784.
- 467 36. Ellis RG, Sumner BJ, Kram R (2014) Muscle contributions to propulsion and braking
468 during walking and running: insight from external force perturbations. *Gait Posture*
469 40: 594-599.
- 470 37. Farley CT, Gonzalez O (1996) Leg stiffness and stride frequency in human running. *J*
471 *Biomech* 29: 181-186.
- 472 38. Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A (2007) Effects of altered stride frequency
473 and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 40: 3341-3348.
- 474 39. Hamill J, Gruber AH, Derrick TR (2014) Lower extremity joint stiffness characteristics
475 during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci* 14: 130-136.
- 476 40. Giandolini M, Arnal PJ, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, et al. (2013) Impact reduction
477 during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur J*
478 *Appl Physiol* 113: 599-609.
- 479 41. Shih Y, Lin KL, Shiang TY (2013) Is the foot striking pattern more important than
480 barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*.
- 481 42. Altman AR, Davis IS (2012) A kinematic method for footstrike pattern detection in
482 barefoot and shod runners. *Gait Posture* 35: 298-300.
- 483 43. Forestier N, Nougier V (1998) The effects of muscular fatigue on the coordination of a
484 multijoint movement in human. *Neurosci Lett* 252: 187-190.

- 485 44. Hufenus AF, Amarantini D, Forestier N (2006) Effects of distal and proximal arm
486 muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Exp Brain Res* 170: 438-447.
- 487 45. Marqueste T, Decherchi P, Messan F, Kipson N, Grelot L, et al. (2004) Eccentric exercise
488 alters muscle sensory motor control through the release of inflammatory mediators.
489 *Brain Res* 1023: 222-230.
- 490 46. Gollhofer A, Komi PV, Miyashita M, Aura O (1987) Fatigue during stretch-shortening
491 cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J*
492 *Sports Med* 8: 71-78.

493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513

514 **FIGURE CAPTIONS**

515 **Figure 1.** Means (white dots) and standard deviation for impact-related parameters (panel A:
516 PTA, panel B: MDF, panel C: iPSD) pre-UT and post-UT, as individual values (gray dots).

517

518 **Figure 2.** Means (white dots) and standard deviation for kinematic variables (panel A:
519 ANK_{rom}, panel B: ANK, panel C: SF, panel D: TIB, panel E: FOOT) pre-UT and post-UT, as
520 individual values (gray dots). * denotes significant differences between pre-UT and post-UT.

521

522 **Figure 3.** Means and standard deviations for kinematic variables (panel A: FOOT, panel B:
523 ANK, panel C: ANK_{rom}, panel D: TIB, panel E: SF) at pre-UT and post-UT for rearfoot
524 strikers (n = 15, white dots) and non-rearfoot strikers (n = 8, black dots) as assessed pre-UT.
525 Significant changes between pre-UT and post-UT are denoted by * ($p < 0.05$), ** ($p < 0.01$)
526 or *** ($p < 0.0001$).

527

528 **Figure 4.** Correlations between percent changes in indicators of PF peripheral fatigue (black
529 dots and linear fit: Db100, gray dots and linear fit: TwPot) and percent changes in kinematic
530 variables (panel A: ANK_{rom}, panel B: ANK, panel C: SF).

531

532

533

534

535 **TABLES**

536 **Table 1.** Subject characteristics.

	Group (N = 23)	Males (N = 13)	Females (N = 10)
Age (years)	42.7 ± 8.9	41.2 ± 9.3	45.7 ± 5.1
Mass pre-UT (kg)	67.6 ± 9.8	72.1 ± 6.0	55.8 ± 5.2
Mass post-UT (kg)	66.1 ± 9.6	70.5 ± 6.1	54.7 ± 4.9
Height (cm)	173 ± 9	178 ± 6	163 ± 3
VO _{2max} (ml·min ⁻¹ ·kg ⁻¹)	58 ± 6	60 ± 5	52 ± 2
Finishing time (hh:mm:ss)	19:35:21 ± 04:00:15	18:10:00 ± 3:13:17	22:16:45 ± 2:57:49

537

538

539 **Table 2.** Mean ± SD for impact-related variables.

	Pre-UT	Post-UT
PTA (g)	6.12 ± 1.18	5.98 ± 1.27
MDF (Hz)	12.3 ± 1.28	12.5 ± 1.57
iPSD (g ² ·Hz ⁻¹)	0.065 ± 0.015	0.066 ± 0.015

540

541

542 **Table 3.** Mean ± SD for kinematic variables. Significant changes between Pre-UT and Post-
543 UT are denoted by * ($p < 0.05$).

	Pre-UT	Post-UT
SF (Hz)	2.89 ± 0.17	2.96 ± 0.12*
FOOT (°)	12.4 ± 8.38	12.4 ± 5.29
TIB (°)	102.5 ± 4.02	102.3 ± 3.52
ANK (°)	90.6 ± 7.04	89.5 ± 5.09
ANK _{rom} (°)	47.5 ± 6.44	45.2 ± 4.96*

544

545

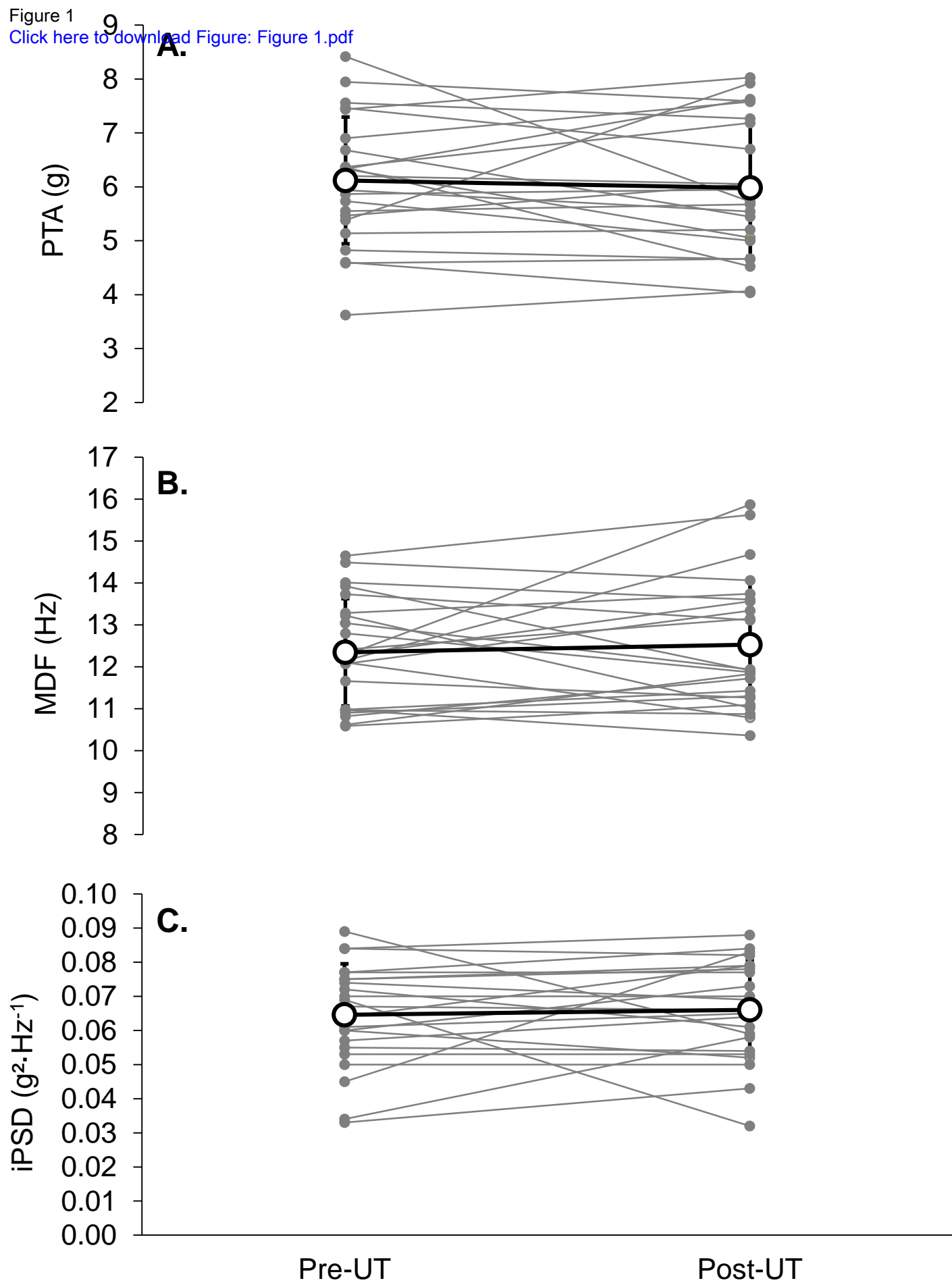
546

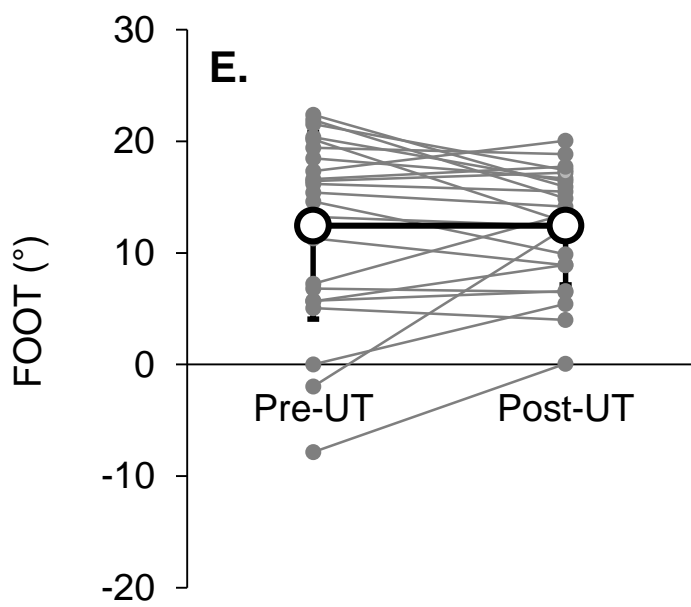
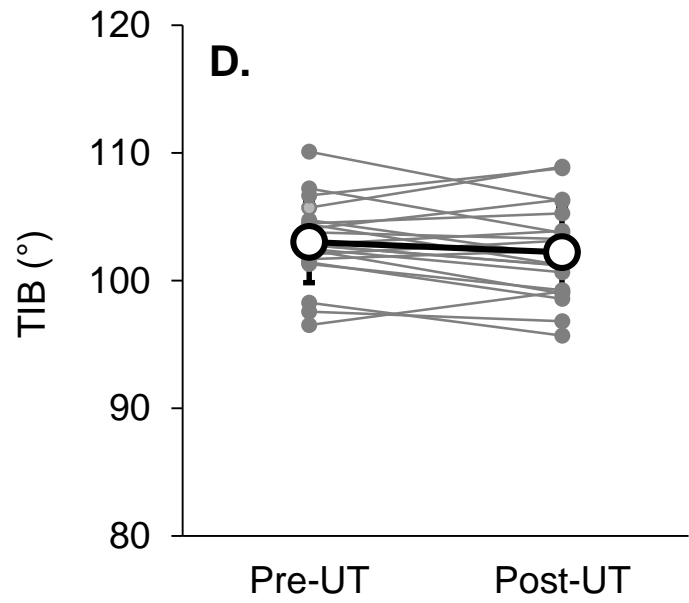
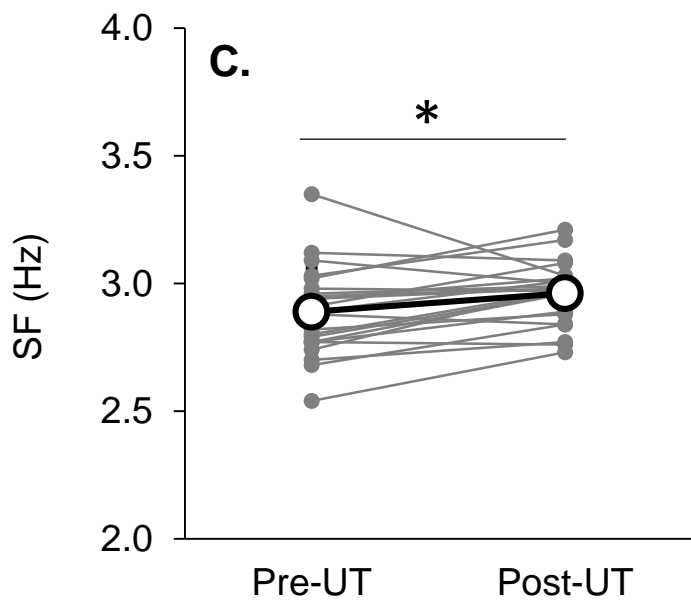
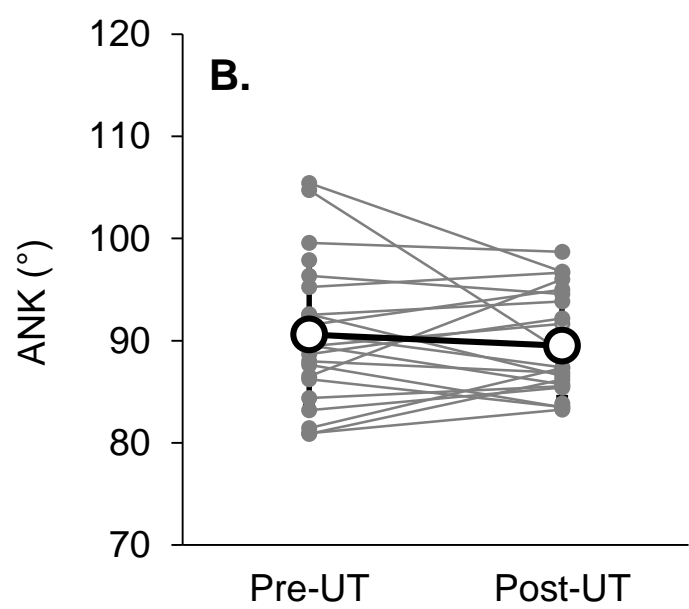
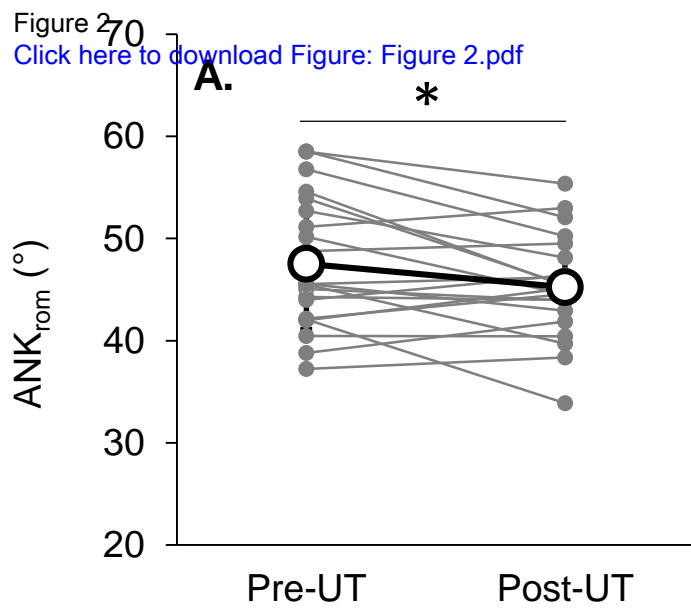
547 **Table 4.** Mean \pm SD for neuromuscular variables at Knee Extensors and Plantar Flexors.
 548 Significant changes between Pre-UT and Post-UT are denoted by * ($p < 0.05$), ** ($p < 0.01$)
 549 and *** ($p < 0.0001$).

	Pre-UT	Post-UT
Knee Extensors		
MVC (N)	507 \pm 142	327 \pm 125***
Db100 (N)	234.0 \pm 50.4	213.0 \pm 52.5*
TwPot (N)	140.0 \pm 29.6	124.0 \pm 30.5**
10:100 (%)	96.6 \pm 10.7	89.9 \pm 15.5
VA (%)	92.6 \pm 5.6	74.9 \pm 12.7***
Plantar Flexors		
MVC (Nm)	156 \pm 38	112 \pm 33***
Db100 (Nm)	44.8 \pm 8.3	40.3 \pm 8.2*
TwPot (Nm)	29.7 \pm 6.1	24.6 \pm 5.1**
10:100 (%)	101.0 \pm 4.7	95.7 \pm 5.3**
VA (%)	97.8 \pm 3.4	87.4 \pm 13.5**

550

Figure 1
[Click here to download Figure: Figure 1.pdf](#)





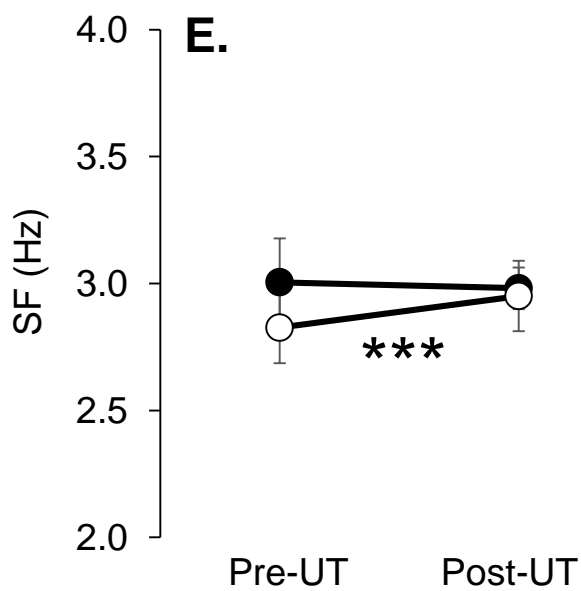
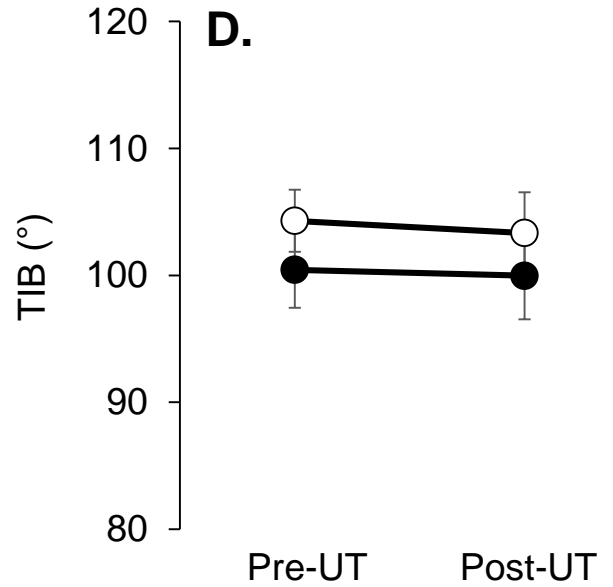
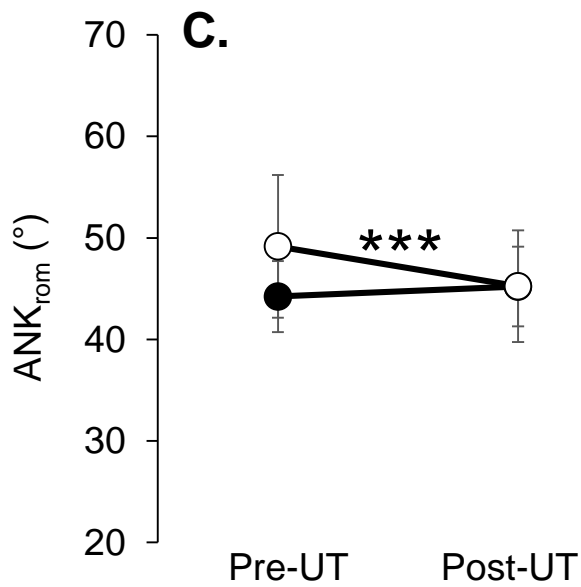
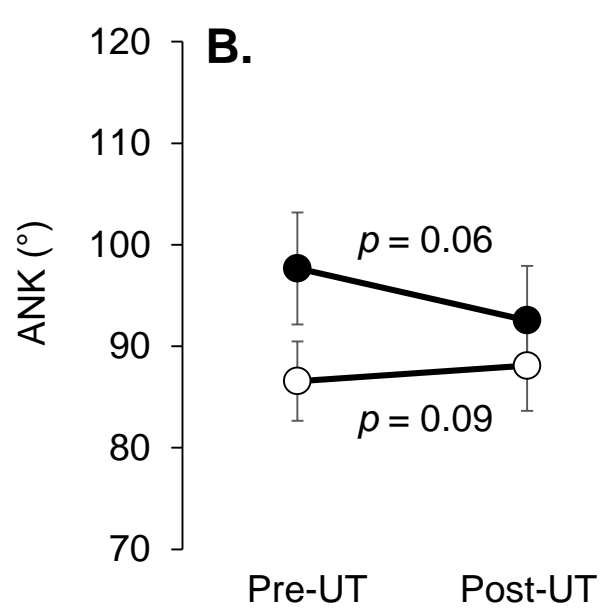
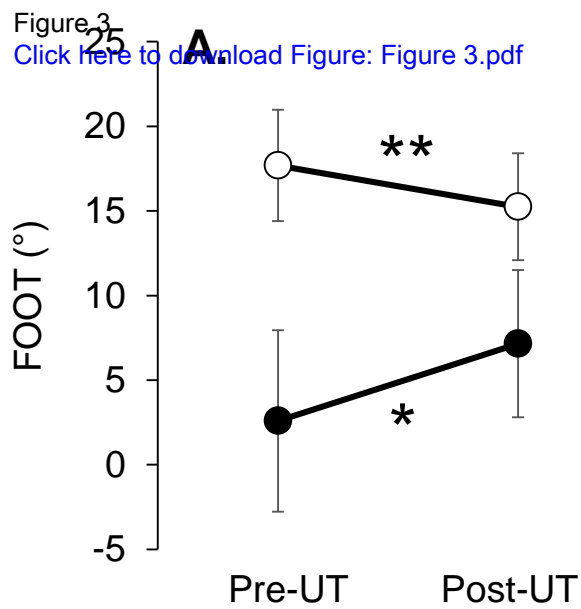
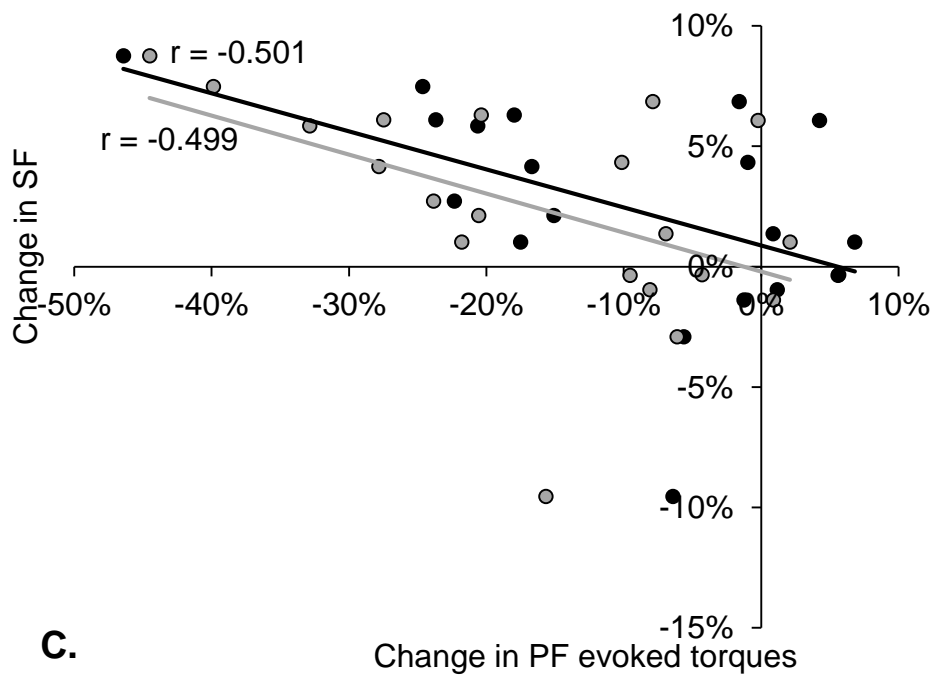
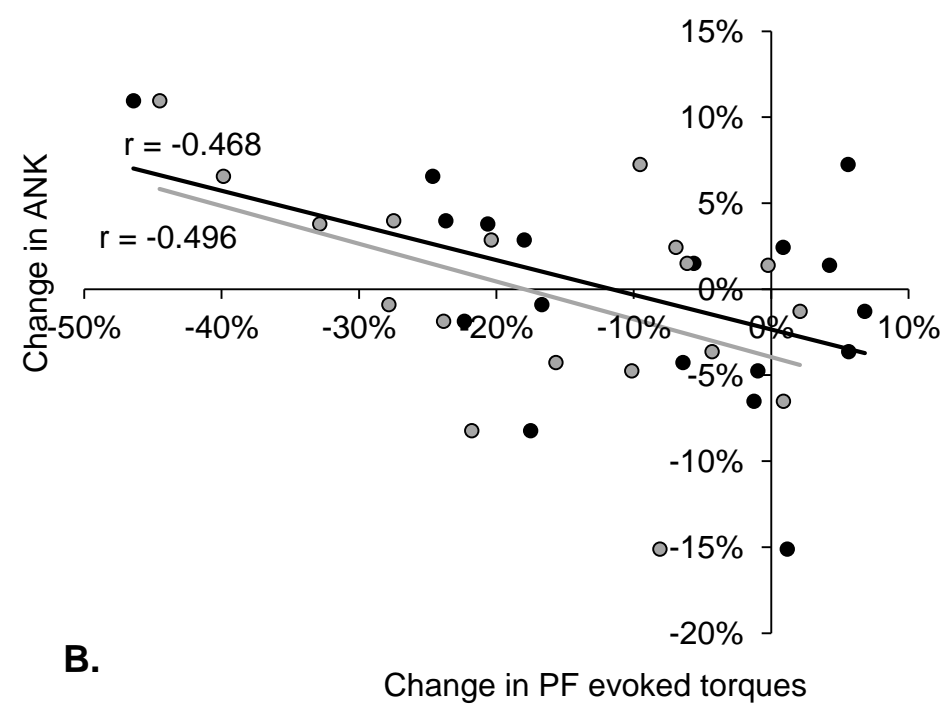
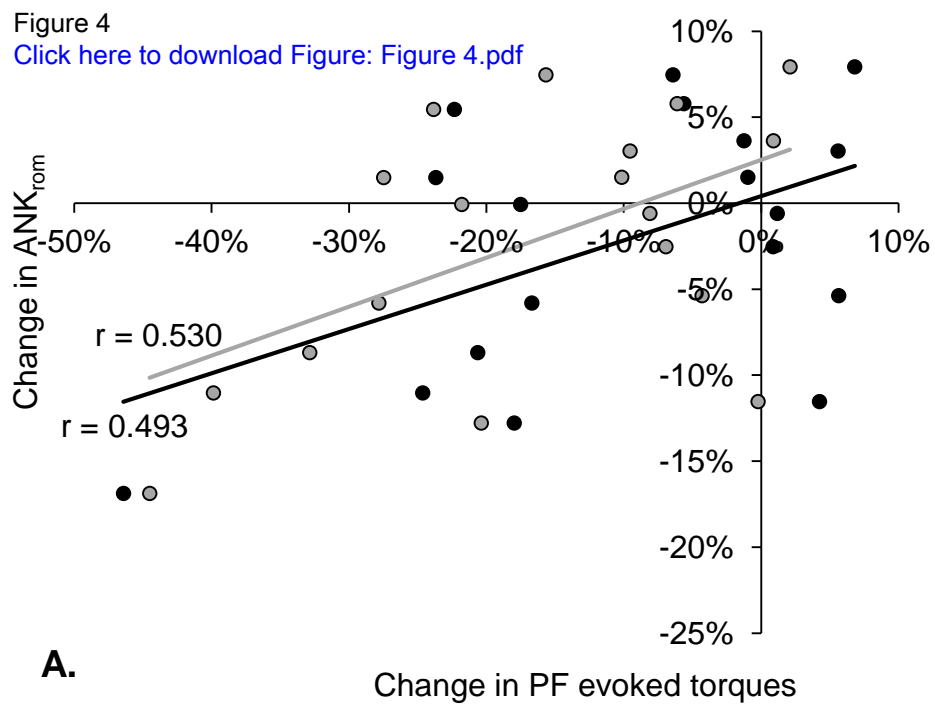
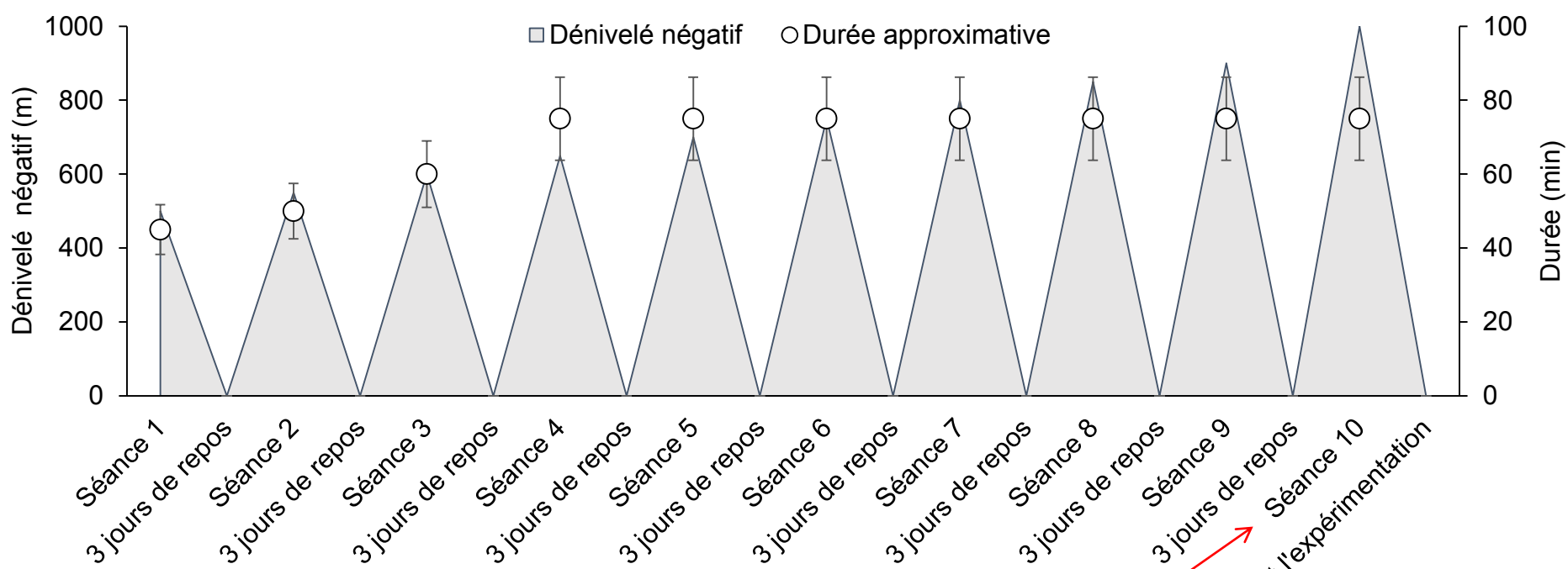


Figure 4
[Click here to download Figure: Figure 4.pdf](#)



ANNEXE 7

PROGRAMME D'ENTRAINEMENT SPECIFIQUE A LA COURSE EN DESCENTE EN
VUE DE L'ETUDE N°4



Si douleurs ou fatigue anormales avant la dernière séance, **ne pas la faire et prendre 2 semaines de repos** (sans séances "descente") avant l'expérimentation.

10 jours de repos avant l'expérimentation

RECOMMANDATIONS

Le plan d'entraînement prévoit 3 jours de repos entre les séances afin d'effectuer chaque séance sur des muscles reposés. Pour éviter les blessures, **n'hésitez pas à retarder une séance si vous ressentez encore de fortes douleurs.**

Comme vous le savez, la course en descente est **extrêmement traumatisante**. Il est donc très important de ne faire aucune sortie « violente » tant que vous ressentez des douleurs et d'observer **dans tous les cas 3 jours de repos** (sous-entendu sans séance « descente »). Bien évidemment, il est compliqué de vous interdire toute activité pendant 3 jours. Mais privilégiez des activités « sans impact » pendant les jours de repos (vélo, skis à roulettes, etc.).



ANNEXE 8

Giandolini *et al.* (sous presse, Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports)

**ACUTE AND DELAYED PERIPHERAL AND CENTRAL NEUROMUSCULAR
ALTERATIONS INDUCED BY A SHORT AND INTENSE DOWNHILL TRAIL RUN**

Acute and delayed peripheral and central neuromuscular alterations induced by a short and intense downhill trail run

M. Giandolini^{1,2}, N. Horvais², J. Rossi¹, G. Y. Millet³, J.-B. Morin⁴, P. Samozino¹

¹Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University Savoie Mont-Blanc, Le Bourget-du-Lac, France, ²Amer Sports Footwear Laboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, Salomon SAS, Annecy, France, ³Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada, ⁴Laboratory of Human Motricity, Education Sport and Health, University of Nice Sophia Antipolis, Nice, France

Corresponding author: Marlène Giandolini, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338), Université Savoie Mont Blanc, UFR CISM – Technolac, 73376, Le Bourget-du-Lac, France. Tel: +33 477 120733, Fax: +33 477 127 229, Email: marlene.giandolini@salomon.com

Accepted for publication 16 September 2015

Downhill sections are highly strenuous likely contributing to the development of neuromuscular fatigue in trail running. Our purpose was to investigate the consequences of an intense downhill trail run (DTR) on peripheral and central neuromuscular fatigue at knee extensors (KE) and plantar flexors (PF). Twenty-three runners performed a 6.5-km DTR (1264-m altitude drop) as fast as possible. The electromyographic activity of vastus lateralis (VL) and gastrocnemius lateralis (GL) was continuously recorded. Neuromuscular functions were assessed Pre-, Post-, and 2-day Post-DTR (Post2d). Maximal voluntary torques decreased Post (~ -19% for KE, ~ -25% for PF) and Post2d (~ -9% for KE, ~ -10%

for PF). Both central and peripheral dysfunctions were observed. Decreased KE and PF voluntary activation (VA), evoked forces, VL M-wave amplitude, and KE low-frequency fatigue were observed at Post. Changes in VL M-wave amplitude were negatively correlated to VL activity during DTR. Changes in PF twitch force and VA were negatively correlated to GL activity during DTR. The acute KE VA deficit was about a third of that reported after ultramarathons, although peripheral alterations were similar. The prolonged force loss seems to be mainly associated to VA deficit likely induced by the delayed inflammatory response to DTR-induced ultrastructural muscle damage.

Competitive trail running includes races of 20–335 km with important positive and negative elevations (typically 1000–24 000 m), encompassing long uphill and downhill sections and causing substantial physiological and mechanical stress. This type of running causes alterations in neuromuscular function at different levels of the motor pathway from the motor cortex to the skeletal muscles, involving both the central and peripheral components of fatigue (Millet et al., 2011a). Substantial fatigue of the knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) has been reported after short (Millet et al., 2003) to extreme (Millet et al., 2002, 2011b; Saugy et al., 2013; Temesi et al., 2014) endurance running exercises. Muscle fatigue has been described as an exercise-induced reduction in maximal voluntary muscle force (Gandevia, 2001). The origin of this fatigue has been found to be both central (reduction of maximal neural drive to the muscles) and peripheral (changes at or beyond the neuromuscular junction) (Gandevia, 2001). It sometimes (Millet et al., 2011b; Saugy et al., 2013) but not always (Martin et al., 2010) encompasses low-frequency fatigue (LFF) (Place et al., 2010) that is related to an excitation–contraction coupling failure.

Although uphill running requires high-energy expenditure, downhill running is considered as highly strenuous for the musculo-skeletal structures (Malm et al., 2004). Fundamentally, it was shown that negative work, i.e., eccentric contractions, required a considerable lower oxygen consumption than positive work, i.e., concentric contractions (Abbott et al., 1952). In running, the metabolic cost decreased in downhill gradients (Minetti et al., 1994, 2002; Abe et al., 2011; Lussiana et al., 2013) until an ~ -10% optimum gradient for minimizing the metabolic cost (Minetti et al., 1994, 2002). Although during uphill running only positive energy generation is needed to raise the center of mass, in downhill running, albeit positive work is necessary at shallow slopes, energy dissipation is largely prevalent compared with energy generation (Snyder & Farley, 2011; Snyder et al., 2012). For instance, Minetti et al. (1994) calculated that, at a same speed, the relative part of negative work was ~25% during uphill running at a 15% slope, whereas it was ~75% during downhill running at a -15% slope. Large increases in parallel braking force were also reported (Gottschall & Kram, 2005). Interestingly, it has recently been observed that ultramarathon-induced fatigue

deteriorated the energy cost during a subsequent downhill running bout (Vernillo et al., 2015).

An eccentric contraction is typically defined as the muscle performing an active stretch. As a consequence of the intense mechanical strain, myofibrillar damage such as disorganization or even disruption of sarcomeres were observed immediately after eccentric exercises (Hortobagyi et al., 1998; Feasson et al., 2002) as well as slight increased blood lactate concentration (Hortobagyi et al., 1998; Feasson et al., 2002) and K^+ extracellular concentration (Piitulainen et al., 2008, 2010; Nicol & Komi, 2010). As described by Peake et al. (2005), the disruption of sarcomeres during eccentric contractions induces an increase in the intracellular Ca^{2+} concentration activating the phagocytosis process related to muscle degradation and repair. Basically, neutrophils invade the damaged skeletal muscle up to 24 h after the exercise, and then macrophages from 24 h to 14 days after the exercise. The acute and delayed effects of eccentric exercises on neuromuscular functions and muscle fiber damage have been largely investigated (Paulsen et al., 2012).

Declines in maximal voluntary torque were reported immediately after eccentric exercises (Eston et al., 1995; Feasson et al., 2002; Malm et al., 2004; Martin et al., 2004a, 2005; Peake et al., 2005; Piitulainen et al., 2010). Some mechanisms have been suggested to be responsible for the acute loss in voluntary force: a deficit in voluntary activation (VA; Bulbulian & Bowles, 1992; Avela et al., 2001; Loscher & Nordlund, 2002; Martin et al., 2004a, 2005), a decrease in sarcolemmal excitability (Piitulainen et al., 2008, 2010; Nicol & Komi, 2010), an excitation–contraction failure (Martin et al., 2004a, 2005; Nicol & Komi, 2010), and damage at the cytoskeletal of muscle fibers (Morgan, 1990; Hortobagyi et al., 1998; Feasson et al., 2002; Nicol & Komi, 2010). Failures in some steps of the excitation–contraction coupling may play a major role in the acute force loss after fatiguing tasks.

Within the 2 days following eccentric exercises, maximal voluntary torque is progressively recovered, albeit most often still lower than before the exercise (Eston et al., 1995; Feasson et al., 2002; Malm et al., 2004; Martin et al., 2004a, 2005; Peake et al., 2005; Piitulainen et al., 2008, 2010). Basically, it has been shown that the recovery is faster after concentric exercises than after eccentric exercises (Linnamo et al., 2000). The mechanisms responsible for the persistent loss of force are different from those implicated immediately after the eccentric exercises. Central fatigue as well as excitation–contraction failure might not be implicated in the delayed loss of force. Indeed, the level of VA was back to normal and there was no presence of LFF 2 days after a one-legged downhill run (Martin et al., 2004a). Similarly, it was suggested that disturbance in sarcolemmal excitability is not a major factor explaining the prolonged loss of force after eccentric exercises

(Piitulainen et al., 2008). However, the role of muscle damage in the prolonged loss of force likely could become predominant within the few days following eccentric exercises as a consequence of the pro-inflammatory response characterized by the presence in the blood of indicators of muscle damage (e.g., creatine kinase, muscular protein metabolites, lactate dehydrogenase) (Peake et al., 2005; Philippou et al., 2009; Nicol & Komi, 2010). This local inflammatory process would be signaled at central levels via metabosensitive and mechanosensitive III/IV afferents in order to establish neural adjustments (Regueme et al., 2005). However, the exact influence (i.e., excitatory vs inhibitory) of these afferents on delayed neural adjustments (i.e., compensatory vs protective) remains unclear as it seems to be task and muscle group dependent (Regueme et al., 2005; Morio et al., 2012). Meanwhile, the delayed onset muscle soreness that peaks at 24–48 h after eccentric exercises (Eston et al., 1995; Enoka, 1996; Martin et al., 2004a; Piitulainen et al., 2008; Philippou et al., 2009) may also be partly responsible for the delayed force loss.

To our knowledge, no study has ever investigated neuromuscular fatigue following an intense downhill run in the field in conditions comparable with that of a competition. Because factors such as slope or surface can change running biomechanics and muscle activity in trail running compared with a laboratory setup, it is worth examining neuromuscular fatigue after a downhill trail run (DTR) performed in field conditions. The purposes of the present study were (a) to quantify and characterize the neuromuscular dysfunctions induced by a short and intense DTR at both KE and PF, and (b) to determine whether the severity of the neuromuscular fatigue, including LFF, was related to the intensity of KE and PF muscle activity during the DTR. We hypothesized that the DTR would induce severe peripheral alterations, especially immediately after the DTR, including an impairment of the excitation–contraction coupling, which would be characterized by the presence of LFF, but a moderate central fatigue. We also hypothesized that the severity of neuromuscular dysfunctions at KE and PF would be positively correlated to vastus lateralis (VL) and gastrocnemius lateralis (GL) activity, respectively.

Methods

Participants

Twenty-three males, all experienced trail runners (age: 39 ± 11 years, height: 176 ± 6 cm, weight: 71.5 ± 9.6 kg, weekly running volume: 4.8 ± 2.4 h) were recruited and gave their written informed consent to participate in this study, which was approved by the local ethics committee and conducted in agreement with the Declaration of Helsinki. Inclusion criteria were to have completed at least one official trail running race of at least 45 km and sustained no injury in the 6 months preceding the experiment. During the run, all subjects wore the same shoe model (Salomon S-Lab Sense 3 SoftGround, Salomon SAS, Annecy, France, mass = 230 g, heel height = 13 mm, heel-to-toe insole drop = 4 mm). To ensure that all subjects were prepared in a similar way to perform

the DTR, they were given a specific training plan for downhill running in the 3 months preceding the experiment. This program comprised 10 increasingly demanding training sessions and included a total of over 7000 m of downhill running.

Experimental design

The experiment took place over two sessions. During the first session, subjects performed the Pre neuromuscular tests, then were driven up to the start of the run and they were asked to complete the run as fast as possible. Each was equipped for the electromyography (EMG) measurements that were recorded continuously during the entire run. Approximately 30 min after the completion of the run, they performed the Post neuromuscular tests. Although it is worth mentioning that the 30-min delay between the end of the DTR and Post measurements may lead to underestimate the severity of neuromuscular alterations, no major changes were observed between the evaluation of peripheral fatigue immediately after and 30 min after a downhill run (Martin et al., 2004b). These measure-

ments were used to assess the exercise-induced peripheral and central fatigue. The actual run comprised a 6.5-km long downhill section, mostly on forest trails, with an altitude drop of 1264 m and an average slope of $16.8\% \pm 5.6\%$. It was preceded by a 1.2-km level section on a trail and followed by a 0.8-km level section on a concrete cycling track (Fig. 1(a)). Subjects were driven up to the start of the run and arrived right in front of the laboratory. During the second visit, after a 10-min warm-up consisting in submaximal isometric contractions, subjects performed 2-day post neuromuscular tests (Post2d, 45.0 ± 2.7 h after the end of the DTR) to evaluate the delayed effects of the DTR. Subjects were asked to perform no physical activity and use no medication or compression garments in-between Post and Post2d.

Neuromuscular function

The neuromuscular function was tested for both KE and PF in the same way Pre, Post, and Post2d. All the neuromuscular measurements were performed on the subject's right leg. Neuromuscular

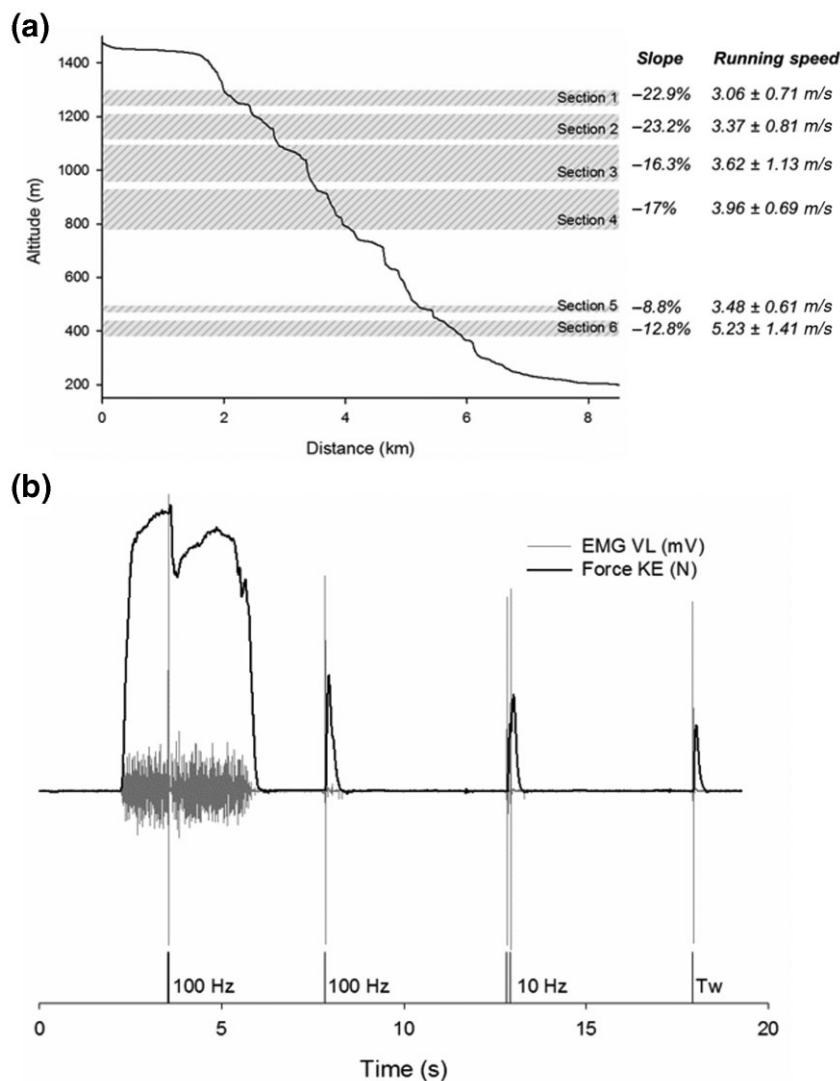


Fig. 1. Description of the downhill run and neuromuscular testing procedure. Panel (a) description of the downhill run and the six sections used for data analysis. Panel (b) evaluation of neuromuscular function, typical force (black line), and electromyography (EMG; gray line) signals during voluntary and electrically evoked contractions for knee extensors. The black vertical lines represent the timing of stimuli delivery (superimposed high-frequency doublet, potentiated high-frequency doublet, potentiated low-frequency doublet, and potentiated single twitch).

fatigue evaluation consisted in determining the global impairment of force capabilities, and the associated central and peripheral alterations. The procedure was conducted as in Millet et al. (2011b). Before starting the neuromuscular function evaluation, the optimal stimulation intensity was determined from the maximal twitch torque measurement by delivering successive single electrical stimuli on relaxed muscles on the femoral (for KE) and tibial (for PF) nerves. The stimulating intensity used during the tests was 130% of optimal intensity to ascertain full spatial recruitment. For KE, the optimal stimulation intensities were 65.3 ± 31.4 , 63.9 ± 33.3 , and 63.4 ± 30.2 mA at Pre, Post, and Post2d, respectively. For PF, the optimal stimulation intensities were 63.7 ± 35.2 , 68.9 ± 41.6 , and 65.7 ± 33.7 mA at Pre, Post, and Post2d, respectively. Global fatigue was assessed from two isometric maximal voluntary contractions (MVC) of KE and PF. To detect central fatigue, KE and PF VA levels were determined using a high-frequency (100 Hz) doublet superimposed on MVC. To identify peripheral fatigue, evoked stimulations were delivered to the relaxed muscles in a potentiated state. The overall series presented in Fig. 1(b) was repeated twice for both muscle groups.

Voluntary contractions

During all MVCs, the subjects were strongly encouraged. For the KE testing, they were seated in a Cybex II frame (Ronkonkoma, New York, USA). The subjects' ankle was strapped by Velcro to the strain gauge (SBB 200 Kg, Tempo Technologies, Taipei, Taiwan) located slightly above the malleoli with a 90° flexed knee. The subjects were restrained with a rally car harness to avoid lateral and frontal displacements and were instructed to grip the harness during the test to standardize arm placement. They were then asked to perform maximal knee extensions or to be as relaxed as possible during the peripheral fatigue measurements. For the PF testing, the subjects were seated in another Cybex II frame with the foot placed on an instrumented pedal in a 0° dorsiflexion position (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes Sous Bois, France) and the forefoot and instep strapped to limit heel lift. With arms crossed on their chests, the subjects were asked to perform a plantar flexion movement.

Electrical stimulations

Electrical stimulations were applied to the femoral and posterior tibial nerves via a self-adhesive electrode cathode (10 mm in diameter, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France) pressed manually by an experimenter into either the femoral triangle (for KE) or the popliteal fossa (for PF). The self-adhesive anode (10 × 5 cm, Medicomplex SA, Ecublens, Switzerland) was located either in the gluteal fold (for KE) or on the patella (for PF). A constant current stimulator (Digitimer DS7A, Hertfordshire, UK) delivered a square wave stimulus of 1000-μs duration and 400-V maximal voltage.

Electromyographic recordings

During the neuromuscular tests, bipolar silver chloride surface electrodes (the same as the stimulating electrodes) were used to record the EMG signals from the right VL and soleus (SOL) muscles. After preparing the skin to obtain low impedance ($Z < 10 \text{ k}\Omega$), the electrodes were taped over the muscle belly with a 25-mm inter-electrode distance following SENIAM recommendations. The position of the electrodes was marked on the skin to ensure identical placement for the Pre, Post, and Post2d measurements. Reference electrodes were placed on the patella (for KE)

and the lateral malleolus (for PF). EMG data were recorded using the PowerLab system (16/30 – ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australia) with a 2000-Hz sampling frequency and amplified with an octal bio-amplifier (Octal Bioamp, ML138, ADInstruments) with a bandwidth frequency from 5 to 500 Hz (input impedance = 200 MΩ, common mode rejection ratio = 85 dB, gain = 1000). All force and EMG data were transmitted to a PC and analyzed using LabChart 7 software (ADInstruments).

Data analysis

Global fatigue was assessed by measuring the best peak MVC torque over a 0.5-s period. The indices of peripheral fatigue evaluation were EMG (M-wave peak-to-peak amplitude) and mechanical responses to single stimulations (peak twitch, T_w), potentiated high-frequency doublet (Db100), and ratio of paired stimulation peak forces at 10 Hz over 100 Hz (10:100). Values are the average from the two series of tests for both KE and PF.

Central fatigue was evaluated by measuring VA. This parameter was calculated from the maximal force attained during the MVC (F_{\max}), the force just before the superimposed doublet (F_{before}), the peak force following the superimposed doublet ($\text{Db100}_{\text{sup}}$), and Db100 as follows:

$$VA = \left[1 - \frac{(\text{Db100}_{\text{sup}} - F_{\text{before}}) \times (F_{\text{before}} / F_{\max})}{\text{Db100}} \right] \times 100 \quad [1]$$

This equation was preferred to that used by Strojnik and Komi (1998) as the superimposed doublet was not always applied within the force plateau (Strojnik & Komi, 1998).

Perceived pain

The subjects evaluated the sensation of pain in their quadriceps, hamstrings, calves, and dorsiflexor muscles Post and Post2d in a standing position just before neuromuscular tests using a 10-cm visual analog scale, from “no pain” to “extremely sore.”

Continuous EMG measurements

EMG activity of the VL and GL was continuously recorded over the entire run. It should be noted that due to battery problems with the EMG system, in-run EMG data were only available from 15 of the 23 subjects.

Materials and recordings

The subjects were equipped with two SX-230 EMG sensors (mass = 5 g, electrode distance = 20 mm, bandwidth frequency = 20–460 Hz, input impedance >10 000 GΩ, gain = 1000) and a R506 reference electrode connected to a wireless DataLOG MWX8 system (Biometrics Ltd., Newport, UK; mass = 125 g). EMG data were recorded on a micro-SD card at 1000 Hz. After preparing the subject's skin, sensors were fixed with T350 double-sided adhesive tape (Biometrics Ltd.) on the left VL and GL muscle belly following SENIAM recommendations. The sensors' cables were strapped onto the leg to limit noise. For both muscles, three 5-s MVCs were performed before the downhill run using SENIAM-recommended positions (Hermens et al., 2000).

Data analysis

EMG data during the run were analyzed over six pre-selected sections, as presented in Fig. 1(a), using altitude reconstructed from atmospheric pressure data obtained by a sensor (sample

frequency = 12 Hz) placed onto the runner's left instep (Hikob, Villeurbanne, France). The running surface over the analyzed sections was either soil trails (sections 1–4), asphalted road (section 5), or stony forest track (section 6). These sections were chosen because their surfaces were not too rough and there was no hindrance, thus allowing subjects to run with quite stable running speeds. Over each section and for the two muscles, root mean square signals (RMS) were calculated from over the raw EMG signals using 0.05-s time windows. Average RMS was assessed within the RMS signal for each muscle over each section. RMS values were normalized to maximal EMG (RMS_{max}) obtained using 0.25-s time windows during specific MVC tasks for each muscle, and were then expressed as a percentage of RMS_{max} . For each subject, means \pm standard deviation were calculated within each section and then averaged over the six sections.

Statistics

Percent changes from Pre to Post and Post2d were calculated for all neuromuscular variables, along with corresponding 95% confidence intervals of the mean (95% CI). The effect sizes were quantified using the Cohen's *d* (small effect size: $0.2 \leq d < 0.5$, medium effect size: $0.5 \leq d < 0.8$, large effect size: $0.8 \leq d$) for the relative changes in neuromuscular variables as well as the absolute changes in perceived pain. After checking normality (Shapiro–Wilk test) and variance homogeneity (Fisher *F*-test), the downhill-induced effect was tested using repeated measures or ranks one-way analyses of variance for neuromuscular data and perceived pain at Pre, Post, and Post2d with Newman–Keuls post hoc tests. Correlations between percent changes in KE and PF torques and other respective KE and PF neuromuscular indices of peripheral and central fatigue were tested using Bravais–Pearson tests, as correlations between percent changes in neuromuscular indices of fatigue and performance (i.e., time to complete the downhill run) or perceived pain. To test the effect of muscle activity on the severity of neuromuscular fatigue, Bravais–Pearson correlations were computed between relative

changes of KE and PF neuromuscular variables at Post and Post2d, and RMS values of VL and GL, respectively. The level of significance was set at $P < 0.05$.

Results

Neuromuscular alterations

The running time was 34 ± 6 min. None of the indices of fatigue was correlated to running time. The percent changes for neuromuscular variables are presented in Table 1. The downhill run induced a significant decrease in KE MVC at Post [(95% CI: -14.7 to -22.5%), $d = 1.09$, $P < 0.0001$] and Post2d [(-4.21 to -12.8%), $d = 0.52$, $P < 0.0001$, Fig. 2]. PF MVC was also largely decreased at Post [(-20.0 to -30.9%), $d = 1.23$, $P < 0.0001$] and Post2d [(-6.1 to -14.0%), $d = 0.53$, $P < 0.0001$] (Table 1 and Fig. 2). At Post, all markers of KE peripheral fatigue were significantly decreased (Table 1 and Fig. 3). KE Tw was reduced [(-38.4 to -47.4%), $d = 2.88$, $P = 0.0001$], as was VL M-wave peak-to-peak amplitude [(-11.1 to -21.1%), $d = 0.36$, $P = 0.0007$], KE Db100 [(-21.7 to -32.0%), $d = 1.94$, $P < 0.0001$], and KE 10:100 ratio [(-29.2 to -41.0%), $d = 3.47$, $P < 0.0001$]. PF 10:100 ratio [(-5.35 to -9.35%), $d = 0.29$, $P = 0.124$] and SOL M-wave peak-to-peak amplitude [(1.72 to -18.82%), $d = 0.24$, $P = 0.151$] were not significantly altered after the run while exhibiting small effect sizes at Post. PF Tw [(-25.0 to -32.1%), $d = 0.87$, $P < 0.0001$] and Db100 [(-18.1 to -25.0%), $d = 0.67$, $P < 0.0001$] were significantly decreased. No significant changes for peripheral indices of fatigue were observed for any recorded muscles

Table 1. Relative changes of neuromuscular variables from Pre to Post and from Pre to Post2d during knee extension and plantar flexion

Percent changes from Pre	Post		Post2d	
		Effect size		Effect size
Knee extension				
MVC	$-18.6 \pm 9.5^{***}$	Large	$-8.5 \pm 10.6^{***}$	Medium
VA	$-6.95 \pm 7.43^{**}$	Large	-2.04 ± 8.57	Small
VL M-wave	$-16.1 \pm 12.2^{**}$	Small	-8.0 ± 16.8	–
Tw	$-42.9 \pm 11.0^{***}$	Large	3.3 ± 13.7	–
Db100	$-26.9 \pm 12.7^{***}$	Large	-2.0 ± 12.4	–
10:100	$-35.1 \pm 14.5^{***}$	Large	-4.3 ± 17.6	Small
Plantar flexion				
MVC	$-25.4 \pm 13.4^{***}$	Large	$-10.0 \pm 9.7^{***}$	Medium
VA	$-7.88 \pm 6.51^{***}$	Large	$-3.80 \pm 6.16^*$	Medium
SOL M-wave	-8.6 ± 25.1	Small	4.1 ± 32.7	–
Tw	$-28.5 \pm 8.7^{***}$	Large	-1.0 ± 11.6	–
Db100	$-21.6 \pm 8.5^{***}$	Medium	-3.3 ± 11.3	–
10:100	-7.45 ± 5.15	Small	0.36 ± 5.80	–

Maximal voluntary contractions (MVC) describes global fatigue. Voluntary activation (VA) describes central fatigue. Vastus lateralis (VL) and soleus (SOL) M-wave peak-to-peak amplitude (M-wave), twitch (Tw) and high-frequency doublet (Db100) torques, and low- to high-frequency ratio (10:100) describe peripheral fatigue. Significant changes between Pre and Post or between Pre and Post2d were denoted by * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, or *** $P < 0.0001$. Small, medium and large refer to Cohen's *d* effect sizes.

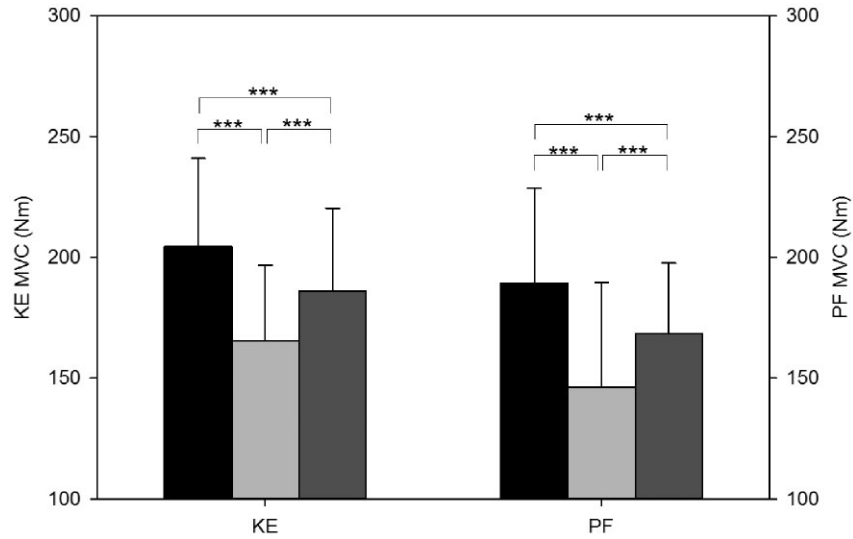


Fig. 2. Maximal voluntary contraction force at Pre (black bars), Post (gray bars), and Post2d (dark gray bars) for knee extensors and plantar flexors. Significant changes between Pre and Post or between Pre and Post2d were denoted by * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, or *** $P < 0.001$.

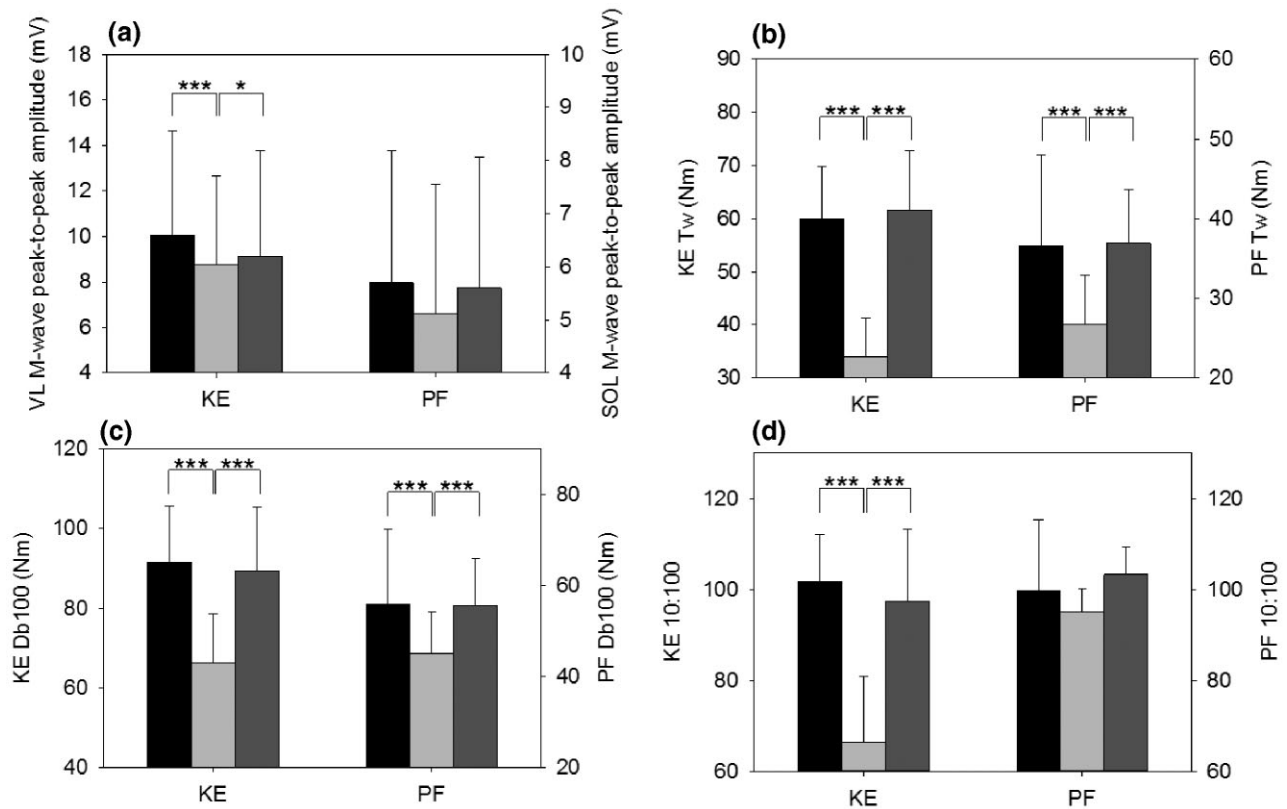


Fig. 3. Values of peripheral indices of fatigue [panel (a) M-wave peak-to-peak amplitude, panel (b) twitch force, panel (c) high-frequency doublet force, panel (d) 10:100 ratio] at Pre (black bars), Post (gray bars), and Post2d (dark gray bars) for knee extensors and plantar flexors. Significant changes between Pre and Post or between Pre and Post2d were denoted by * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, or *** $P < 0.001$.

between Pre and Post2d. However, a small effect size on KE 10:100 ratio at Post2d was observed [(2.86 to -11.5%), $d = 0.49$, $P = 0.162$]. At Post, KE VA was significantly decreased [(-3.9 to -10.0%), $d = 1.05$, $P = 0.001$] as was PF VA [(-5.2 to -10.6%), $d = 1.32$,

$P < 0.0001$] (Table 1 and Fig. 4). At Post2d, KE VA was not significantly changed but a small effect size was noticed [(1.46 to -5.54%), $d = 0.37$, $P = 0.145$]. A significant decrease of PF VA was observed at Post2d [(-1.3 to -6.3%), $d = 0.64$, $P = 0.017$].

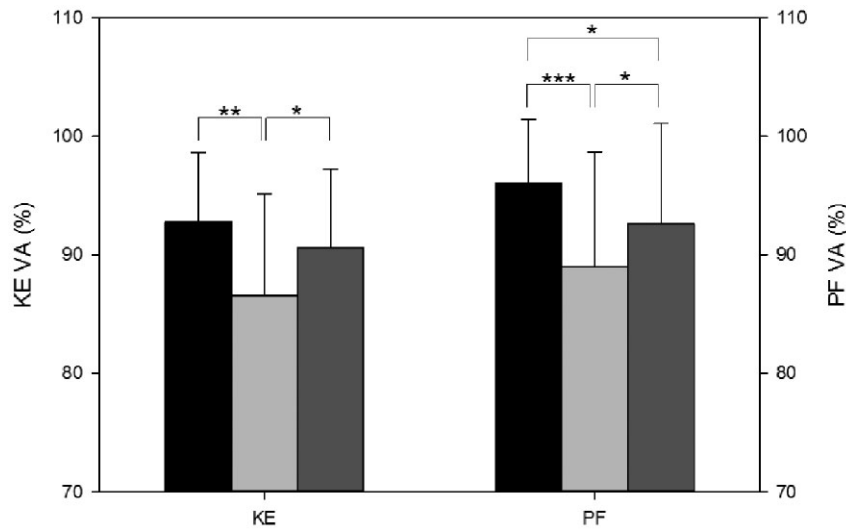


Fig. 4. Percentage of voluntary activation at Pre (black bars), Post (gray bars), and Post2d (dark gray bars) for knee extensors and plantar flexors. Significant changes between Pre and Post, Pre and Post2d, or Post and Post2d were denoted by * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, or *** $P < 0.001$.

A strong positive correlation was found between the percent change in KE MVC at Post and the percent change in KE MVC at Post2d ($R = 0.81$, $P < 0.0001$). The percent change in KE MVC at Post was significantly correlated to percent changes in Post KE VA ($R = 0.44$, $P = 0.046$), Post KE Tw ($R = 0.45$, $P = 0.042$), Post KE Db100 ($R = 0.50$, $P = 0.021$), as well as correlated to the percent change in Post2d KE VA ($R = 0.54$, $P = 0.013$) (Fig. 5(a)). The percent change in KE MVC at Post2d was significantly correlated to percent changes in Post KE Db100 ($R = 0.47$, $P = 0.033$) and Post2d KE VA ($R = 0.53$, $P = 0.013$, Fig. 5(b)). Percent changes in PF MVC at Post and Post2d were positively correlated ($R = 0.61$, $P = 0.002$). The percent change in PF MVC at Post was significantly correlated to percent changes in Post PF VA ($R = 0.53$, $P = 0.014$), Post PF Tw ($R = 0.57$, $P = 0.009$), and Post PF Db100 ($R = 0.57$, $P = 0.009$) (Fig. 5(c)). The percent change in PF MVC at Post2d was significantly correlated to percent changes in Post PF Tw and Db100 ($R = 0.66$, $P = 0.001$, and $R = 0.67$, $P = 0.001$, respectively) (Fig. 5(d)).

Muscle activity

Over the six sections, RMS was $28.2\% \pm 14.5\%$ of RMS_{max} , respectively, for VL, and $28.1\% \pm 12.0\%$ for GL. Average VL RMS was correlated to changes in Post VL M-wave ($R = -0.584$, $P = 0.036$), and to changes in Post2d VL M-wave ($R = -0.63$, $P = 0.016$) (Fig. 6(a)). A significant correlation was found between GL RMS and the relative change in PF MVC at Post ($R = -0.60$, $P = 0.022$). GL RMS was correlated to relative changes in Post PF Tw ($R = -0.61$, $P = 0.02$) and in Post2d PF VA ($R = -0.55$, $P = 0.04$) (Fig. 6(b)).

Perceived pain

At both Post and Post2d, perceived pain significantly increased compared with Pre at quadriceps (Post: 2.82 ± 2.45 ; Post2d: 6.06 ± 2.32), hamstrings (Post: 2.11 ± 2.26 ; Post2d: 3.24 ± 2.76), calves (Post: 4.80 ± 2.37 ; Post2d: 6.93 ± 2.58), and foot dorsiflexor muscles (Post: 1.72 ± 1.99 ; Post2d: 1.80 ± 2.35) ($P < 0.001$, large effect sizes). Perceived pain was higher in Post2d compared with Post at quadriceps ($P = 0.0001$), hamstrings ($P = 0.03$), and calves ($P = 0.0002$). The high pain levels perceived in the calves at Post was associated with large decrements in PF VA at Post2d ($R = 0.46$, $P < 0.05$). Conversely, negative correlations were found between perceived pain in the quadriceps at Post2d and decreases in KE MVC at Post ($R = -0.43$, $P < 0.05$), KE Tw at Post ($R = -0.75$, $P < 0.0001$), KE Db100 at Post ($R = -0.60$, $P < 0.01$), KE Tw at Post2d ($R = -0.68$, $P < 0.0001$), and KE Db100 at Post2d ($R = -0.51$, $P < 0.05$). For KE, the more important the peripheral dysfunctions immediately after the DTR, the more severe the delayed muscle soreness. Also, the runners' perception of pain for KE at Post2d was closely correlated to the respective peripheral alterations.

Discussion

The purposes of this study were to investigate the consequences of a relatively short (~35 min) but intense DTR on KE and PF neuromuscular function and determine whether the severity of neuromuscular fatigue was related to muscle activity during the DTR. The main results are that (a) high KE and PF maximal voluntary torque losses existed after the run (from ~19% to 25%) and persisted for 2 days; (b) the DTR-induced acute

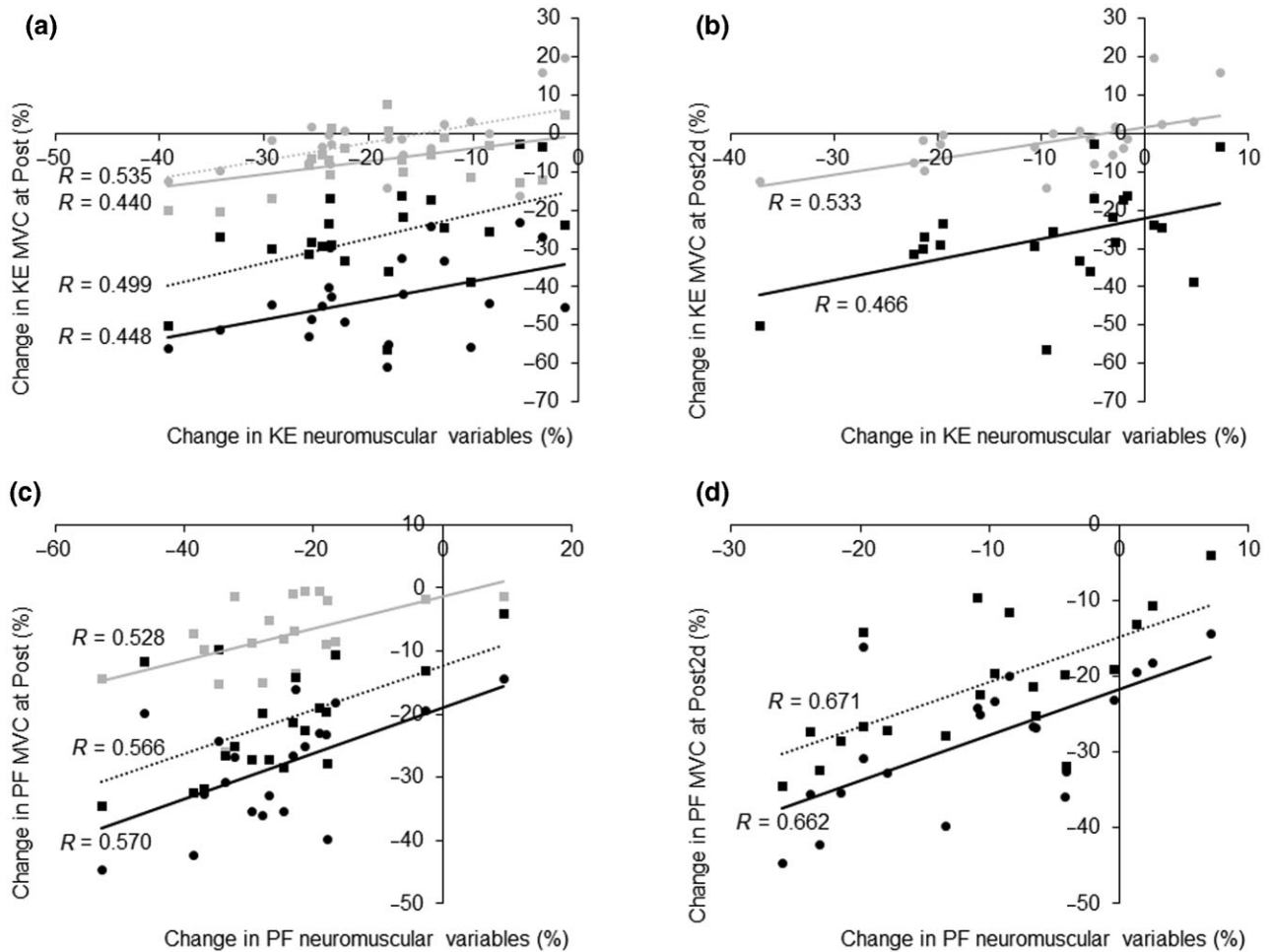


Fig. 5. Correlations between percent changes in maximal voluntary contraction (MVC) torques and neuromuscular indices of peripheral and central alterations. Panel (a) correlations between the percent change in knee extensors (KE) MVC at Post and percent changes in Post KE peak twitch (Tw; black circles and full black regression line), Post KE Db100 (black squares and dashed black regression line), Post KE voluntary activation (VA; gray squares and full gray regression line), and Post2d KE VA (gray circles and dashed gray regression line). Panel (b) correlations between the percent change in KE MVC at Post2d and percent changes in Post KE Db100 (black squares and dashed black regression line) and Post2d KE VA (gray circles and dashed gray regression line). Panel (c) correlations between the percent change in plantar flexors (PF) MVC at Post and percent changes in Post PF Tw (black circles and full black regression line), Post PF Db100 (black squares and dashed black regression line), and Post PF VA (gray squares and full gray regression line). Panel (d) correlations between the percent change in PF MVC at Post2d and percent changes in Post PF Tw (black circles and full black regression line) and Post PF Db100 (black squares and dashed black regression line).

peripheral alterations were as severe as those experienced after an ultra-trail race; (c) these torque decrements were associated with acute peripheral dysfunctions as well as acute and prolonged deficit in central activation; and (d) the severity of the neuromuscular fatigue was directly related to muscle activity during DTR.

Regarding the immediate effects of eccentric exercises on peripheral neuromuscular functions, different mechanisms have been proposed to explain loss of force immediately after repeated eccentric contractions. In the present study, VL M-wave amplitude was reduced by ~16% immediately after the DTR. A decrease in M-wave amplitude is usually interpreted as a reduction in sarcolemmal excitability (Piitulainen et al., 2008, 2010; Millet et al., 2011a). As a consequence of eccentric-

related damage observed at the sarcolemma, it has been suggested that sarcolemmal ion permeability might increase, inducing in turn a higher K^+ extracellular ion concentration and thus reducing the chemical gradient across the membrane (Millet et al., 2003; Piitulainen et al., 2008, 2010). This abnormal ion distribution could then affect muscle fiber excitability by disturbing the generation and/or propagation of the action potential along the sarcolemma (Piitulainen et al., 2008; Place et al., 2010; Millet et al., 2011a). Although a small effect size of the DTR on SOL M-wave amplitude was noted, it was not significantly altered in PF. Nevertheless, this acute impairment of sarcolemmal excitability is in line with previous studies (Piitulainen et al., 2008, 2010; Nicol & Komi, 2010). At KE, the greater the change in VL M-wave amplitude, the higher the VL activity during

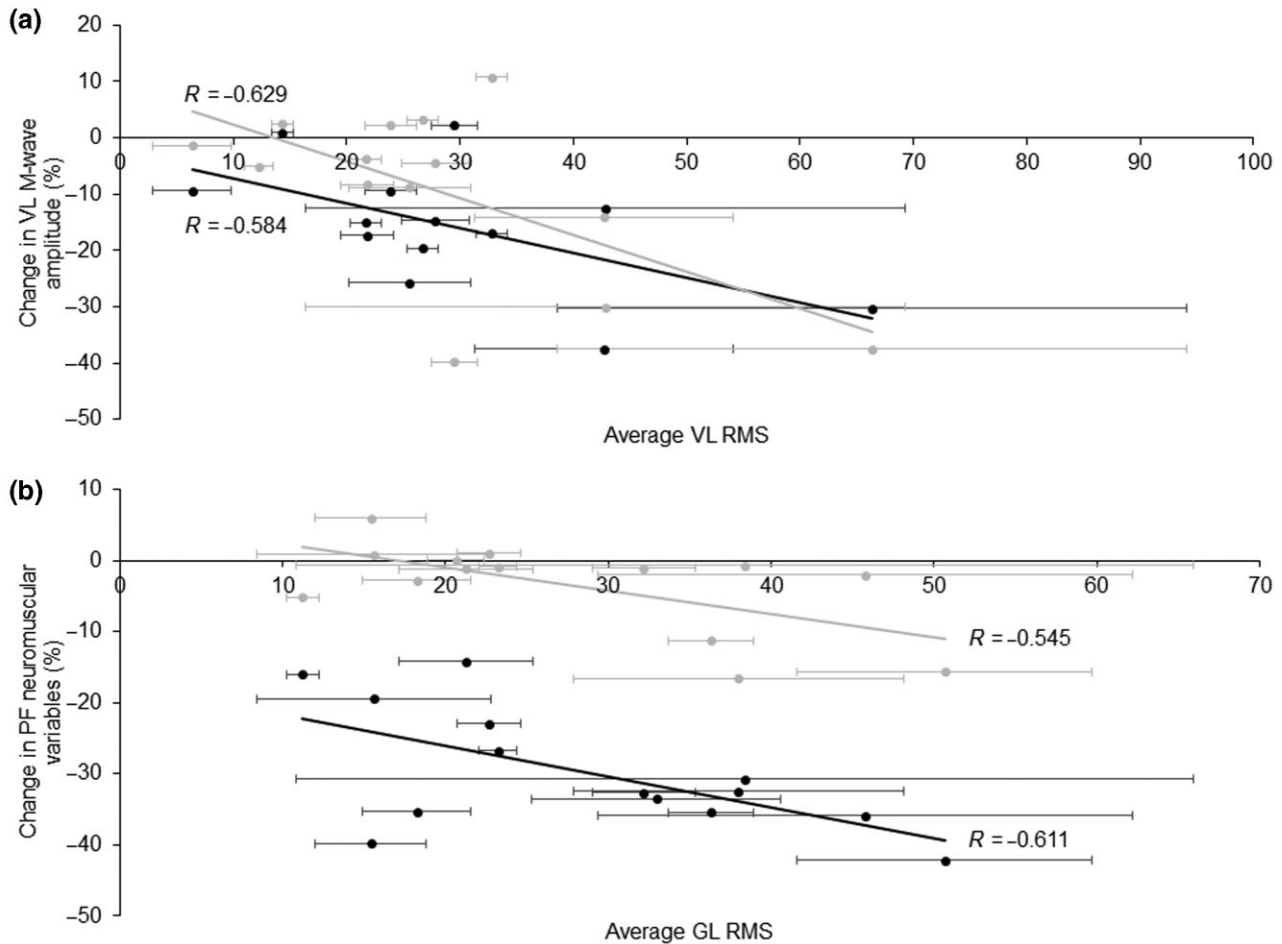


Fig. 6. Correlations between muscle activity and neuromuscular variables. Panel (a) correlations between average vastus lateralis (VL) root mean square (RMS) and percent changes in VL M-wave amplitude at Post (black circles) and Post2d (gray circles). Panel (b) correlations between average gastrocnemius lateralis (GL) RMS and percent changes in Post plantar flexors (PF) peak twitch (Tw; black circles) and Post2d PF voluntary activation (VA; gray circles).

the DTR was (Fig. 6(a)). At PF, the greater the change in twitch torque, the higher the GL activity during the DTR was (Fig. 6(b)). It is however worth mentioning that the possibility of inter-muscular compensations should be taken into account when interpreting these results. Indeed, previous studies observed, when fatiguing a single muscle, an increase in the activity of synergistic muscles in KE (Akima et al., 2002) and PF (Stutzig et al., 2012; Stutzig & Siebert, 2015). Compensatory strategies were also reported during prolonged walking within triceps surae muscles (Cronin et al., 2011). Morio et al. (2012) also observed muscle compensatory adjustments within the triceps surae muscle group in walking and within the quadriceps in running 2 days after a fatiguing stretch-shortening exercise. However, other experiments reported no or inconsistent inter-muscular compensations (Hug et al., 2013; Bouillard et al., 2014).

Further down the neuromuscular junction, failure in the excitation-contraction coupling has also been proposed to explain strength loss immediately after an eccentric exercise (Martin et al., 2004a, 2005; Nicol & Komi, 2010). In the present study, we observed a 35%

lower 10:100 ratio at KE immediately after the DTR which is a marker of LFF (Verges et al., 2009). LFF has been proposed to be related to an impairment of some steps of the excitation-contraction coupling mechanism, such as leaky ryanodine receptors (Saugy et al., 2013), decreased Ca^{2+} release from the sarcoplasmic reticulum, and/or myofibrillar calcium sensitivity (Martin et al., 2005; Place et al., 2010; Millet et al., 2011a). Again, even if a small effect size of the DTR on the 10:100 ratio was found, there was no significant presence of LFF in PF. Meanwhile, large decreases in evoked torques (Db100 and Tw) were observed for both KE and PF. Such reductions could also be partly related to a decrement in the force of the cross-bridges (Place et al., 2010).

Based on the present data, giving an assertive explanation for the more pronounced acute peripheral alterations at KE than at PF, especially reduced sarcolemmal excitability and impaired excitation-contraction coupling, would be hazardous. Nevertheless, three possible explanations for these differences can be proposed. First, a higher number of slow-twitch motor units in PF than KE may have resulted in less damaged muscle fibers

(Tirrell et al., 2012). Indeed, muscle fibers typology has been shown to influence the extent of fiber damage after active lengthening contractions. From animal and human experiments, it has been suggested that fast-twitch units are more prone to be damaged during eccentric contractions (Lieber & Friden, 1988; Linnamo et al., 2000; Brockett et al., 2002). Second, the length of KE muscles at the onset of the eccentric contractions compared with PF muscles may be greater, as a consequence of a high knee flexion at foot strike. Indeed, it has been shown that a longer muscle length induces more active fiber strain which would, in turn, induce more severe tissue damage (Butterfield & Herzog, 2006). Third, the eccentric work carried out by the KE muscles compared with PF muscles during downhill running may have been greater. Although their results were not significant, Buczek and Cavanagh (1990) reported substantially larger eccentric work performed by KE muscles (~58 J, 49.5% of the overall work) compared with PF muscles (~26 J, 28% of the overall work) over the stance phase during downhill running on a treadmill.

Otherwise, it is interesting to note that the percent changes in M-wave amplitude and 10:100 ratio in PF are rather variable compared with those at KE, which could partly explain the lack of significant differences on these parameters. The intersubject variability in the severity of peripheral fatigue can be imputed to variable running kinematics among subjects, which probably affected the KE and PF workload. Altering the lower limb's geometry at initial contact changes the eccentric work performed by the KE and PF muscles. For instance, using a more anterior foot strike pattern results in a more plantar flexed ankle and a more flexed knee at contact which has been seen to increase the amount of eccentric work at PF and to decrease it at KE compared with the posterior foot strike patterns (Hamill et al., 2014). This variability in running kinematics could be indirectly highlighted by the substantial variability in muscle activity as shown in Fig. 6.

Acute peripheral alterations seem to be as severe, if not more, after an intense 6.5-km downhill run as immediately after much longer trail or ultra-trail races. Experiments studying ultra-trail races showed 10–18% decreases in Db100 and 11–34% decreases in Tw for KE, and a 20% reductions in Db100 and Tw for PF after ultra-trail races (Millet et al., 2011b; Saugy et al., 2013; Temesi et al., 2014). In addition, although Millet et al. (2011b) found a 10% lower 10:100 ratio for both KE and PF, Saugy et al. (2013) and Temesi et al. (2014) reported no LFF. These overall similar (or higher) levels of peripheral alterations despite a 5–50 times shorter running distance in the present study can be obviously attributed to the much faster running speed, i.e., to the higher intensity and very likely higher velocity of the eccentric contractions. It is interesting to note that a less pronounced peripheral fatigue was observed in studies investigating fatigue after level running only (Place

et al., 2004; Saldanha et al., 2008; Martin et al., 2010). For instance, Martin et al. (2010) observed no LFF in either the KE or PF muscles after a 24-h treadmill run, as did Place et al. (2004) after a 5-h treadmill run. Saldanha et al. (2008) also did not notice any change in evoked force after 2 h of level running. Intense eccentric tasks could therefore be considered as a determinant factor in the development of peripheral neuromuscular alterations, especially in the appearance of LFF. In trail running, the amount of negative elevation (downhill sections) and the velocity at which it is run (in particular pacing strategies in the first downhill sections) may be therefore of greater importance for muscle damage and peripheral fatigue than the overall distance run.

Regarding the immediate effects of the DTR on central functions, maximal VA decreased by about 7–8% for both KE and PF after the run, which indicates the presence of central fatigue. A deficit in central activation can be caused by several factors such as neurobiological alterations in the brain, changes in the intrinsic properties of α -motoneurons, or afferent inputs from muscle fibers (Gandevia, 2001). Using the twitch interpolation technique, it is not possible to determine whether the activation deficit results from a supraspinal site and/or from spinal levels (Millet & Lepers, 2004). Nevertheless, it can be suggested that the acute deficit in VA observed at both KE and PF could be partly caused by an increase in the discharge rate of group III/IV afferent fibers that are sensitive to the accumulation of metabolic by-products such as extracellular K^+ or acid lactic (Gandevia, 2001; Martin et al., 2009). For instance, in their animal experiment Marqueste et al. (2004) observed that an exhaustive downhill run elicits an increase in the discharge rate of group IV afferents, as do injections of metabolites (potassium chloride and lactic acid solutions). It has therefore been suggested that the increase in the activity of metabosensitive afferents is partly responsible for the decrement in muscle performance accompanying eccentric exercises by the presynaptic inhibition of Ia afferents and the α -motoneuron pool (Marqueste et al., 2004; Martin et al., 2009). It is however worth mentioning that III/IV afferences may also have a facilitatory effect on the fusimotor activity (Nicol et al., 2006). Indeed, it was suggested from an animal experiment that the observed increased discharge rate of fusimotoneurons could be elicited by an increase in the activity of III/IV afferents during long-lasting muscle contractions (Ljubisavljevic & Jovanovic, 1992). Alternatively, disfacilitation of Ia afferent fibers could also be due to repetitive stretches causing intrafusal fatigue/damage and/or changes in muscle compliance (Avela et al., 1999b, 2001). Regarding this latter point, the increased compliance observed after repeated stretch-shortening cycle exercises, to which downhill running can be compared, could originate from a reduction in the stretch-resisting force generated in the sarcomere by the titin filaments (Avela et al., 1999b).

When comparing the present results to those obtained after much longer but slower paced ultratrail races mixing uphill, level, and downhill sections, the present study notes lower decreases in VA. Temesi et al. (2014) recently reported a 26% deficit in VA for KE after a 110-km ultratrail race. Similarly, decreases in VA of 19% for KE and of 6% for PF were reported after a 166-km ultratrail race (Millet et al., 2011b), and these reductions reached an average 22% for KE and 29% for PF after a 330-km ultratrail race (Saugy et al., 2013). It is interesting to note that the ~35-min downhill run used here induced approximately one-third of the activation deficit observed after running races of 20–37 h. Otherwise, the decline in KE VA is as severe after the present DTR as after a 30-km trail running race (Millet et al., 2003). Therefore, downhill sections play a substantial role in the development of central fatigue during extreme duration races.

Regarding the delayed effects of the DTR, 2 days after the DTR, while indicators of peripheral neuromuscular fatigue were back to normal 2 days after, MVC torques were still reduced and perceived pain increased compared with Pre and Post. These observations are similar to those of Martin et al. (2004a, 2005), i.e., no evidence of peripheral fatigue but a persistent torque loss and high delayed onset muscle soreness 48 h after a 30-min one-legged downhill run on a treadmill. Peake et al. (2005) suggested that delayed onset muscle soreness could be associated with an acute inflammatory response resulting from the degradation of damaged muscle tissue by macrophages, and that inflammatory events may contribute to force decrements after eccentric exercises. In the present study, a minor, yet significant, deficit in PF VA was observed 2 days after the DTR. Also, a small effect size on KE VA at Post2d was noticed. The persisting decline in central activation could result from an inhibition of motoneurons pool as a consequence of a higher discharge rate of III/IV afferent fibers occurring in response to the eccentric-induced pro-inflammatory process that is characterized 2 days after an eccentric exercise by the degradation of damaged muscle by macrophages (Peake et al., 2005). This hypothesis was previously supported by decrements in the H-reflex amplitude 2 days after stretch-shortening exercises attributed to the inhibitory effect of small muscle afferents on the α -motoneuron pool (Nicol et al., 1996). A disfacilitation of α -motoneurons may also occur originating from a reduced stretch sensitivity of the muscle spindles. Indeed, previous experiments found that stretch-shortening cycle exercises induced a reduced

stretch–reflex response to passive stretch in PF 2 days after the exercise (Avela et al., 1999a, 1999b; Nicol et al., 1996). In conclusion, the prolonged deficits in central activation could be mediated by an increased discharge rate of III/IV afferents in response to pro-inflammatory mediators such as macrophages, and/or by an intrafusal fatigue potentially resulting from the muscle damage and soreness inducing a disfacilitation of the motoneurons pool.

Perspectives

First, this study provides further insights into the neurophysiological consequences of intense DTR and highlights the importance of downhill sections in the development of both peripheral and central neuromuscular fatigue during trail races. A 6.5-km DTR induced substantial torque losses in the KE and PF that were still evident 2 days later. Immediately after the run, both peripheral fatigue, including deficiency in the excitability of the muscle fibers, excitation–contraction coupling failure, and central fatigue, characterized by a deficit in VA, were observed. Two days after, the deficit in VA during plantar flexion was still present. Second, these results suggest that intense downhill running, when considered as a specific training stimulus, should be performed with caution, given its substantial impact on neuromuscular functions. Third, minimizing musculoskeletal damage and fatigue is considered as a determinant factor of performance in trail running. The amount of muscle solicitation during the downhill run was shown to influence the extent of neuromuscular fatigue. Because running biomechanics alter muscle activity, it could be interesting to study to what extent changing running kinematics influences the severity of neuromuscular fatigue after a downhill run.

Key words: Downhill running, trail running, central fatigue, peripheral fatigue, muscle activity.

Acknowledgements

This study was supported by Amer Sports Footwear as part of the doctoral work of Marlene Giandolini. We warmly thank our subjects for their participation and Sébastien Pavailler (Salomon SAS and University Savoie Mont Blanc) for his help during the experiment, as well as Thomas Rupp (University Savoie Mont Blanc) and John Temesi (University of Calgary) for their valuable help with the neuromuscular measurements and analysis. Finally, we also thank Sylvain Dorel (University of Nantes) for the interesting discussions on EMG analysis.

References

- | | | |
|---|---|---|
| Abbott BC, Bigland B, Ritchie JM. The physiological cost of negative work. <i>J Physiol</i> 1952; 117: 380–390. | Effects of load and gradient on energy cost of running. <i>J Physiol Anthropol</i> 2011; 30: 153–160. | alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. <i>J Appl Physiol</i> 2002; 92: 679–684. |
| Abe D, Fukuoka Y, Muraki S, Yasukouchi A, Sakaguchi Y, Niihata S. | Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA. Vastus lateralis fatigue | Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and |

- prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol* 1999a; 86: 1283–1291.
- Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Neuromuscular changes after long-lasting mechanically and electrically elicited fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2001; 85: 317–325.
- Avela J, Kyrolainen H, Komi PV, Rama D. Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 1999b; 86: 1292–1300.
- Bouillard K, Jubeau M, Nordez A, Hug F. Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *J Neurophysiol* 2014; 111: 768–776.
- Brockett CL, Morgan DL, Gregory JE, Proske U. Damage to different motor units from active lengthening of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *J Appl Physiol* 2002; 92: 1104–1110.
- Bulbulian R, Bowles DK. Effect of downhill running on motoneuron pool excitability. *J Appl Physiol* 1992; 73: 968–973.
- Butterfield TA, Herzog W. Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol* 2006; 100: 1489–1498.
- Cronin NJ, Peltonen J, Sinkjaer T, Avela J. Neural compensation within the human triceps surae during prolonged walking. *J Neurophysiol* 2011; 105: 548–553.
- Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol* 1996; 81: 2339–2346.
- Eston RG, Mickleborough J, Baltzopoulos V. Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *Br J Sports Med* 1995; 29: 89–94.
- Feasson L, Stockholm D, Freyssenet D, Richard I, Duguez S, Beckmann JS, Denis C. Molecular adaptations of neuromuscular disease-associated proteins in response to eccentric exercise in human skeletal muscle. *J Physiol* 2002; 543: 297–306.
- Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001; 81: 1725–1789.
- Gottschall JS, Kram R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech* 2005; 38: 445–452.
- Hamill J, Gruber AH, Derrick TR. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci* 2014; 14: 130–136.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361–374.
- Hortobagyi T, Houmard J, Fraser D, Dudek R, Lambert J, Tracy J. Normal forces and myofibrillar disruption after repeated eccentric exercise. *J Appl Physiol* 1998; 84: 492–498.
- Hug F, Hodges PW, Tucker KJ. Effect of pain location on spatial reorganisation of muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 2013; 23: 1413–1420.
- Lieber RL, Friden J. Selective damage of fast glycolytic muscle fibres with eccentric contraction of the rabbit tibialis anterior. *Acta Physiol Scand* 1988; 133: 587–588.
- Linnamo V, Bottas R, Komi PV. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 293–300.
- Ljubisavljevic M, Jovanovic K, Anastasijevic R. Changes in discharge rate of fusimotor neurones provoked by fatiguing contractions of cat triceps surae muscles. *J Physiol* 1992; 445: 499–513.
- Loscher WN, Nordlund MM. Central fatigue and motor cortical excitability during repeated shortening and lengthening actions. *Muscle Nerve* 2002; 25: 864–872.
- Lussiana T, Fabre N, Hebert-Losier K, Mourot L. Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scand J Med Sci Sports* 2013; 23: e246–e253.
- Malm C, Sjodin TL, Sjoberg B, Lenkei R, Renstrom P, Lundberg IE, Ekblom B. Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or downhill running. *J Physiol* 2004; 556: 983–1000.
- Marqueste T, Decherchi P, Messan F, Kipson N, Grelot L, Jammes Y. Eccentric exercise alters muscle sensory motor control through the release of inflammatory mediators. *Brain Res* 2004; 1023: 222–230.
- Martin V, Dousset E, Laurin J, Gondin J, Gautier M, Decherchi P. Group III and IV muscle afferent discharge patterns after repeated lengthening and shortening actions. *Muscle Nerve* 2009; 40: 827–837.
- Martin V, Kerherve H, Messonnier LA, Banfi JC, Geyssant A, Bonnefoy R, Feasson L, Millet GY. Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J Appl Physiol* 2010; 108: 1224–1233.
- Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L. Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc* 2004a; 36: 1907–1915.
- Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L. Why does knee extensor muscles torque decrease after eccentric-type exercise? *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45: 143–151.
- Martin V, Millet GY, Martin A, Deley G, Lattier G. Assessment of low-frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. *J Appl Physiol* 2004b; 97: 1923–1929.
- Millet GY, Lepers R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med* 2004; 34: 105–116.
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, Lattier G. Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 2002; 92: 486–492.
- Millet GY, Martin V, Lattier G, Ballay Y. Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *J Appl Physiol* 2003; 94: 193–198.
- Millet GY, Martin V, Martin A, Verges S. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol* 2011a; 111: 2489–2500.
- Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson RC, Gergele L, Feasson L, Martin V. Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS ONE* 2011b; 6: e17059.
- Minetti AE, Ardigo LP, Saibene F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J Exp Biol* 1994; 195: 211–225.
- Minetti AE, Moia C, Roi GS, Susta D, Ferretti G. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol* 2002; 93: 1039–1046.
- Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J* 1990; 57: 209–221.
- Morio C, Nicol C, Barla C, Barthelemy J, Berton E. Acute and 2 days delayed effects of exhaustive stretch-shortening cycle exercise on barefoot walking and running patterns. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 2817–2827.
- Nicol C, Avela J, Komi PV. The stretch-shortening cycle: a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Med* 2006; 36: 977–999.
- Nicol C, Komi PV. Stretch-shortening cycle fatigue. In: Komi PV, ed. *Strength and power in sport*. Chichester: Wiley-Blackwell, 2010: 203–221.

- Nicol C, Komi PV, Horita T, Kyrolainen H, Takala TE. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 72: 401–409.
- Paulsen G, Mikkelsen UR, Raastad T, Peake JM. Leucocytes, cytokines and satellite cells: what role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exerc Immunol Rev* 2012; 18: 42–97.
- Peake J, Nosaka K, Suzuki K. Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans. *Exerc Immunol Rev* 2005; 11: 64–85.
- Philippou A, Maridaki M, Bogdanis G, Halapas A, Koutsilieris M. Changes in the mechanical properties of human quadriceps muscle after eccentric exercise. *In Vivo* 2009; 23: 859–865.
- Piitulainen H, Bottas R, Komi P, Linnamo V, Avela J. Impaired action potential conduction at high force levels after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 879–887.
- Piitulainen H, Komi P, Linnamo V, Avela J. Sarcolemmal excitability as investigated with M-waves after eccentric exercise in humans. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18: 672–681.
- Place N, Lepers R, Deley G, Millet GY. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1347–1356.
- Place N, Yamada T, Bruton JD, Westerblad H. Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *Eur J Appl Physiol* 2010; 110: 1–15.
- Regueme SC, Nicol C, Barthelemy J, Grelot L. Acute and delayed neuromuscular adjustments of the triceps surae muscle group to exhaustive stretch-shortening cycle fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2005; 93: 398–410.
- Saldanha A, Nordlund Ekblom MM, Thorstensson A. Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. *Scand J Med Sci Sports* 2008; 18: 383–388.
- 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.
- Snyder KL, Farley CT. Energetically optimal stride frequency in running: the effects of incline and decline. *J Exp Biol* 2011; 214: 2089–2095.
- Snyder KL, Kram R, Gottschall JS. The role of elastic energy storage and recovery in downhill and uphill running. *J Exp Biol* 2012; 215: 2283–2287.
- Strojnik V, Komi PV. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 1998; 84: 344–350.
- Stutzig N, Siebert T. Muscle force compensation among synergistic muscles after fatigue of a single muscle. *Hum Mov Sci* 2015; 42: 273–287.
- Stutzig N, Siebert T, Granacher U, Blickhan R. Alteration of synergistic muscle activity following neuromuscular electrical stimulation of one muscle. *Brain Behav* 2012; 2: 640–646.
- Temesi J, Rupp T, Martin V, Arnal PJ, Feasson L, Verges S, Millet GY. Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Med Sci Sports Exerc* 2014; 46: 1166–1175.
- Tirrell TF, Cook MS, Carr JA, Lin E, Ward SR, Lieber RL. Human skeletal muscle biochemical diversity. *J Exp Biol* 2012; 215: 2551–2559.
- Verges S, Maffiuletti NA, Kerherve H, Decorte N, Wuyam B, Millet GY. Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *J Appl Physiol* 2009; 106: 701–710.
- Vernillo G, Savoldelli A, Zignoli A, Skafidas S, Fornasiero A, La Torre A, Bortolan L, Pellegrini B, Schena F. Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *J Sports Sci* 2015; 33 (19): 1998–2005.

ANNEXE 9

Giandolini *et al.* (soumis, Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports)

**EFFECTS OF THE FOOT STRIKE PATTERN ON MUSCLE ACTIVITY AND
NEUROMUSCULAR FATIGUE OVER A DOWNHILL TRAIL RUN**



Effects of the foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue in downhill trail running

Journal:	<i>Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports</i>
Manuscript ID	Draft
Manuscript Type:	Original Article
Date Submitted by the Author:	n/a
Complete List of Authors:	Giandolini, Marlene; Université Savoie Mont Blanc, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice; Amer Sports Footwear, Salomon SAS Horvais, Nicolas; Salomon SAS, Rossi, Jérémy; Université Savoie Mont Blanc, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice Millet, Guillaume; University of Calagary, Human Performance Lab Morin, Jean-Benoit; Université de Nice Sophia Antipolis, Laboratoire Motricité Humaine, Education Sport Santé Samozino, Pierre; Université Savoie Mont Blanc, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice
Keywords:	downhill running, trail running, neuromuscular fatigue, foot strike, muscle activity

SCHOLARONE™
Manuscripts

1
2
3 **1 Title of original article:**

4
5 2 Effects of the foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue in downhill
6 3 trail running

7
8 **4 Authors:**

9
10 5 Marlène GIANDOLINI^{1,2}, Nicolas HORVAIS^{1,2}, Jérémy ROSSI¹, Guillaume Y. MILLET³,
11 6 Jean-Benoit MORIN⁴, Pierre SAMOZINO¹

12
13 **7 Institutions:**

14
15 ¹ Laboratory of Exercise Physiology, University Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac,
16 8 France

17
18 ² Amer Sports Footwear Laboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, Salomon
19 10 SAS, Annecy, France

20
21 ³ Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary,
22 12 Canada

23
24 ⁴ Laboratory of Human Motricity, Education Sport and Health (LAMHESS), University of
25 14 Nice Sophia Antipolis, Nice, France

26
27
28
29
30
31 **17 Correspondance :**

32
33 18 Marlène GIANDOLINI
34 19 Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA4338)
35 20 Université Savoie Mont-Blanc, UFR CISM – Savoie Technolac
36 21 73376, Le Bourget-du-Lac, France
37 22 Phone : +33-477-120733
38 23 Fax : +33-477-127-229
39 24 E-mail : marlene.giandolini@salomon.com
40
41
42
43

44
45 **26 Running title**

46
47 27 Foot strike and fatigue in downhill running
48
49 28

50
51 **29 Disclosures**

52
53 30 This study was funded by Amer Sports Footwear as part of the doctoral work of Marlene
54 31 Giandolini. We declare that we have no conflict of interest.
55
56
57
58
59
60

33 **ABSTRACT**

34 Minimizing musculoskeletal damages and fatigue is considered paramount for performance in
35 trail running. Our purposes were to investigate the effects of the foot strike pattern (FSP) and
36 its variability on (i) muscle activity during a downhill trail run (DTR) and (ii) the immediate
37 and delayed neuromuscular fatigue. Twenty-three runners performed a 6.5-km DTR (1 264 m
38 of altitude drop). Electromyographic activity of lower limb muscles was recorded
39 continuously. Heel and metatarsals accelerations were recorded to identify the FSP. Peripheral
40 and central fatigue was assessed in knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) at Pre-, Post-
41 and 2 days Post-DTR (Post2d). Anterior FSPs were associated with (i) higher *gastrocnemius*
42 *lateralis* activity, and lower *tibialis anterior* and *vastus lateralis* activities during the DTR,
43 and (ii) larger losses in KE high-frequency stimulus evoked torque (Db100) at Post, and larger
44 decrements in KE MVC Post2d. High FSP variability during the DTR was associated with (i)
45 lower decreases in KE Db100 at Post and MVC at Post2d, (ii) and lower declines in PF MVC
46 Post and Post2d. Anterior FSPs enlarge the severity of KE peripheral fatigue. However, a high
47 FSP variability during the DTR reduced the acute and delayed neuromuscular fatigue at KE
48 and PF.

49
50 **Keywords:** downhill running; trail running; neuromuscular fatigue; foot strike; muscle
51 activity

52

53

54 INTRODUCTION

55 Trail running is characterized by large positive and negative elevation and induces severe
56 neuromuscular fatigue that involves both central (i.e. deficit in voluntary activation) and
57 peripheral (i.e. reduction in the sarcolemmal excitability, impairment of the excitation-
58 contraction coupling, decline in performance of the contractile machinery) mechanisms
59 (Millet et al., 2002; Millet et al., 2011; Saugy et al., 2013; Temesi et al., 2014). Due to
60 eccentric contractions and the associated mechanical stress, downhill running generates
61 damages within muscle fibers cytoskeleton, inflammation and delayed-onset muscle soreness
62 (Feasson et al., 2002; Peake et al., 2005). Peripheral dysfunctions at the sarcolemmal and
63 cross-bridges levels and excitation-contraction coupling failure are generally observed (Eston
64 et al., 1995; Feasson et al., 2002; Malm et al., 2004; Martin et al., 2004; Martin et al., 2005;
65 Peake et al., 2005; Piitulainen et al., 2010). Downhill running can also induce a deficit in
66 central activation. This is potentially related to the effect of eccentric-related inflammatory
67 processes on nociceptive and metabosensitive III/IV afferent fibers (Martin et al., 2009;
68 Martin et al., 2005) leading to inhibition or disfacilitation of α -motoneurons. Peripheral
69 damages could also induce central fatigue, e.g. by inducing α -motoneurons disfacilitation via
70 a reduction of the stretch sensitivity of muscle spindles (Avela et al., 2001; Avela et al.,
71 1999).

72 There is a general consensus among trail runners that downhill sections are decisive for
73 success in trail running. Athletes' ability to run fast downhill without inducing major lower
74 limbs damage, i.e. limiting performance decrement on the subsequent uphill or flat sections,
75 could be a determinant factor of performance in trail running. Chen et al. (2007) observed that
76 running economy was impaired and running patterns were modified (i.e. increase in step
77 frequency, decreases in ankle and knee range of motion) up to three days after a downhill run.
78 Kinematic changes observed after downhill running may occur in response to reduced stretch

1
2
3 79 reflex sensitivity and contractile failure resulting from tissue damages and impairing the lower
4
5 80 limb stiffness regulation (Gollhofer et al., 1987) or to an increased pain and lower tolerance to
6
7 81 impact shock as a consequence of the repetition of ground contacts. Overall, these changes
8
9 82 may aim at maintaining impact magnitude despite the likely decreased cushion ability of
10
11 83 muscles due to fatigue. Indeed, according to the muscle tuning paradigm, muscles actively
12
13 84 contribute to shock attenuation (Boyer & Nigg, 2004; Nigg & Wakeling, 2001). As noticed by
14
15 85 Morin et al. (2011), runners adopted “smoother and safer” running kinematics after an ultra-
16
17 86 trail race.

18
19
20
21 87 Reducing muscle damages and fatigue induced by downhill sections could therefore be
22
23 88 crucial in trail running. Besides nutritional strategies (Cabral de Oliveira et al., 2001; Chiang
24
25 89 et al., 2009; Davis et al., 2007), modifying running kinematics could also potentially be used
26
27 90 to limit the adverse effects of eccentric exercises. For instance, the effects of stride rate
28
29 91 manipulation (i.e. “overstriding” and “understriding”) on symptoms following repeated bouts
30
31 92 of downhill running were studied but no changes in muscle tenderness or plasma creatine
32
33 93 kinase activity were observed (Eston et al., 2000). Regarding landing technique, three foot
34
35 94 strike patterns (FSP) have been identified: rearfoot strike (RFS) in which the heel lands before
36
37 95 the ball of foot, midfoot strike (MFS) in which the heel and the ball of foot land quasi-
38
39 96 simultaneously, and forefoot strike (FFS) in which the ball of foot lands before the heel.
40
41 97 Basically, anterior FSPs (i.e. MFS and FFS) are characterized by a more plantar flexed ankle
42
43 98 and a more flexed knee at initial contact (Ahn et al., 2014; Shih et al., 2013; Yong et al.,
44
45 99 2014). A more compliant ankle and a stiffer knee were observed during the stance phase when
46
47 100 running with a FFS (Hamill et al., 2014). As a consequence, the negative work done through
48
49 101 muscle eccentric contractions during the energy absorption phase was lower at the knee and
50
51 102 greater at the ankle in FFS compared to RFS (Hamill et al., 2014). Altering lower limb
52
53 103 geometry by changing the FSP may therefore modulate the eccentric work done by KE and
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 104 PF in order to accommodate the lower extremity joint energy absorption. This in turn may
4
5 105 affect the severity of muscle damage and fatigue observed at these muscle groups after
6
7 106 downhill running. In addition, muscle activity differs depending on FSP. Running with a FFS
8
9 107 is associated with earlier, longer and higher PF activity, lower dorsiflexors activity and higher
10
11 108 *biceps femoris* activity (Ahn et al., 2014; Giandolini et al., 2013; Shih et al., 2013; Yong et al.,
12
13 109 2014). One can thus suggest that adopting a FFS during downhill running may induce greater
14
15 110 PF damages by increasing their solicitation, especially during the eccentric phase of energy
16
17 111 absorption. However, adopting a FFS may alternatively reduce KE damage by decreasing
18
19 112 their contribution during the energy absorption phase.
20
21
22

23
24 113 Considering that the work load applied on muscle groups is affected at least in part by the FSP
25
26 114 adopted, the main purpose of the present study was to investigate the effects of the FSP
27
28 115 adopted during an intense downhill trail run (DTR) on (i) lower limb muscles' activity
29
30 116 measured during the run and (ii) the subsequent KE and PF peripheral and central fatigue. Our
31
32 117 secondary purpose was to assess whether or not switching between FSPs during a DTR
33
34 118 minimizes lower limb muscles fatigue. We hypothesized that anterior FSPs would be
35
36 119 associated with a higher activity of PF and a lower activity of KE resulting in more
37
38 120 pronounced neuromuscular dysfunctions in PF but lower KE neuromuscular fatigue. We also
39
40 121 hypothesized that subjects showing the greater amount of switch between different FSPs
41
42 122 would experience less neuromuscular fatigue.
43
44
45

46
47 123

48 49 124 **METHODS**

50 51 125 **Participants**

52
53
54
55
56 126 Twenty-three male experienced trail runners were recruited after giving their written informed
57
58 127 consent to participate in this study (age: 39 ± 11 years, height: 176 ± 6 cm, mass: 71.5 ± 9.6
59
60

1
2
3 128 kg, weekly running volume: 4.8 ± 2.4 hours). Criteria of inclusion were: to have completed at
4
5 129 least one trail running race of at least 45 km and sustained no injury in the last six months
6
7 130 preceding the experiment. Subjects were selected *a priori* according to their FSP (known from
8
9 131 a previous experiment or from the visit of inclusion) to ensure a large panel of running
10
11 132 techniques during the experiment. During the DTR, all subjects wore the same shoe model
12
13 133 (Salomon S-Lab Sense 3 SoftGround, mass = 230 g in 8.5 UK, heel height = 13 mm, drop = 4
14
15 134 mm). All shoes used in this study were constructed in the same prototyping workshop
16
17 135 (Salomon SAS, Annecy, France). To ensure that all subjects were prepared in a similar way to
18
19 136 perform the 1 264-m altitude drop DTR, they were given a specific training plan for downhill
20
21 137 running in the three months preceding the experiment. This program comprised a total of
22
23 138 7 300 m of descent on trails distributed gradually over ten training sessions.
24
25
26
27
28
29
30

139

31 140 **Experimental design**

32
33
34 141 An overview of the protocol is presented in Figure 1A. Each subject reported twice to the
35
36 142 laboratory. During the first visit, subjects were asked to complete the DTR as fast as possible
37
38 143 with their natural FSP, and performed neuromuscular tests before (Pre) and after (Post) the
39
40 144 DTR. These measurements were used to assess the exercise-induced peripheral and central
41
42 145 fatigue. The downhill section was 6.5 km, mostly on forest trails, with an altitude drop of
43
44 146 1 264 m and an average slope of 16.8 ± 5.6 %. It was preceded by a 1.2-km level section on a
45
46 147 trail and followed by a 0.8-km level section on a cycle track (Figure 1B). Subjects were
47
48 148 driven up to the start of the run and finished right at the laboratory where the neuromuscular
49
50 149 function measurements were performed. Acceleration and electromyography (EMG)
51
52 150 measurements were recorded continuously over the entire run. During the second visit, after a
53
54 151 10-min warm-up consisting in submaximal isometric contractions, subjects performed the 2
55
56
57
58
59
60

1
2
3 152 days post neuromuscular tests (Post2d, 45.0 ± 2.7 hrs after the end of the DTR) to evaluate the
4
5 153 effects of the FSP profile and variability during the run on the delayed neuromuscular fatigue.
6
7 154 Subjects were asked to perform no physical activity and use no medication or compression
8
9 155 garments in-between Post and Post2d.
10

11
12
13 156

14 15 16 157 **Continuous acceleration measurements**

17
18 158 Heel and metatarsals accelerations were continuously recorded over the downhill run, which
19
20 159 allowed us to identify the FSP adopted for each step analyzed (Giandolini et al., 2015;
21
22 160 Giandolini et al., 2014).

23 24 25 26 161 *Materials and recordings*

27
28
29 162 Two tridimensional lightweight wireless accelerometers with atmospheric pressure sensor (\pm
30
31 163 24 g, mass = 22 g per unit, Agile Fox, Hikob, Villeurbanne, France) were set onto the subject.
32
33 164 They were fixed on the left shoe: one at the heel just above the midsole, one on the top of the
34
35 165 shoe above metatarsals. They were installed in fitted pockets to protect the accelerometers
36
37 166 from water, mud, and firmly fixed by elastic straps. For the forefoot attachment, the elastic
38
39 167 strap was inserted between the top midsole and the shoe upper during its assembling. These
40
41 168 two accelerometers allowed us to identify the FSP adopted during the run, using the method
42
43 169 previously validated (Giandolini et al., 2015; Giandolini et al., 2014). The accelerometers
44
45 170 were time-synchronized by a radio system (Hikob, Villeurbanne, France), and a single
46
47 171 acquisition was performed from the start to the end of the run. Acceleration and atmospheric
48
49 172 pressure data were sampled at 1344 Hz and 12 Hz, respectively, and stored on micro-SD
50
51 173 cards.
52
53
54

55 56 57 174 *Data analysis*

58
59
60

1
2
3 175 Data were analyzed over six pre-selected sections through the downhill run (Figure 1B). The
4
5 176 running surface over the analyzed sections was either soil trails (sections 1 to 4), asphalted
6
7 177 road (section 5) or stony forest track (section 6). These sections were chosen because their
8
9 178 surfaces were not rough and there were no hindrance, which allowed subjects to run with
10
11 179 quite stable running speeds. From the atmospheric pressure data, the altitude over the circuit
12
13 180 was calculated and used to compute subjects running time for each section and for the entire
14
15 181 downhill part. The average running speed of subjects over each section was also calculated
16
17 182 from the section distance and the time taken to run this distance. Acceleration data were
18
19 183 analyzed in Scilab 5.4.1 software (Scilab Enterprises, Orsay, France). For the time analysis of
20
21 184 heel and metatarsals accelerations, a 10 Hz high-pass filter was applied to improve the
22
23 185 detection of acceleration peaks by removing the active component of acceleration. From the
24
25 186 filtered signals, the FSP was identified for each step by measuring the time from heel to
26
27 187 metatarsals peak accelerations (THM) (Giandolini et al., 2015; Giandolini et al., 2014). Then,
28
29 188 from THM, each step analyzed was classified as RFS, MFS or FFS using the criteria proposed
30
31 189 by Giandolini et al. (2014), i.e. $FFS < -5.49 \text{ ms} < MFS < 15.2 \text{ ms} < RFS$. For each section, the
32
33 190 respective parts of RFS, MFS and FFS were expressed in percentage of all steps analyzed
34
35 191 over the section (%RFS, %MFS and %FFS, respectively). The THM's standard deviation
36
37 192 (SD) over the DTR (THM_{SD}) was used as an index of FSP variability, and in turn of the
38
39 193 ability to use different FSPs.
40
41
42
43
44
45
46
47
48

49 **Continuous EMG measurements**

50
51
52 196 Electromyographic (EMG) activity of *vastus lateralis* (VL_{DTR}), *biceps femoris* (BF_{DTR}),
53
54 197 *gastrocnemius lateralis* (GL_{DTR}) and *tibialis anterior* (TA_{DTR}) was continuously recorded
55
56 198 over the entire run. Since it was synchronized with the accelerometers system, these
57
58
59
60

1
2
3 199 recordings allowed us to assess muscles activity during the DTR and analyze them in regard
4
5 200 to the FSP adopted. Note that due to battery problems with the EMG system during the DTR,
6
7 201 in-run EMG data was only available from 15 subjects out of 23.
8
9

10 202 *Materials and recordings*

11
12
13 203 The subjects were equipped with four SX-230 EMG sensors (mass = 5 g, electrode distance =
14
15 204 20 mm, bandwidth frequency = 20-460 Hz, input impedance > 10000 G Ω , gain = 1000) and a
16
17 205 R506 reference electrode connected to a wireless DataLOG MWX8 system (mass = 125 g,
18
19 206 Biometrics Ltd, Newport, United Kingdom). EMG data were recorded on a micro-SD card at
20
21 207 1000 Hz. After preparing the subject's skin, sensors were fixed with T350 double sided
22
23 208 adhesive tape (Biometrics Ltd, Newport, United Kingdom) on left VL, BF, GL and TA
24
25 209 muscles following the SENIAM recommendations. Sensors' cables were strapped onto the leg
26
27 210 to limit noise. For each muscle, three 5-s MVCs were performed before the downhill run
28
29 211 using the positions recommended by the SENIAM. Acceleration and EMG signals were
30
31 212 synchronized by delivering an analog input via a synchronization cable of the accelerometers
32
33 213 system plugged into an analogical channel of the EMG system when starting and stopping the
34
35 214 acquisition.
36
37
38
39

40 215 *Data analysis*

41
42
43 216 EMG data during the run were analyzed over the same six pre-selected sections (Figure 1).
44
45 217 For each muscle and for each section, root mean square signals (RMS) were calculated from
46
47 218 raw EMG signals including contact and flight phases using 0.05-s time windows, and then
48
49 219 averaged. RMS values were normalized to maximal EMG (RMS_{max}) obtained by using 0.25-s
50
51 220 time windows during specific MVC tasks for each muscle before the run, and then expressed
52
53 221 in percentage of RMS_{max}. For each subject, mean \pm standard deviation (SD) were calculated
54
55 222 within each section and then averaged over the six sections.
56
57
58
59
60

1
2
3 223
4
56 224 **Neuromuscular function**
7

8
9 225 The same neuromuscular function measurements were performed for both right KE and PF at
10
11 226 Pre, Post and Post2d. Neuromuscular fatigue evaluation consisted in determining the global
12
13 227 impairment of force capabilities, and the associated central and peripheral alterations. The
14
15 228 procedure was conducted as in Giandolini et al. (In press). Before starting the neuromuscular
16
17 229 function evaluation, the optimal stimulation intensity was determined from maximal twitch
18
19 230 torque measurement by delivering successive single electrical stimuli on relaxed muscles on
20
21 231 femoral (for KE) and tibial (for PF) nerves. The stimulating intensity used during the tests was
22
23 232 130% of optimal intensity to ascertain full spatial recruitment. For KE, the optimal
24
25 233 stimulation intensities were 65.3 ± 31.4 mA, 63.9 ± 33.3 mA and 63.4 ± 30.2 mA at Pre, Post
26
27 234 and Post2d, respectively. For PF, the optimal stimulation intensities were 63.7 ± 35.2 mA,
28
29 235 68.9 ± 41.6 mA and 65.7 ± 33.7 mA at Pre, Post and Post2d, respectively. Global fatigue was
30
31 236 assessed from two isometric maximal voluntary contractions (MVC) of KE and PF. To detect
32
33 237 central fatigue, KE and PF voluntary activation levels were determined using a high-
34
35 238 frequency (100 Hz) doublet superimposed to MVC. To identify peripheral fatigue, evoked
36
37 239 stimulations were delivered to relaxed muscles in a potentiated state. The overall series
38
39 240 presented in Figure 2 was repeated twice for both muscle groups.
40
41
42
43
44

45 241 *Voluntary contractions*
46

47
48 242 During all MVCs, the subjects were strongly encouraged. For the KE testing, they were seated
49
50 243 in a frame of a Cybex II (Ronkonkoma, NY). Subjects' ankle was strapped by Velcro to the
51
52 244 strain gauge (SBB 200 Kg, Tempo Technologies, Taipei, Taiwan) located slightly above the
53
54 245 malleoli with a 90° flexed knee. The subjects were harnessed with a rally car belt to avoid
55
56 246 lateral and frontal displacements. They were instructed to grip the harness during the test to
57
58
59
60

1
2
3 247 standardize arms placement. Subjects were then asked to perform maximal knee extensions or
4
5 248 to be as relaxed as possible during peripheral fatigue measurements. For the PF testing, the
6
7 249 subjects were seated in another frame of a Cybex II (Ronkonkoma, NY). The foot was placed
8
9 250 on an instrumented pedal in a 90° dorsiflexion position (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les
10
11 251 Clayes Sous Bois, France) with the forefoot and instep strapped to limit heel lift. With their
12
13
14 252 arms crossed on chest, subjects were asked to perform a plantar flexion movement.

15
16
17 253 *Electrical stimulations*

18
19
20 254 Electrical stimulations were applied to the femoral and posterior tibial nerves via a self-
21
22 255 adhesive electrode cathode (10-mm diameter, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle
23
24 256 Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France) pressed manually by an experimenter into
25
26 257 the femoral triangle (for KE) and the popliteal fossa (for PF). The self-adhesive electrode
27
28 258 anode (10 × 5 cm, Medicompex SA, Ecublens, Switzerland) was located either in the gluteal
29
30
31 259 fold (for KE) or on the patella (for PF). A constant current stimulator (Digitimer DS7A,
32
33 260 Hertfordshire, United Kingdom) delivered a square-wave stimulus of 1000- μ s duration and
34
35 261 400-V maximal voltage.

36
37
38
39 262 *Electromyographic recordings*

40
41
42 263 During the neuromuscular tests, bipolar silver chloride surface electrodes (same as stimulating
43
44 264 electrodes) were used to record the EMG signals of right *vastus lateralis* (VL_{NM}) and *soleus*
45
46 265 (SOL_{NM}) muscles. After preparing the skin to obtain low impedance ($Z < 10$ k Ω), electrodes
47
48 266 were taped over the muscle bellies with a 25-mm inter-electrodes distance following
49
50 267 SENIAM recommendations. Electrodes placement was marked onto the skin to be taped in
51
52 268 the same place for Pre, Post and Post2d measurements. Reference electrodes were placed on
53
54
55 269 the patella (for KE) and the lateral malleolus (for PF). EMG data were recorded with
56
57 270 PowerLab system (16/30 – ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australia) with a 2000-Hz
58
59
60

1
2
3 271 sample frequency and amplified with octal bio-amplifier (Octal Bioamp, ML138,
4
5 272 ADInstruments,) with a bandwidth frequency from 5 to 500 Hz (input impedance = 200 MΩ,
6
7 273 common mode rejection ratio = 85 dB, gain = 1000). All force and EMG data were
8
9 274 transmitted to the PC and analyzed with LabChart 7 software (ADInstruments).

12 275 *Data analysis*

13
14
15 276 For KE and PF global fatigue was assessed by measuring the maximal MVC force within a
16
17 277 0.5-second period. Post and Post2d, an index of the global lower limb muscle fatigue was
18
19 278 calculated for each subject by summing up the absolute changes in both KE and PF MVC
20
21 279 ($\Sigma_{\Delta MVC}$).

22
23
24
25 280 The indices of peripheral fatigue evaluation were: EMG (M-wave peak-to-peak amplitude)
26
27 281 and mechanical (peak twitch, T_w) responses to single stimulations, potentiated high-
28
29 282 frequency doublet (Db100), and ratio of paired stimulation peak forces at 10 Hz over 100 Hz
30
31 283 (10:100). Values are the average from the two series of tests for both KE and PF.

32
33
34
35 284 Central fatigue was evaluated by measuring the level of maximal voluntary activation (VA).
36
37 285 This parameter was calculated from the maximal force attained during the MVC (F_{max}), the
38
39 286 force just before the superimposed doublet (F_{before}), the peak force following the
40
41 287 superimposed doublet (Db100_{sup}) and Db100 as follows:

42
43
44
45 288
$$VA = \left[1 - \frac{(Db100_{sup} - F_{before}) \times (F_{before} / F_{max})}{Db100} \right] \times 100 \quad [1]$$

46
47
48 289 This equation was preferred to the original one because the superimposed doublet was not
49
50 290 always applied on the plateau (Strojnik & Komi, 1998).

51 291 *Perceived pain*

52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 292 The pain sensation at quadriceps, hamstrings, calves and dorsiflexor muscles were
4
5 293 subjectively evaluated by subjects using 10-cm visual analog scales, from “no pain” to
6
7 294 “extremely sore”, before each neuromuscular tests in a standing position without palpation.
8
9 295 An index of global muscle pain was calculated by summing up the values of perceived pain of
10
11 296 all muscles (Σ_{PP}) at Post and Post2d.

12
13
14
15 297

16 17 18 298 **Statistics**

19
20 299 For each subject, mean \pm standard deviation (SD) were calculated for THM and RMS values
21
22 300 within each section and then averaged over the 6 sections. To investigate the relationships
23
24 301 between FSP and muscle activity controlling the potential effect of running speed, multiple
25
26 302 linear regressions were computed from the average individual data of all sections with RMS
27
28 303 values as dependent variables (VL_{DTR} , BF_{DTR} , GL_{DTR} , TA_{DTR}), and the average running speed
29
30 304 of subjects and THM over each section as independent variables ($n = 90$). To test the
31
32 305 respective effect of the FSP profile and the FSP variability on neuromuscular alterations,
33
34 306 perceived pains and the global lower limb fatigue and pain while controlling the potential
35
36 307 effect of running speed, multiple linear regressions were computed from percent changes of
37
38 308 neuromuscular parameters, perceived pains' values, $\Sigma_{\Delta MVC}$ or Σ_{PP} at Post and Post2d as
39
40 309 dependent variables, and the time for the runner to complete the downhill part, the average
41
42 310 THM and THM_{SD} as independent variables ($n = 23$). The level of significance was set at $P <$
43
44 311 0.05.
45
46
47
48
49

50 312

51 52 53 313 **RESULTS**

54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 314 The total running time was 34 ± 6 min. A total of 439 ± 34 steps per subject were analyzed
4
5 315 over the 6 sections, i.e. a total amount of 10 092 steps.
6
7

8 316

11 317 **Foot strike pattern and muscle activity over the downhill run**

12
13
14 318 On average, %RFS, %MFS and %FFS over all steps within the 6 sections were $40.2 \pm 30.9\%$,
15
16 319 $23.8 \pm 18.6\%$ and $36.0 \pm 27.9\%$, respectively. Five subjects presented on average more than
17
18 320 66% of RFS steps, 7 subjects presented from 33% to 66% of RFS steps, and 11 subjects
19
20 321 presented a part of RFS steps lower than 33%. RMS values were $28.2 \pm 14.5\%$ of RMS_{max} for
21
22 322 VL_{DTR} , $23.5 \pm 10.3\%$ for BF_{DTR} , $28.1 \pm 12.0\%$ for GL_{DTR} , and $35.9 \pm 18.0\%$ for TA_{DTR} .
23
24 323 Multiple linear regressions showed that VL_{DTR} and TA_{DTR} were both positively correlated
25
26 324 with THM ($P < 0.0001$, Table 1). Conversely, GL_{DTR} was negatively correlated with THM (P
27
28 325 < 0.05 , Table 1). In other words, the more posterior the FSP, the higher the TA and VL
29
30 326 activities but the lower the GL activity.
31
32
33

34
35 327

38 328 **Influence of the foot strike pattern on the severity of neuromuscular fatigue and** 39 40 329 **perceived pain**

41
42
43 330 Values of neuromuscular variables were previously presented in Giandolini et al. (In press).
44
45 331 Concisely, for KE, MVC significantly decreased at Post ($-18.6 \pm 9.5\%$) and Post2d ($-8.5 \pm$
46
47 332 10.6). Indices of peripheral (VL M-wave, Tw, Db100, 10:100) and central (VA) fatigue
48
49 333 significantly decreased at Post and were back to normal at Post2d. For PF, MVC significantly
50
51 334 decreased at Post ($-25.4 \pm 13.4\%$) and Post2d ($-10.0 \pm 9.7\%$). Indices of peripheral fatigue
52
53 335 were significantly reduced only at Post. PF VA decreased significantly at Post ($-7.88 \pm$
54
55 336 6.51%) and Post2d ($-3.80 \pm 6.16\%$). None of the relative changes in neuromuscular variables
56
57
58
59
60

1
2
3 337 was associated with performance, i.e. running time over the DTR. For KE, multiple linear
4
5 338 regressions indicated that the percent change in Db100 at Post was positively correlated to
6
7 339 both the average THM and THM_{SD} (P = 0.014 and P = 0.049, respectively, Table 2). It
8
9 340 suggests first that runners who adopted a predominant rearfoot strike profile exhibited lower
10
11 341 decrease in Db100 at Post, as well as those who alternated between different FSPs during the
12
13 342 run. The percent change in KE Tw at Post also tended to be positively correlated to the
14
15 343 average THM (P = 0.081, Table 2). At Post2d, the percent change in KE MVC was positively
16
17 344 related to both the average THM and THM_{SD} (P = 0.039 and P = 0.032, respectively, Table
18
19 345 2). For PF, the multiple linear regression analysis showed that the percent changes in PF
20
21 346 MVC at Post and Post2d were positively correlated to THM_{SD} (P = 0.015 and P = 0.024,
22
23 347 respectively, Table 3). Also, the percent changes in PF Tw and Db100 tended to be positively
24
25 348 correlated to the average THM (P = 0.089 and P = 0.054, respectively, Table 3).

26
27
28
29
30 349 Values of perceived pains were previously presented in Giandolini et al. (In press). Concisely,
31
32 350 at both Post and Post2d perceived pain significantly increased compared to Pre at quadriceps
33
34 351 (Post: 2.82 ± 2.45 ; Post2d: 6.06 ± 2.32), hamstrings (Post: 2.11 ± 2.26 ; Post2d: 3.24 ± 2.76),
35
36 352 calves (Post: 4.80 ± 2.37 ; Post2d: 6.93 ± 2.58) and foot dorsiflexors (Post: 1.72 ± 1.99 ;
37
38 353 Post2d: 1.80 ± 2.35). Perceived pain was significantly higher in Post2d compared to Post at
39
40 354 quadriceps, hamstrings and calves. Multiple linear regressions highlighted that perceived pain
41
42 355 in dorsiflexor muscles was positively related to THM at Post (weighted β value = 0.418, P =
43
44 356 0.05) and Post2d (weighted β value = 0.512, P = 0.006). That means that the more the runners
45
46 357 tended to adopt posterior FSPs, the higher the perceived pains at dorsiflexors up to two days
47
48 358 after the DTR. Perceived pain in PF at Post was negatively correlated to the running time
49
50 359 (weighted β value = -0.599, P = 0.006). Perceived pain in KE muscles tended to be negatively
51
52 360 correlated to THM_{SD} at Post (weighted β value = -0.398, P = 0.059) and Post2d (weighted β
53
54 361 value = -0.376, P = 0.088). Perceived pain in hamstrings also tended to be negatively
55
56
57
58
59
60

1
2
3 362 correlated to THM_{SD} at Post (weighted β value = -0.413, $P = 0.055$). These results indicates
4
5 363 that high FSP variability during the DTR tended to lower the perceived pain at the tight
6
7 364 muscles, especially immediately after the DTR.
8
9

10 365 At Post, $\Sigma_{\Delta MVC}$ (-149 ± 70.4 Nm) was not correlated to the average THM ($P = 0.120$) or the
11
12 366 running time ($P = 0.482$), but $\Sigma_{\Delta MVC}$ was correlated with THM_{SD} ($P = 0.045$) Table 4). At
13
14 367 Post2d, $\Sigma_{\Delta MVC}$ (-68.7 ± 66.7 Nm) was correlated to both THM_{SD} and the average THM ($P =$
15
16 368 0.018 and $P = 0.021$, respectively). Σ_{PP} (Post: 14.5 ± 7.5 ; Post2d: 23.2 ± 7.8) was only
17
18 369 correlated to running time at Post ($P = 0.016$, Table 4).
19
20
21
22
23
24

25 371 **DISCUSSION**

26
27
28 372 The purposes of this study were to observe the influence of FSP on lower limb muscles
29
30 373 activity over a DTR and on the subsequent KE and PF neuromuscular dysfunctions, and to
31
32 374 assess whether alternating between FSP is a relevant strategy to minimize the global lower
33
34 375 limb muscle fatigue. Our main results show that (i) FSP influences the muscle activity of
35
36 376 lower limb muscles during a DTR, (ii) FSP affects the severity of neuromuscular fatigue, and
37
38 377 (iii) a high variability in FSP adopted during the DTR reduces lower limb muscle fatigue.
39
40
41

42 378 Multiple linear regression analyses showed that FSP influences the severity of peripheral
43
44 379 fatigue induced by the DTR, especially at KE. For PF, anterior FSPs tended to be correlated to
45
46 380 higher decreases in evoked torques. This indicates larger dysfunctions in PF below the
47
48 381 neuromuscular junction when forefoot striking compared to rearfoot striking. It can be partly
49
50 382 imputed to the higher GL activity observed when using anterior FSPs (Giandolini et al.,
51
52 383 2013). Similarly, the positive correlation observed between the perceived pain in dorsiflexor
53
54 384 muscles after the DTR and THM might originate from the difference in TA solicitation,
55
56 385 especially prior to contact to place the ankle joint in a dorsiflexed position for the heel strike
57
58
59
60

1
2
3 386 and during the eccentric phase of the stance. As observed in previous studies investigating
4
5 387 level running (Ahn et al., 2014; Giandolini et al., 2013; Shih et al., 2013; Warne &
6
7 388 Warrington, 2012), we found that the more anterior the FSP, the higher the GL activity and
8
9
10 389 the lower the TA and VL activities. The higher GL activity and lower TA activity using
11
12 390 anterior FSPs compared to posterior FSPs are likely related to a more plantar flexed ankle at
13
14 391 initial contact (Ahn et al., 2014; Giandolini et al., 2013; Shih et al., 2013; Warne &
15
16 392 Warrington, 2012). These differences might be also associated with the amount of negative
17
18 393 work performed by plantar and dorsiflexor muscles during the energy absorption phase.
19
20 394 Although adopting anterior FSPs induces a higher amount of PF eccentric work done (Hamill
21
22 395 et al., 2014), aiming at slowly lowering the heel to the ground, adopting posterior FSPs likely
23
24 396 induces a higher negative work done by dorsiflexors from heel strike to midstance. Since the
25
26 397 ankle work is substantial (Roberts & Belliveau, 2005) in uphill running, enlarging PF
27
28 398 fatigue/damage in downhill sections will likely affect performance in the subsequent uphill
29
30 399 sections. Besides, it is worth mentioning trail running may mainly cause greater alterations of
31
32 400 muscle function at PF than at dorsiflexors, as previously observed after a 5-h hilly run
33
34 401 (Fourchet et al., 2011).

35
36
37
38
39 402 The lower VL activity observed with anterior FSPs may result from a less pronounced knee
40
41 403 extension at initial contact which may decrease the VL pre-activation (Shih et al., 2013)
42
43 404 and/or a lower negative work developed by KE muscles during the braking phase (Hamill et
44
45 405 al., 2014). The statistical analysis revealed a negative correlation between THM and the
46
47 406 percent change in KE M-wave amplitude at Post. The runners exhibiting rearfoot strike
48
49 407 profiles during the DTR seem to be further inclined to alterations in sarcolemmal excitability
50
51 408 at KE. It could be suggested that this may be related to a higher VL activity when rearfoot
52
53 409 striking. Indeed, we recently observed that adopting a RFS pattern is related to a higher
54
55 410 activity of VL during downhill running (Giandolini et al., In press). However, we observed a
56
57
58
59
60

1
2
3 411 positive correlation between THM and the percent change in KE Db100 at Post indicating that
4
5 412 runners who further adopted posterior FSPs exhibited a lower decline in Post KE Db100.
6
7 413 Although fully explaining this result is difficult without additional kinematic data, we suggest
8
9 414 that the greater peripheral fatigue in runners with anterior FSP profile originate from a greater
10
11 415 knee flexion at initial contact, as previously observed when forefoot striking in level terrains
12
13 416 (Ahn et al., 2014; Shih et al., 2013; Yong et al., 2014). Indeed, changing knee kinematics can
14
15 417 alter the work load applied on KE muscles. First, a greater knee flexion would induce greater
16
17 418 lever arms between both the ground reaction force and weight vectors and the rotation axis
18
19 419 (i.e. the knee joint). This could in turn increase the torque produced eccentrically by the KE to
20
21 420 prevent center of mass lowering. Note that changes in knee joint torque magnitude are not
22
23 421 necessarily reflected in KE EMG activity (Ghori et al., 1995). Second, higher knee flexion
24
25 422 before landing might induce longer muscle lengths. Increasing initial muscle lengths before
26
27 423 eccentric action has been shown to enlarge active fiber strain which would induce greater
28
29 424 muscle damages, as a result of the overextension of sarcomeres, and higher loss in maximal
30
31 425 torque production (Butterfield & Herzog, 2006). In runners adopting anterior FSPs during the
32
33 426 DTR, decline in KE evoked torques were still evident two days after the DTR. The
34
35 427 development of delayed-onset muscle soreness likely resulted from high muscle tensions
36
37 428 especially in extended muscles (Eston et al., 1995) due to a more pronounced knee flexion
38
39 429 prior to eccentric contraction when using a forefoot pattern. Studies with kinematic analysis
40
41 430 of joint positions and joint torque calculations are necessary to further discuss this hypothesis.
42
43 431 Further experiments are also needed to confirm and clarify the discrepancy in the correlations
44
45 432 observed between THM and percent changes in M-wave amplitude or evoked torques.
46
47
48
49
50
51
52 433 Otherwise, the index of global muscle fatigue $\sum_{\Delta MVC}$ immediately after the DTR was related
53
54 434 to the FSP variability. A high FSP variability during the DTR is of great interest to reduce the
55
56 435 global muscle fatigue at KE and PF muscles after and two days after the DTR. Similarly, the
57
58
59
60

1
2
3 436 FSP variability was positively associated to percent changes in Post PF MVC torque and KE
4
5 437 Db100, and to percent changes in KE and PF MVC torques at Post2d. Also, the FSP
6
7 438 variability tended to be negatively associated to perceived pain at tight muscles. We speculate
8
9 439 that changing muscle activation pattern (Ahn et al., 2014; Giandolini et al., 2013; Shih et al.,
10
11 440 2013; Warne & Warrington, 2012) by switching FSPs can better distribute the muscular work
12
13 441 to the overall lower limb muscles. It is however worth mentioning that the delayed global
14
15 442 muscle fatigue two days after was also related to the FSP profile, i.e. runners who adopted a
16
17 443 predominant RFS profile demonstrated a less severe global muscle fatigue at Post2d.
18
19 444 Downhill running impairs running kinematics and running economy during level runs
20
21 445 immediately after and up to 2 days after (Braun & Dutto, 2003; Chen et al., 2007; Dutto &
22
23 446 Braun, 2004). In trail running, the downhill-induced muscle fatigue might therefore
24
25 447 compromise the runner's performance for the rest of the race, that is in the subsequent level
26
27 448 but also likely uphill sections. Minimizing the lower limb muscle fatigue acute and prolonged
28
29 449 induced by downhill sections by alternating between FSPs could be an effective strategy.
30
31 450 Besides, based on the present findings, adopting a predominant rearfoot strike profile during
32
33 451 downhill sections could also contribute in decreasing the lower limb muscle fatigue,
34
35 452 especially at KE.
36
37
38
39
40

41 453 Finally, as above mentioned, the more anterior the FSP, the higher the activity of GL, and the
42
43 454 lower the activity of VL. Muscular forces provide the primary loading of joints during
44
45 455 dynamic activity such as running, especially those resulting from quadriceps muscles
46
47 456 contraction if we consider the knee joint (Horisberger et al., 2013; Leumann et al., 2013;
48
49 457 Sasaki & Neptune, 2010). Interestingly, simulation models (Sasaki & Neptune, 2010) and
50
51 458 animal experiments (Leumann et al., 2013) showed that tibiofemoral and/or patellofemoral
52
53 459 joint forces enlarged as *vastii* muscle activity. Therefore, adopting FFS may permit to reduce
54
55 460 the mechanical strain at the knee joint. Indeed, lower patellofemoral contact forces were
56
57
58
59
60

1
2
3 461 reported in forefoot strikers compared to heel strikers during running (Kulmala et al., 2013;
4
5 462 Vannatta & Kernozek, 2014). Contrastingly, adopting anterior FSPs induces an increase in the
6
7 463 activity of *triceps surae* muscles and in turn a higher strain to the Achilles' tendon
8
9 464 (Almonroeder et al., 2013) which may lead to an increase in the risk of Achilles tendinopathy.
10
11 465 Knee issues and Achilles' tendinopathies are among the most frequent injuries (15% and
12
13 466 6.9%, respectively) in ultramarathon runners (Hoffman & Krishnan, 2014). Anterior FSPs
14
15 467 may permit to reduce the mechanical load applied on the osteo-articular structures while
16
17 468 enlarging the stress applied on the Achilles' tendon.
18
19
20

21 469 Our findings suggest that there is no systematically 'ideal' FSP and an effective strategy could
22
23 470 be to switch between FSPs in response to intrinsic (e.g. pains, muscle fatigue) as well as
24
25 471 extrinsic (e.g. slope, surface) factors in order to avoid overloading specific structures
26
27 472 (muscles, joints, tendons, etc.) and better "distribute" the overall load faced by the locomotor
28
29 473 system during ultratrail runs, and more specifically during the downhill sections.
30
31
32

33 474

36 475 **PRESPECTIVE**

37
38
39 476 This study brings new insights into the influence of the foot strike pattern adopted during an
40
41 477 intense downhill trail run on muscle activity and severity of the subsequent neuromuscular
42
43 478 fatigue. Runners demonstrating rearfoot strike profiles display lower knee extensors
44
45 479 peripheral fatigue and tended to exhibit lower plantar flexors peripheral fatigue. Besides, the
46
47 480 severity of the immediate global lower limb muscle fatigue, knee extensors peripheral fatigue
48
49 481 and plantar flexors torque loss were related to the variability of the foot strike pattern. This
50
51 482 finding suggests that in addition to the average pattern, alternating between different foot
52
53 483 strike patterns is of interest to reduce muscle fatigue in downhill running. Finally, we
54
55 484 observed that the foot strike pattern used affects the activity of lower limb muscles. Anterior
56
57
58
59
60

1
2
3 485 foot strike patterns were associated with a decreased *vastus lateralis* activity, potentially
4
5 486 inducing lower compressive forces at the knee joint, but an increased *gastrocnemius lateralis*
6
7 487 activity, likely increasing the traction strain at the Achilles' tendon. This study suggests that
8
9
10 488 there is no ideal running technique for trail runners. In order to reduce the muscle fatigue and
11
12 489 in light of the important prevalence of osteo-articular and tendinous issues in this population
13
14 490 of runners, we suggest that switching between running techniques could be an effective
15
16 491 strategy to distribute the mechanical load on the overall musculoskeletal system instead of
17
18 492 concentrating the overload certain muscles, joints or tendons only.
19

20
21
22 49323
24 494 **ACKNOWLEDGEMENTS**25
26
27 495 This study was supported by Amer Sports Footwear. We warmly thank our subjects for their
28
29 496 participation as Sébastien Pavailler (University Savoie Mont Blanc and Salomon SAS) for his
30
31 497 help during the experiment, Antoine Scherrer (Hikob) for his technical assistance, and
32
33 498 Thomas Rupp (University Savoie Mont Blanc) and John Temesi (University of Calgary) for
34
35 499 their valuable help in neuromuscular measurements and analysis.
36
37
38

39 500

40
41
42 501 **REFERENCES**43
44
45 502 Ahn AN, Brayton C, Bhatia T, Martin P. Muscle activity and kinematics of forefoot and
46
47 503 rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science* 2014.48
49
50 504 Almonroeder T, Willson JD, Kernozek TW. The effect of foot strike pattern on achilles
51
52 505 tendon load during running. *Ann Biomed Eng* 2013; 41: 1758-1766.53
54
55 506 Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Neuromuscular changes after long-lasting mechanically
56
57 507 and electrically elicited fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2001; 85: 317-325.
58
59
60

- 1
2
3 508 Avela J, Kyrolainen H, Komi PV, Rama D. Reduced reflex sensitivity persists several days
4
5 509 after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 1999; 86: 1292-1300.
6
7 510 Boyer KA, Nigg BM. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force
8
9 511 characteristics. *J Biomech* 2004; 37: 1583-1588.
10
11 512 Braun WA, Dutto DJ. The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed
12
13 513 onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *Eur J Appl Physiol* 2003:
14
15 514 90: 29-34.
16
17 515 Butterfield TA, Herzog W. Effect of altering starting length and activation timing of muscle
18
19 516 on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol* 2006; 100: 1489-1498.
20
21 517 Cabral de Oliveira AC, Perez AC, Merino G, Prieto JG, Alvarez AI. Protective effects of
22
23 518 *Panax ginseng* on muscle injury and inflammation after eccentric exercise. *Comp Biochem*
24
25 519 *Physiol C Toxicol Pharmacol* 2001; 130: 369-377.
26
27 520 Chen TC, Nosaka K, Tu JH. Changes in running economy following downhill running. *J*
28
29 521 *Sports Sci* 2007; 25: 55-63.
30
31 522 Chiang J, Shen YC, Wang YH, Hou YC, Chen CC, Liao JF, Yu MC, Juan CW, Liou KT.
32
33 523 Honokiol protects rats against eccentric exercise-induced skeletal muscle damage by
34
35 524 inhibiting NF-kappaB induced oxidative stress and inflammation. *Eur J Pharmacol* 2009; 610:
36
37 525 119-127.
38
39 526 Davis JM, Murphy EA, Carmichael MD, Zielinski MR, Groschwitz CM, Brown AS,
40
41 527 Gangemi JD, Ghaffar A, Mayer EP. Curcumin effects on inflammation and performance
42
43 528 recovery following eccentric exercise-induced muscle damage. *Am J Physiol Regul Integr*
44
45 529 *Comp Physiol* 2007; 292: R2168-2173.
46
47 530 Dutto DJ, Braun WA. DOMS-associated changes in ankle and knee joint dynamics during
48
49 531 running. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 560-566.
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 532 Eston RG, Lemmey AB, McHugh P, Byrne C, Walsh SE. Effect of stride length on symptoms
4
5 533 of exercise-induced muscle damage during a repeated bout of downhill running. *Scand J Med*
6
7 534 *Sci Sports* 2000; 10: 199-204.
- 8
9 535 Eston RG, Mickleborough J, Baltzopoulos V. Eccentric activation and muscle damage:
10
11 536 biomechanical and physiological considerations during downhill running. *Br J Sports Med*
12
13 537 1995; 29: 89-94.
- 14
15
16 538 Feasson L, Stockholm D, Freyssenet D, Richard I, Duguez S, Beckmann JS, Denis C.
17
18 539 Molecular adaptations of neuromuscular disease-associated proteins in response to eccentric
19
20 540 exercise in human skeletal muscle. *J Physiol* 2002; 543: 297-306.
- 21
22
23 541 Fourchet F, Millet GP, Tomazin K, Guex K, Nosaka K, Edouard P, Degache F, Millet GY.
24
25 542 Effects of a 5-h hilly running on ankle plantar and dorsal flexor force and fatigability. *Eur J*
26
27 543 *Appl Physiol* 2011; 112: 2645-2652.
- 28
29 544 Ghori GM, Donne B, Luckwill RG. Relationship between torque and EMG activity of a knee
30
31 545 extensor muscle during isokinetic concentric and eccentric actions. *J Electromyogr Kinesiolog*
32
33 546 1995; 5: 109-115.
- 34
35
36 547 Giandolini M, Arnal PJ, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Dubois B, Morin JB. Impact
37
38 548 reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur*
39
40 549 *J Appl Physiol* 2013; 113: 599-609.
- 41
42
43 550 Giandolini M, Horvais N, Rossi J, Millet GY, Morin JB, Samozino P. Acute and delayed
44
45 551 peripheral and central neuromuscular alterations induced by a short and intense downhill trail
46
47 552 run. *Scand J Med Sci Sports* In press.
- 48
49 553 Giandolini M, Pavailler S, Samozino P, Morin JB, Horvais N. Foot strike pattern and impact
50
51 554 continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-class
52
53 555 athlete. *Footwear Science* 2015.
- 54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 556 Giandolini M, Poupard T, Gimenez P, Horvais N, Millet GY, Morin JB, Samozino P. A
4
5 557 simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech* 2014.
6
7 558 Gollhofer A, Komi PV, Miyashita M, Aura O. Fatigue during stretch-shortening cycle
8
9 559 exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med*
10
11 560 1987; 8: 71-78.
12
13 561 Hamill J, Gruber AH, Derrick TR. Lower extremity joint stiffness characteristics during
14
15 562 running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci* 2014; 14: 130-136.
16
17 563 Hoffman MD, Krishnan E. Health and exercise-related medical issues among 1,212
18
19 564 ultramarathon runners: baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRACKing
20
21 565 (ULTRA) Study. *PLoS One* 2014; 9: e83867.
22
23 566 Horisberger M, Fortuna R, Valderrabano V, Herzog W. Long-term repetitive mechanical
24
25 567 loading of the knee joint by in vivo muscle stimulation accelerates cartilage degeneration and
26
27 568 increases chondrocyte death in a rabbit model. *Clin Biomech* 2013; 28: 536-543.
28
29 569 Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced
30
31 570 knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 2306-2313.
32
33 571 Leumann A, Fortuna R, Leonard T, Valderrabano V, Herzog W. Dynamic in-vivo force
34
35 572 transfer in the lapine knee loaded by quadriceps muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol,*
36
37 573 *Avon)* 2013; 28: 199-204.
38
39 574 Malm C, Sjodin TL, Sjoberg B, Lenkei R, Renstrom P, Lundberg IE, Ekblom B. Leukocytes,
40
41 575 cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or
42
43 576 downhill running. *J Physiol* 2004; 556: 983-1000.
44
45 577 Martin V, Dousset E, Laurin J, Gondin J, Gautier M, Decherchi P. Group III and IV muscle
46
47 578 afferent discharge patterns after repeated lengthening and shortening actions. *Muscle Nerve*
48
49 579 2009; 40: 827-837.
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 580 Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L. Effects of recovery modes after knee extensor
4
5 581 muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1907-1915.
6
7 582 Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L. Why does knee extensor muscles torque decrease
8
9 583 after eccentric-type exercise? *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45: 143-151.
10
11 584 Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, Lattier G. Alterations of
12
13 585 neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 2002; 92: 486-492.
14
15 586 Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson RC, Gergele L, Feasson
16
17 587 L, Martin V. Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS*
18
19 588 *One* 2011; 6: e17059.
20
21
22 589 Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci*
23
24 590 *Rev* 2001; 29: 37-41.
25
26 591 Peake J, Nosaka K, Suzuki K. Characterization of inflammatory responses to eccentric
27
28 592 exercise in humans. *Exerc Immunol Rev* 2005; 11: 64-85.
29
30 593 Piitulainen H, Bottas R, Komi P, Linnamo V, Avela J. Impaired action potential conduction at
31
32 594 high force levels after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 879-887.
33
34 595 Roberts TJ, Belliveau RA. Sources of mechanical power for uphill running in humans. *J Exp*
35
36 596 *Biol* 2005; 208: 1963-1970.
37
38 597 Sasaki K, Neptune RR. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force
39
40 598 during normal walking. *J Biomech* 2010; 43: 2780-2784.
41
42 599 Saugy J, Place N, Millet GY, Degache F, Schena F, Millet GP. Alterations of neuromuscular
43
44 600 function after the world's most challenging mountain ultra-marathon. *PLoS One* 2013; 8:
45
46 601 e65596.
47
48 602 Shih Y, Lin KL, Shiang TY. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod
49
50 603 conditions in running? *Gait Posture* 2013.
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 604 Strojnik V, Komi PV. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise.
4
5 605 J Appl Physiol (1985) 1998; 84: 344-350.
6
7 606 Temesi J, Rupp T, Martin V, Arnal PJ, Feasson L, Verges S, Millet GY. Central fatigue
8
9 607 assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. Med Sci Sports Exerc
10
11 608 2014; 46: 1166-1175.
12
13 609 Vannatta NC, Kernozek TW. Patellofemoral joint stress during running with alterations in
14
15 610 foot strike pattern. Med Sci Sports Exerc 2014: [Epub ahead of print].
16
17 611 Warne JP, Warrington GD. Four-week habituation to simulated barefoot running improves
18
19 612 running economy when compared with shod running. Scand J Med Sci Sports 2012; 24: 563-
20
21 613 568.
22
23 614 Yong JR, Silder A, Delp SL. Differences in muscle activity between natural forefoot and
24
25 615 rearfoot strikers during running. J Biomech 2014; 47: 3593-3597.
26
27
28
29
30 616
31
32 617
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

TABLES

Table 1. Multiple linear regression models computed from RMS values (dependent variables), running speed and THM (independent variables) for the six sections. The B multiplying coefficient, weighted β and P values were reported as indicators of the respective influence of each independent variable on the dependent variable. For each model, the constant, the adjusted R^2 value and the P value were also reported. Bold characters denote significant correlations between an independent variable and the dependent variable.

	Running speed			THM			Constant	R^2	P
	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P			
VL _{DTR} RMS	3.815	0.503	<0.0001	0.338	0.430	<0.0001	8.3	0.27	<0.0001
BF _{DTR} RMS	-1.347	-0.099	0.412	0.070	0.050	0.678	30.2	0.01	0.536
GL _{DTR} RMS	0.553	0.047	0.691	-0.297	-0.242	0.041	28.3	0.05	0.062
TA _{DTR} RMS	4.603	0.242	0.031	0.867	0.440	<0.0001	17.9	0.16	0.001

Table 2. Multiple linear regression models computed from percent changes in knee extensors (KE) neuromuscular variables at Post and Post2d as dependent variables, and running time, FSP profile (average THM) and FSP variability (THM_{SD}) as independent variables. The B multiplying coefficient, weighted β and P values were reported as indicators of the respective influence of each independent variable on the dependent variable. For each model, the constant and the R^2 value were also reported. Bold characters denote significant correlations between an independent variable and the dependent variable.

	Running time			THM			THM _{SD}			Constant	R ²
	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P		
% of change Pre-Post for KE											
MVC	0.031	0.020	0.929	0.235	0.298	0.185	0.886	0.340	0.118	-25.9	0.19
VL _{NM} M-wave	0.339	0.153	0.522	-0.537	-0.544	0.031	-0.733	-0.196	0.380	-20.6	0.28
Tw	-0.058	-0.030	0.895	0.373	0.423	0.081	0.752	0.226	0.323	-46.7	0.19
Db100	-0.157	-0.072	0.720	0.555	0.548	0.014	1.575	0.412	0.049	-32.4	0.38
10:100	1.014	0.384	0.109	-0.202	-0.155	0.509	0.067	0.014	0.952	-67.1	0.14
VA	0.341	0.265	0.288	-0.039	-0.066	0.790	-0.199	-0.088	0.714	-17.1	0.08
% of change Pre-Post2d for KE											
MVC	-0.369	-0.209	0.300	0.383	0.437	0.039	1.262	0.436	0.032	-5.1	0.33
VL _{NM} M-wave	0.428	0.147	0.563	-0.037	-0.027	0.914	0.003	0.001	1.000	-22.1	0.02
Tw	0.160	0.066	0.788	0.393	0.355	0.168	0.940	0.232	0.331	-9.1	0.17
Db100	0.349	0.160	0.500	0.367	0.368	0.136	1.102	0.302	0.190	-21.3	0.25
10:100	1.133	0.366	0.110	0.480	0.338	0.142	1.188	0.229	0.283	-50.6	0.34
VA	-0.150	-0.101	0.659	0.234	0.341	0.153	0.879	0.339	0.144	-2.7	0.19

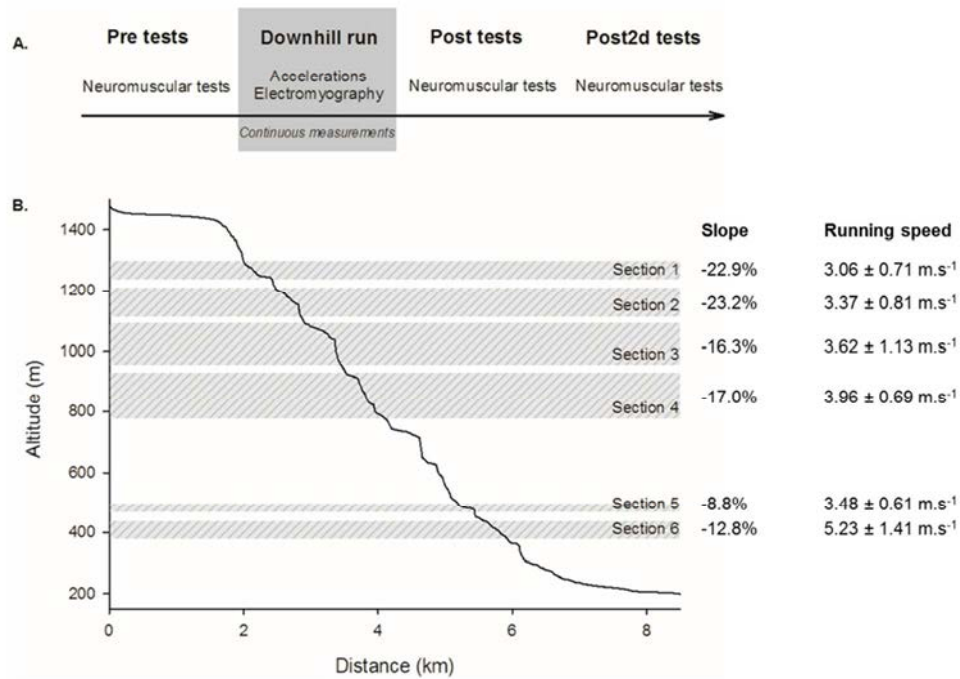
Table 3. Multiple linear regression models computed from percent changes in plantar flexors (PF) neuromuscular variables at Post and Post2d as dependent variables, and running time, FSP profile (average THM) and FSP variability (THM_{SD}) as independent variables. The B multiplying coefficient, weighted β and P values were reported as indicators of the respective influence of each independent variable on the dependent variable. For each model, the constant and the R^2 value were also reported. Bold characters denote significant correlations between an independent variable and the dependent variable.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

	Running time			THM			THM _{SD}			Constant	R ²
	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P		
% of change Pre-Post for PF											
MVC	0.014	0.006	0.977	0.286	0.254	0.247	1.912	0.520	0.015	-37.9	0.32
SOL _{NM} M-wave	1.160	0.280	0.238	-0.387	-0.190	0.424	-1.681	-0.216	0.346	-37.1	0.13
Tw	0.238	0.163	0.460	0.288	0.391	0.089	0.651	0.245	0.265	-41.2	0.24
Db100	-0.053	-0.038	0.864	0.323	0.450	0.054	0.641	0.248	0.262	-24.6	0.23
10:100	0.377	0.435	0.061	0.031	0.071	0.750	0.271	0.172	0.434	-21.6	0.23
VA	0.504	0.455	0.069	-0.090	-0.168	0.479	0.648	0.316	0.161	-27.4	0.23
% of change Pre-Post2d for PF											
MVC	0.415	0.249	0.334	0.252	0.310	0.139	1.199	0.453	0.024	-32.0	0.40
SOL _{NM} M-wave	2.248	0.417	0.079	-0.500	-0.188	0.417	-0.838	-0.083	0.708	-65.0	0.17
Tw	-0.295	-0.151	0.512	-0.249	-0.252	0.282	-1.069	-0.300	0.194	15.6	0.17
Db100	-0.352	-0.186	0.411	-0.171	-0.179	0.432	-1.303	-0.378	0.101	16.1	0.20
10:100	0.106	0.108	0.638	-0.120	-0.243	0.298	0.555	0.312	0.177	-5.6	0.17
VA	-0.319	-0.304	0.242	0.106	0.210	0.410	0.310	0.160	0.499	4.7	0.12

Table 4. Multiple linear regression models computed from the global index of lower limb muscle fatigue and the global index of lower limb muscle pain ($\Sigma_{\Delta MVC}$ and Σ_{PP}) as dependent variables, and running time, FSP profile (average THM) and FSP variability (THM_{SD}) as independent variables. The B multiplying coefficient, weighted β and P values were reported as indicators of the respective influence of each independent variable on the dependent variable. For each model, the constant and the R^2 value were also reported. Bold characters denote significant correlations between an independent variable and the dependent variable.

	Running time			THM			THM _{SD}			Constant	R ²
	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P		
$\Sigma_{\Delta MVC}$											
Post	1.695	0.144	0.482	1.916	0.329	0.120	7.980	0.414	0.045	-261.0	0.30
Post2d	-0.472	-0.042	0.824	2.625	0.475	0.021	8.563	0.468	0.018	-114.0	0.39
Σ_{PP}											
Post	-0.666	-0.531	0.016	0.089	0.144	0.486	-0.367	-0.179	0.368	38.7	0.30
Post2d	0.299	-0.209	0.375	0.079	0.122	0.603	-0.364	-0.171	0.450	34.0	0.08



32 Figure 1. Protocol design. Panel A: tests and measurements before (Pre), during, after (Post) and 2-days
33 after (Post2d). Panel B: description of the downhill run and the six sections used for data analysis.
34 254x190mm (96 x 96 DPI)

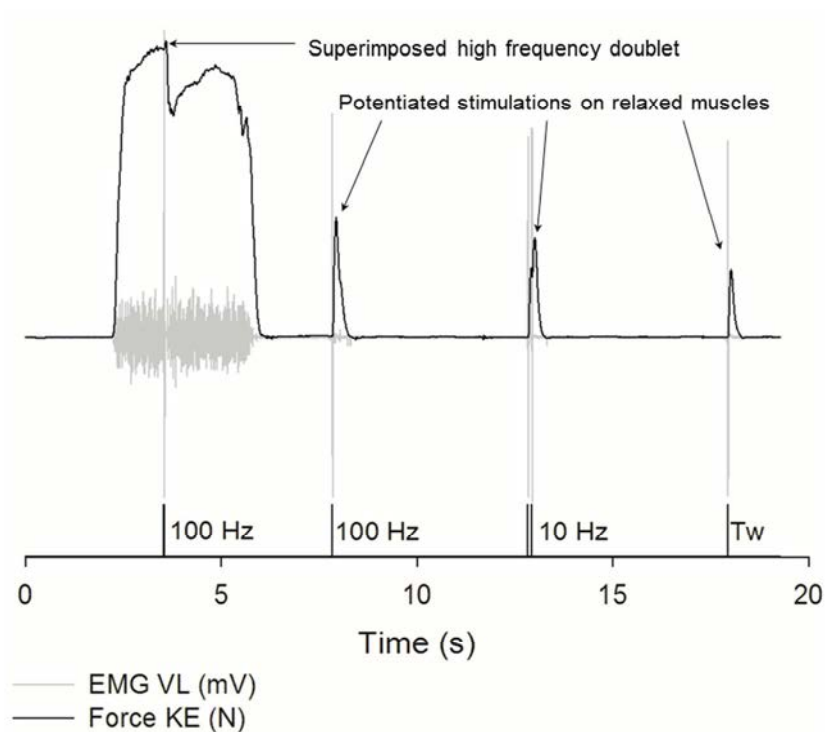


Figure 2. Evaluation of neuromuscular functions; typical force (black line) and EMG (gray line) signals during voluntary and electrically evoked contractions for knee extensors. The black vertical lines represent the timing of stimuli delivery (superimposed high frequency doublet, potentiated high frequency doublet, potentiated low frequency doublet and potentiated single twitch, from left to right).
254x190mm (96 x 96 DPI)

ANNEXE 10

Giandolini *et al.* (soumis, Journal of Biomechanics)

FOOT STRIKE PATTERN AFFECTS DIFFERENTLY THE AXIAL AND TRANSVERSE COMPONENTS OF SHOCK ACCELERATION AND ATTENUATION IN DOWNHILL RUNNING

Manuscript Number:

Title: Foot strike pattern affects differently the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running

Article Type: Full Length Article (max 3500 words)

Keywords: Downhill running, Foot strike, Vertical acceleration, Antero-posterior acceleration, Resultant acceleration

Corresponding Author: Ms. Marlène Giandolini,

Corresponding Author's Institution: University of Savoie

First Author: Marlène Giandolini

Order of Authors: Marlène Giandolini; Nicolas Horvais, PhD.; Jérémy Rossi, PhD.; Guillaume Y Millet, PhD.; Pierre Samozino, PhD.; Jean-Benoit Morin, PhD.

Abstract: Trail runners are highly exposed to osseous overuse injuries likely because of high number of shocks that considerably increasing in intensity in downhill sections. The type of foot strike pattern (FSP) is known to influence the impact severity and lower limb kinematics. Our purpose was to investigate the influence of FSP on the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation during an intense downhill trail run (DTR). Twenty-three trail runners performed a 6.5-km DTR (1 264 m of negative elevation) as fast as possible. Four tri-axial accelerometers were set at the heel, metatarsals, tibia and sacrum. Accelerations were continuously recorded at 1344 Hz and analyzed over six sections (~400 steps per subject). Heel and metatarsals accelerations were used to identify the FSP. Axial, transverse and resultant peak accelerations, median frequencies and shock attenuation within the impact-related frequency range (12-20 Hz) were assessed between tibia and sacrum. Multiple linear regressions showed that anterior (i.e. forefoot) FSPs were associated with higher axial peak acceleration and median frequency at tibia, lower transverse median frequencies at tibia and sacrum, and lower transverse peak acceleration at sacrum. Regarding resultant acceleration, higher tibial median frequency but lower sacral peak acceleration were reported when forefoot striking. FSP therefore affects differently the components of impact shock acceleration. Although a forefoot strike reduces impact severity and impact frequency content along the transverse axis, a rearfoot strike decreases them along the axial direction. Globally, the attenuation of axial and resultant impact-related vibrations was improved using anterior FSPs.

1 **Foot strike pattern affects differently the axial and transverse components of shock**
2 **acceleration and attenuation in downhill trail running**

3 Marlene GIANDOLINI^{1,2}, Nicolas HORVAIS^{1,2}, Jérémy ROSSI¹, Guillaume Y. MILLET³,
4 Pierre SAMOZINO¹, Jean-Benoît MORIN⁴

5 ¹Laboratory of Exercise Physiology, University Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac,
6 France

7 ²Amer Sports Footwear Laboratory of Biomechanics and Exercise Physiology, Salomon SAS,
8 Annecy, France

9 ³Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary,
10 Canada

11 ⁴Laboratory of Human Motricity, Education Sport and Health, University of Nice Sophia
12 Antipolis, Nice, France

13

14 **Corresponding author :**

15 Marlene GIANDOLINI
16 Laboratory of Exercise Physiology (EA4338)
17 Université Savoie Mont Blanc, UFR CISM - Technolac
18 73376, Le Bourget-du-Lac, France
19 Phone : +33-477-120733
20 Fax : +33-477-127-229
21 E-mail : marlene.giandolini@salomon.com

22

23 **Keywords** Downhill running, Foot strike, Vertical acceleration, Antero-posterior acceleration,
24 Resultant acceleration

25

26

27

28

29

30

31

32

33 **ABSTRACT**

34 Trail runners are highly exposed to osseous overuse injuries likely because of high number of
35 shocks that considerably increasing in intensity in downhill sections. The type of foot strike
36 pattern (FSP) is known to influence the impact severity and lower limb kinematics. Our
37 purpose was to investigate the influence of FSP on the axial and transverse components of
38 shock acceleration and attenuation during an intense downhill trail run (DTR). Twenty-three
39 trail runners performed a 6.5-km DTR (1 264 m of negative elevation) as fast as possible.
40 Four tri-axial accelerometers were set at the heel, metatarsals, tibia and sacrum. Accelerations
41 were continuously recorded at 1344 Hz and analyzed over six sections (~400 steps per subject).
42 Heel and metatarsals accelerations were used to identify the FSP. Axial, transverse and
43 resultant peak accelerations, median frequencies and shock attenuation within the impact-
44 related frequency range (12-20 Hz) were assessed between tibia and sacrum. Multiple linear
45 regressions showed that anterior (i.e. forefoot) FSPs were associated with higher axial peak
46 acceleration and median frequency at tibia, lower transverse median frequencies at tibia and
47 sacrum, and lower transverse peak acceleration at sacrum. Regarding resultant acceleration,
48 higher tibial median frequency but lower sacral peak acceleration were reported when
49 forefoot striking. FSP therefore affects differently the components of impact shock
50 acceleration. Although a forefoot strike reduces impact severity and impact frequency content
51 along the transverse axis, a rearfoot strike decreases them along the axial direction. Globally,
52 the attenuation of axial and resultant impact-related vibrations was improved using anterior
53 FSPs.

54

55

56

57

58 INTRODUCTION

59 Trail running consists in short to extreme mileage mountain races from approximately 20 km
60 to >300 km with important positive and negative elevation ranging from 500 to >20000 m.
61 Epidemiological studies reported that ultratrail runners are exposed to several musculoskeletal
62 injuries including knee issues and stress fractures of femur, hip, tibia, fibula or foot (Hoffman
63 and Krishnan, 2014; Lopes et al., 2012). Hoffman and Krishnan (2014) reported an annual
64 stress fracture incidence of 5.5% and observed that a greater running distance during the year
65 was one of the risk factors involved in stress fractures. The considerable incidence of osteo-
66 articular injuries may be directly related to the high number of foot-ground contacts
67 experienced. Roughly, over an ultratrail of ~160km, a typical runner experiences
68 approximately 320000 foot-ground contacts, likely exposing his joints, bones, cartilage and
69 other structures to a much higher stress than those faced by a short-distance runner, even if
70 running speed is much lower in ultratrail. About 50 to 75% of all running injuries are overuse
71 injuries due to the constant repetition of the same movement (van Mechelen, 1992).
72 Hence, repetitive shocks are thought to be a significant factor in the development of spinal
73 injuries and degenerative changes in joint and cartilage (LaFortune et al., 1996) as in the risk
74 of tibial stress fractures (Dickinson et al., 1985) and osteoarthritis through microfractures of
75 osseous tissues that may lead to a disability of joints' cushioning (Malekipour et al., 2013;
76 Radin et al., 1973; Valiant, 1989).

77 Downhill running is the most strenuous exercise for skeletal and muscle structures (Malm et
78 al., 2004). In downhill *versus* level running, overall impact has been shown to increase, with
79 higher peak acceleration at tibia (Chu and Caldwell, 2004; Giandolini et al., 2015; Hamill et
80 al., 1984; Hardin and Hamill, 2002), sacrum (Mizrahi et al., 2000) and head (Chu and
81 Caldwell, 2004), higher transverse peak tibial acceleration, i.e. along the tibial anteromedial
82 aspect (Giandolini et al., 2015), and increased loading rate and braking force (Gottschall and

83 Kram, 2005). As a consequence, runners tend to alter their running mechanics in order to
84 better cushion impact in downhill running through increased knee flexion (Mizrahi et al.,
85 2000, 2001), hip flexion (Chu and Caldwell, 2004) and plantarflexion (Chu and Caldwell,
86 2004) at foot strike. Also, the negative/eccentric work percentage, which represents the phase
87 of shock absorption during stance, was shown to increase for ankle and knee during downhill
88 running (Buczek and Cavanagh, 1990; Eston et al., 1995).

89 The foot strike pattern (FSP) influences the impact magnitude and the stress applied to the
90 locomotor system (e.g. Boyer et al., 2014; Divert et al., 2005; Giandolini et al., 2013; Kulmala
91 et al., 2013; Lieberman et al., 2010; Shih et al., 2013). Three main FSPs have been observed:
92 rearfoot strike (RFS), midfoot strike (MFS), and forefoot strike (FFS). Typically, adopting
93 MFS-FFS patterns induces a more plantarflexed ankle and flexed knee at initial contact
94 inducing a more vertical alignment of the tibia relatively to the running surface (Ahn et al.,
95 2014; Shih et al., 2013; Yong et al., 2014), as well as lower ankle stiffness and greater knee
96 stiffness (Hamill et al., 2014; Laughton et al., 2003) compared to a RFS.

97 Vertical and resultant impact, as quantified with the loading rate, was shown to decrease with
98 a FFS (Boyer et al., 2014; Divert et al., 2005; Giandolini et al., 2013; Kulmala et al., 2013;
99 Lieberman et al., 2010; Shih et al., 2013). Also, lower peak acceleration and impact-related
100 frequency content along the axial tibial axis in habitual forefoot strikers were recently observed
101 (Gruber et al., 2014). This result contradicts the previous finding of Laughton et al. (2003)
102 showing an increase of the axial tibial shock when forefoot striking in habitual rearfoot
103 strikers. During a real trail running race, we observed in a single runner exhibiting a FFS
104 profile that the axial peak tibial acceleration decreased as he used a more pronounced heel
105 strike (Giandolini et al. 2015).

106 Previous studies mainly focused on the vertical force or axial shock acceleration during level
107 running but only a few experiments considered the braking force (Boyer et al., 2014;
108 Cavanagh and Lafortune, 1980; Laughton et al., 2003) or transverse shock acceleration
109 (Giandolini et al., 2015; Lafortune, 1991) independently of the resultant component.
110 However, impact severity in the braking direction and transverse plane should not be
111 neglected since it was previously demonstrated that bone is weaker under shear strains than
112 under compression strains (Turner et al., 2001). The importance of the transverse component in
113 the evaluation of shock intensity was previously pointed out by Lafortune (1991) during level
114 running. Hardin and Hamill (2002) also suggested that transverse shock was greater during
115 downhill compared to level running because of the shift in the orientation of the normal
116 vector. Regarding the effect of the FSP on the braking force, lower/removed impact peak as
117 well as lower loading rate were observed for RFS compared to FFS (Boyer et al., 2014;
118 Cavanagh and Lafortune, 1980; Laughton et al., 2003). Finally, we observed from a case
119 study that adopting a more pronounced heel strike was associated with greater transverse peak
120 tibial acceleration (Giandolini et al., 2015).

121 Considering the high exposure to osseous overuse injuries in trail runners and the large amount
122 of mechanical stress applied on the runner's body over downhill sections, it appears that
123 studying whether the FSP used in downhill running influences the impact severity is of great
124 interest. Due to the FSP-associated changes in lower leg geometry at initial contact, it is also
125 relevant to focus on both axial and transverse impact shock accelerations as well as on the
126 resultant one. Our purpose was thus to assess, during an intense downhill trail run, the
127 influence of the foot strike pattern on the intensity and attenuation of axial, transverse and
128 resultant shock accelerations. Conversely to previous studies performed exclusively in level
129 running, we hypothesized that adopting anterior FSPs in downhill running would increase the

130 axial shock acceleration but decrease the transverse one, as observed on a single train runner
131 in real practice.

132

133 **METHODS**

134 **Participants**

135 Twenty-three experienced trail male runners (age: 39 ± 11 years, height: 176 ± 6 cm, weight:
136 71.5 ± 9.6 kg, weekly running volume: 4.8 ± 2.4 h) were recruited and gave their written
137 informed consent to participate in this study, which was approved by the local ethics
138 committee and conducted in agreement with the Declaration of Helsinki. Inclusion criteria
139 were to have completed at least one official trail running race of at least 45 km and sustained
140 no injury in the six months preceding the experiment. Subjects were selected *a priori*
141 according to their FSP (known from a previous experiment or from the visit of inclusion) to
142 ensure a large panel of running techniques during the experiment. During the run, all subjects
143 wore the same shoe model (Salomon S-Lab Sense 3 SoftGround, mass = 230 g, heel height =
144 13 mm, heel-to-toe insole drop = 4 mm). To ensure that all subjects were prepared in a similar
145 way to perform the downhill trail run (DTR), they were given a specific training plan for
146 downhill running in the three months preceding the experiment. This program comprised 10
147 increasingly demanding training sessions and included a total of over 7000 m of downhill
148 running.

149

150 **Experimental design**

151 Subjects were driven up at the start of the DTR and asked to complete it as fast as possible.
152 Heel, metatarsals, tibia and sacrum3-D accelerations were recorded continuously during the

153 entire run. The actual run comprised a 6.5-km long downhill section, mostly on forest trails,
154 with an altitude drop of 1264 m. It was preceded by a 1.2-km level section on a trail and
155 followed by a 0.8-km level section on a concrete cycling track.

156

157 **Continuous acceleration measurements**

158 *Materials and recordings*

159 Four tri-axial lightweight wireless accelerometers with air pressure sensor (Agile Fox, Hikob,
160 Villeurbanne, France) were set onto the subject. Two were fixed on the left shoe: one at the
161 heel above the midsole, one on the top of the shoe above metatarsals. Those were installed in
162 fitted pockets to protect the accelerometers from water, mud, etc., and firmly fixed by Velcro
163 straps. For the forefoot attachment, the strap was inserted between the top midsole and the
164 upper of the shoe during its assembling. These two accelerometers allowed us to identify the
165 FSP adopted during the run (Giandolini et al., 2014; Giandolini et al., 2015). Another one was
166 firmly fixed onto the anteromedial aspect of the left tibia in a customized Velcro strap. The
167 last one was set onto the tubercle of the proximal median sacral crest in a customized belt.
168 Systems of attachment were tightened to the limit of the subject comfort in order to minimize
169 the resonant frequency of the devices' attachments (Shorten and Winslow, 1992). These two
170 accelerometers allowed us to quantify axial, transverse and resultant shock intensity and shock
171 attenuation between tibia and sacrum in both time and frequency domains. All accelerometers
172 were time-synchronized by a common system (Hikob). A single acquisition was performed
173 from the start to the end of the run. Acceleration and air pressure data were sampled at 1344
174 Hz and 12 Hz, respectively, and collected on micro-SD cards.

175 *Data analysis*

176 Data were analyzed over 6 pre-selected sections through the DTR (Figure 1). The average
177 distance and slope for each section were 559 ± 352 m and $16.8 \pm 5.6\%$. These sections were
178 chosen because their surfaces were not too rough, which ensured stable running kinematics.
179 From the air pressure data, the altitude over the DTR was calculated and used to compute
180 subjects running time for each section. Acceleration data were analyzed in Scilab 5.4.1
181 software (Scilab Enterprises, Orsay, France). For the time analysis of heel and metatarsals
182 accelerations, a 2nd order Butterworth 10-Hz high-pass filter was applied to improve the
183 detection of acceleration peaks by removing the active component of acceleration. From the
184 filtered signals, the FSP was identified for each step by measuring the time between heel and
185 metatarsals peak accelerations within a step cycle, the heel peak being considered as t_0 (THM)
186 (Giandolini et al., 2014). Then, from THM, steps were classified as RFS, MFS or FFS using
187 the criteria proposed by Giandolini et al. (2014), i.e. $\text{FFS} < -5.49 \text{ ms} < \text{MFS} < 15.2 \text{ ms} < \text{RFS}$.
188 For each section, the respective parts of RFS, MFS and FFS were expressed in percentage of
189 all steps analyzed over the section (%RFS, %MFS and %FFS, respectively).

190 For the time domain analysis of tibial and sacral accelerations, signals were filtered with a 2nd
191 order Butterworth 10-Hz high-pass filter to remove the active component of acceleration. For
192 the frequency domain analysis, raw signals were used. Impact-related parameters were
193 assessed from time and frequency domain analysis in axial, transverse and
194 resultant dimensions. The axial components of acceleration were measured along the
195 longitudinal axis of the tibia and sacral crest. For the sacrum, the transverse component of
196 acceleration was measured along the antero-posterior axis of the sacral crest. For the tibia,
197 since the tibial anteromedial aspect slightly shifted from its antero-posterior axis, the angle
198 formed by the antero-posterior axis (represented by the axis of the sacrum accelerometer
199 pointing in the antero-posterior direction) and the axis of the tibial anteromedial aspect was
200 calculated for each subject during a 3-sec standing position using two inertial sensors placed in

201 a similar way than the tibia and sacrum accelerometers (Agile Fox, Hikob, sampling
202 frequency = 220 Hz). An average angle of $\alpha = 8.37 \pm 6.69^\circ$ was obtained and used to
203 determine the real transverse component of tibial acceleration during running.

204 From the time-based signals of tibia and sacrum, magnitudes of axial (zPTA and zPSA),
205 transverse (yPTA and yPSA) and resultant (rPTA and rPSA) peak accelerations were
206 measured. The frequency analysis was then performed on each stance phase in axial,
207 transverse and resultant dimensions as described by Shorten and Winslow (1992). With the
208 deflection before the axial peak tibial acceleration as the start of the stance phase, 0.3-s
209 subsamples were extracted from acceleration signals of tibia and sacrum. Each subsample
210 consisted of a total of 512 values by padding with zeros. The power spectral density (PSD)
211 was then calculated using the Fast Fourier Transform (FFT) for tibia and sacrum acceleration
212 signals. PSDs were interpolated so each frequency bin was 2 Hz. Median frequencies were
213 calculated from each PSD within the 2-100 Hz frequency range for tibia and sacrum in axial
214 ($zMDF_{tibia}$, $zMDF_{sacrum}$), transverse ($yMDF_{tibia}$, $yMDF_{sacrum}$) and resultant ($rMDF_{tibia}$,
215 $rMDF_{sacrum}$) dimensions. Finally, shock attenuation between tibia and sacrum was quantified
216 by calculating the ratio of sacrum and tibia PSDs. For doing so, a transfer function was
217 performed for each frequency bin within the 12-20 Hz frequency range, i.e. the impact
218 frequency range according to Shorten and Winslow (1992), using the formula,

$$TF_i = 10 \log_{10}(PSD_{sacrum,i}/PSD_{tibia,i})$$

219 where TF_i is the attenuation (in dB) between tibia ($PSD_{tibia,i}$) and sacrum power ($PSD_{sacrum,i}$)
220 spectral densities the i -th frequency bin within the 12-20 Hz frequency range. All TF_i within
221 the frequency range considered were averaged. This procedure was performed for axial,
222 transverse and resultant dimensions (zTF, yTF and rTF, respectively).

223

224 **Statistics**

225 For each subject, mean \pm standard deviation (SD) were calculated for all parameters from all
226 steps analyzed within each section. To investigate the effects of FSP on impact-related
227 parameters independently from the running speed, multiple linear regressions were computed
228 from the average individual data of all sections with impact-related parameters as dependent
229 variables, and the average running speed of subjects over each section (calculated from the
230 section distance and the time for the subject to run this distance) and THM as independent
231 variables ($n = 138$). The level of significance was set at $P < 0.05$.

232

233 **RESULTS**

234 The total running time was 34 ± 6 min. A total of 439 ± 34 steps per subject were analyzed
235 over the six sections (73 ± 21 on average per section). The average running speed over the
236 analyzed sections was 3.79 ± 0.77 m·s⁻¹. There was no correlation between the average THM
237 of subjects over the DTR and their performance, i.e. time to cover the run. On average, %RFS,
238 %MFS and %FFS within the six sections were $40.2 \pm 30.9\%$, $23.8 \pm 18.6\%$ and $36 \pm 27.9\%$,
239 respectively. Five subjects presented on average more than 66% of RFS steps, 7 subjects
240 presented from 33% to 66% of RFS steps, and 11 subjects presented a part of RFS steps lower
241 than 33%.

242 Values of impact-related parameters are presented in Table 1. Over a section, patterns of
243 acceleration were substantially replicable as shown by samples in Figure 2. Results of multiple
244 linear regressions are reported in Table 2. Peaks of tibial and sacral accelerations as well as
245 zTF and rTF were positively related to running speed ($P < 0.05$), but this was not the case
246 for median frequencies (except $yMDF_{\text{sacrum}}$). Regarding the FSP, zPTA, $zMDF_{\text{tibia}}$ and
247 $rMDF_{\text{tibia}}$ were negatively related to THM ($P < 0.05$, Figure 3A), whereas yPSA, rPSA,

248 $yMDF_{tibia}$ and $yMDF_{sacrum}$ were positively related to THM ($P < 0.02$, Figure 3A). In addition,
249 zTF and rTF were positively related to THM ($P < 0.001$, Figure 3B).

250

251 **DISCUSSION**

252 The purpose of this study was to examine whether or not the FSP influences the impact shock
253 intensity and attenuation in downhill trail running. The main findings were that (i) the impact
254 intensity along the transverse axis of tibia and sacrum is as severe as the one along the axial
255 axis, and (ii) the FSP influences differently the axial and transverse components of tibial and
256 sacral accelerations.

257 Impact shock measurements highlighted that the transverse component of tibial acceleration
258 should not be neglected in the measurement of shock severity. Indeed, axial and transverse
259 peak values at tibia were found to be of quasi-similar intensity (10.7 ± 0.55 g for $zPTA$ versus
260 9.39 ± 2.09 g for $yPTA$ on average over the DTR). Likewise, transverse median frequencies
261 measured at tibia and sacrum were substantially higher than axial ones, which tends to
262 indicate a higher content in high frequencies within the transverse power spectral density
263 which were previously observed to be related to shock and vibration components of impact
264 (Shorten and Winslow, 1992). Our study confirms that resultant acceleration might be of
265 greater importance in impact shock assessment than only axial acceleration.

266 The results indicate that the FSP influenced differently shock acceleration's components
267 during the DTR. Anterior FSPs induced higher axial peak acceleration as well as higher axial
268 and resultant median frequencies at tibia. However, it is associated with lower transverse
269 median frequencies at tibia and sacrum as well as lower transverse and resultant peak sacrum
270 accelerations. These results tend to confirm previous intra-individual observations during a
271 trail running race over slopes ranging from -18.5% to 34.7% showing that the more anterior

272 the FSP, the higher the axial peak tibial acceleration, and the lower the transverse peak tibial
273 acceleration (Giandolini et al., 2015). Discussing potential explanations for this difference in
274 the repartition of impact shock along axial and transverse axis is hardly feasible without
275 complementary kinematic data. Nevertheless, the FSP has been shown to induce substantial
276 changes in leg geometry at initial contact which may partly explain this result.

277 Adopting posterior FSPs is typically accompanied by kinematic changes such as greater stride
278 length, more extended knee and thus less vertical alignment of the tibia at initial contact as
279 previously observed in RFS runners during level running (Ahn et al., 2014; De Wit et al.,
280 2000; Shih et al., 2013; Squadrone and Gallozzi, 2009; Yong et al., 2014), and/or a more
281 backward trunk inclination, as observed in runners with a more dorsiflexed ankle at initial
282 contact during downhill running (Chu and Caldwell, 2004). The potential tilted position of the
283 tibia when adopting posterior FSPs, likely for controlling the gravity-induced body's
284 acceleration by a constant braking for safety reasons but also because of a potential lack of
285 motor control needed to maintain body trajectory on rough surfaces (Minetti et al., 2002), may
286 enlarge the shear strain applied along the transverse axis. Conversely, the increased axial
287 shock severity at tibia when adopting anterior FSPs may result from a more vertical position of
288 this segment at initial contact enlarging the tibial acceleration measured along the axial axis
289 due either to the voluntary downward motion (active component of acceleration) and/or to a
290 faster deceleration of the tibia's mass (passive/impact component of acceleration). These
291 differences in the relative importance of acceleration components seem to induce a higher
292 median frequency within the resultant tibial acceleration but a lower peak magnitude on
293 resultant sacral acceleration when adopting anterior FSPs. Although these results are in
294 agreement with our previous findings (Giandolini et al., 2015), further experiments should
295 investigate the effect of the FSP on ground reaction forces as well as on lower limb
296 kinematics during downhill running to confirm these observations and hypothesis.

297 Interestingly, Chu et al. (2004) observed a bimodal response to downhill running on treadmill:
298 one half of the subjects of their experimental group maintained constant shock attenuation
299 despite the increase in downhill gradient, whereas the other half showed an impairment
300 of shock attenuation when running downhill. When they compared these two sub-groups, they
301 observed that the sub-group impairing shock attenuation also presented greater ankle
302 dorsiflexion and lower hip flexion, i.e. a more backward inclined trunk, at heel strike. These
303 results are in line with the present findings: the more anterior the FSP (and thus the lower the
304 dorsiflexion at foot strike), the higher the axial as well as resultant impact-related vibrations
305 attenuation. Previous studies examined the effect of knee angle on axial shock transmission
306 from the tibia to the head (Edwards et al., 2012; LaFortune et al., 1996). Edwards et al. (2012)
307 found that increasing knee flexion improves shock attenuation, mainly within the 15-35 Hz
308 frequency range. We can thus suggest that the better shock attenuation between tibia and
309 sacrum when forefoot striking could be the consequence of a more flexed knee at initial
310 contact, which is typical of this type of running pattern (Shih et al., 2013), acting thus as an
311 active damping system. However, these arguments need further supports of knee kinematics
312 measurements.

313

314 **CONCLUSION**

315 During trail races, downhill sections expose runners to severe mechanical stress. This study
316 provides further insights into the mechanical stress undergone by runners during downhill
317 trail running. Two important results were that (i) the transverse shock acceleration should not
318 be neglected in the assessment of impact severity and (ii) the foot strike pattern influences
319 differently axial and transverse shock intensity and frequency content. Adopting a more
320 anterior foot strike pattern leads to higher shock intensity along the axial axis and a lower one

321 along the transverse axis. Overall, it permit to improve the attenuation of axial and resultant
322 impact-related frequencies. Future experiments are needed to understand the potential role of
323 transverse shocks and vibrations in the etiology of overuse running-related injuries.

324

325 **ACKNOWLEDGEMENTS**

326 This study was supported by Amer Sports Footwear as part of the doctoral work of Marlene
327 Giandolini. We declare that we have no conflict of interest. We warmly thank our subjects for
328 their participation and Sébastien Pavailler (Salomon SAS and University of Savoie Mont
329 Blanc) for his help during the experiment.

330

331 **REFERENCES**

- 332 Ahn, A.N., Brayton, C., Bhatia, T., Martin, P., 2014. Muscle activity and kinematics of
333 forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*.
- 334 Boyer, E.R., Rooney, B.D., Derrick, T.R., 2014. Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in
335 habitually shod runners. *Med Sci Sports Exerc* 46, 1384-1391.
- 336 Buczek, F.L., Cavanagh, P.R., 1990. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics
337 during level and downhill running. *Med Sci Sports Exerc* 22, 669-677.
- 338 Cavanagh, P.R., Lafortune, M.A., 1980. Ground reaction forces in distance running. *J*
339 *Biomech* 13, 397-406.
- 340 Chu, J.J., Caldwell, G.E., 2004. Stiffness and damping response associated with shock
341 attenuation in downhill running. *Journal of Applied Physiology* 20, 291-308.
- 342 De Wit, B., De Clercq, D., Aerts, P., 2000. Biomechanical analysis of the stance phase during
343 barefoot and shod running. *J Biomech* 33, 269-278.

344 Dickinson, J.A., Cook, S.D., Leinhardt, T.M., 1985. The measurement of shock waves
345 following heel strike while running. *J Biomech* 18, 415-422.

346 Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., Belli, A., 2005. Mechanical comparison of
347 barefoot and shod running. *Int J Sports Med* 26, 593-598.

348 Edwards, W.B., Derrick, T.R., Hamill, J., 2012. Musculoskeletal attenuation of impact shock
349 in response to knee angle manipulation. *J Appl Biomech* 28, 502-510.

350 Eston, R.G., Mickleborough, J., Baltzopoulos, V., 1995. Eccentric activation and muscle
351 damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *Br J Sports*
352 *Med* 29, 89-94.

353 Giandolini, M., Arnal, P.J., Millet, G.Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., Morin, J.B.,
354 2013. Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in
355 recreational runners. *Eur J Appl Physiol* 113, 599-609.

356 Giandolini, M., Pavailler, S., Samozino, P., Morin, J.B., Horvais, N., 2015. Foot strike pattern
357 and impact continuous measurements during a trail running race: proof of concept in a world-
358 class athlete. *Footwear Science*.

359 Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.B., Samozino,
360 P., 2014. A simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech*.

361 Gottschall, J.S., Kram, R., 2005. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J*
362 *Biomech* 38, 445-452.

363 Gruber, A.H., Boyer, K.A., Derrick, T.R., Hamill, J., 2014. Impact shock frequency
364 components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health*
365 *Science*.

366 Hamill, C.L., Clarke, T.E., Frederick, E.C., Goodyear, L.J., Howley, E.T., 1984. Effects of
367 grade running on kinematics and impact force. *Med Sci Sports Exerc* 16, 185.

368 Hamill, J., Gruber, A.H., Derrick, T.R., 2014. Lower extremity joint stiffness characteristics
369 during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci* 14, 130-136.

370 Hardin, E.C., Hamill, J., 2002. The influence of midsole cushioning on mechanical and
371 hematological responses during a prolonged downhill run. *Res Q Exerc Sport* 73, 125-133.

372 Hoffman, M.D., Krishnan, E., 2014. Health and exercise-related medical issues among 1,212
373 ultramarathon runners: baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRacking
374 (ULTRA) Study. *PLoS One* 9, e83867.

375 Kulmala, J.P., Avela, J., Pasanen, K., Parkkari, J., 2013. Forefoot strikers exhibit lower
376 running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 45, 2306-2313.

377 Lafortune, M.A., 1991. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and
378 running. *J Biomech* 24, 877-886.

379 Lafortune, M.A., Lake, M.J., Hennig, E.M., 1996. Differential shock transmission response of
380 the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech* 29, 1531-1537.

381 Laughton, C.A., McClay Davis, I., Hamill, J., 2003. Effect of strike pattern and orthotic
382 intervention on tibial shock during running. *J Appl Biomech* 19, 153-168.

383 Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., D'Andrea, S., Davis, I.S.,
384 Mang'eni, R.O., Pitsiladis, Y., 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually
385 barefoot versus shod runners. *Nature* 463, 531-535.

386 Lopes, A.D., Hespanhol Junior, L.C., Yeung, S.S., Costa, L.O., 2012. What are the Main
387 Running-Related Musculoskeletal Injuries?: A Systematic Review. *Sports Med* 42, 891-905.

388 Malekipour, F., Whitton, C., Oetomo, D., Lee, P.V., 2013. Shock absorbing ability of articular
389 cartilage and subchondral bone under impact compression. *J Mech Behav Biomed Mater* 26,
390 127-135.

391 Malm, C., Sjodin, T.L., Sjoberg, B., Lenkei, R., Renstrom, P., Lundberg, I.E., Ekblom, B.,
392 2004. Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and
393 blood after uphill or downhill running. *J Physiol* 556, 983-1000.

394 Minetti, A.E., Moia, C., Roi, G.S., Susta, D., Ferretti, G., 2002. Energy cost of walking and
395 running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol* (1985) 93, 1039-1046.

396 Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., 2000. Shock accelerations and attenuation in downhill
397 and level running. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 15, 15-20.

398 Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., 2001. Fatigue-induced changes in decline running. *Clin*
399 *Biomech* (Bristol, Avon) 16, 207-212.

400 Radin, E.L., Parker, H.G., Pugh, J.W., Steinberg, R.S., Paul, I.L., Rose, R.M., 1973. Response
401 of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage
402 degeneration. *J Biomech* 6, 51-57.

403 Shih, Y., Lin, K.L., Shiang, T.Y., 2013. Is the foot striking pattern more important than
404 barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*.

405 Shorten, M.R., Winslow, D.S., 1992. Spectral analysis of impact shock during running. *Int J*
406 *Sports Biomechanics* 8, 288-304.

407 Squadrone, R., Gallozzi, C., 2009. Biomechanical and physiological comparison of barefoot
408 and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* 49, 6-13.

409 Turner, C.H., Wang, T., Burr, D.B., 2001. Shear strength and fatigue properties of human
410 cortical bone determined from pure shear tests. *Calcif Tissue Int* 69, 373-378.

411 Valiant, G.A., 1989. Transmission and attenuation of heel strike accelerations. In: Cavanagh,
412 P.R. (Ed.), *The biomechanics of distance running*. Human Kinetics, Champaign, IL, pp. 225-
413 247.

414 van Mechelen, W., 1992. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports*
415 *Med* 14, 320-335.

416 Williams, D.S., 3rd, Green, D.H., Wurzinger, B., 2012. Changes in lower extremity
417 movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *Int J Sports*
418 *Phys Ther* 7, 525-532.

419 Yong, J.R., Silder, A., Delp, S.L., 2014. Differences in muscle activity between natural
420 forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech* 47, 3593-3597.

421

422

1 **FIGURE CAPTIONS**

2 **Figure 1.** Description of the downhill trail run and the six sections used for data analysis. The
3 average slope was indicated for each section as mean \pm SD of running speed. The type of
4 surface over sections was indicated.

5

6 **Figure 2.** Typical acceleration signals over the section 5 for a typical RFS subject (%RFS =
7 98.04%, %MFS = 1.96%, black lines) and for a typical FFS subject (%RFS = 2.17%, %MFS
8 = 6.52%, %FFS = 91.31%, gray lines): axial (panel A), transverse (panel B) and resultant
9 (panel C) tibial accelerations, and axial (panel D), transverse (panel E) and resultant (panel F)
10 sacral accelerations. Step variability (mean \pm 1·SD) within the fifty steps analyzed (thin lines)
11 and mean signals averaged from these fifty steps (thick lines) are represented.

12

13 **Figure 3.** Linear correlations between the indicator of the foot strike pattern (THM) and
14 median frequency in the axial and transverse directions (panel A: black dots refer to axial
15 median frequencies – zMDF, and gray dots refer to transverse median frequencies – yMDF),
16 and between THM and shock attenuation in the axial and resultant directions (panel B: black
17 dots refer to axial shock attenuation – zTF, and gray dots refer to resultant shock attenuation –
18 rTF).

19

Figure 1
[Click here to download high resolution image](#)

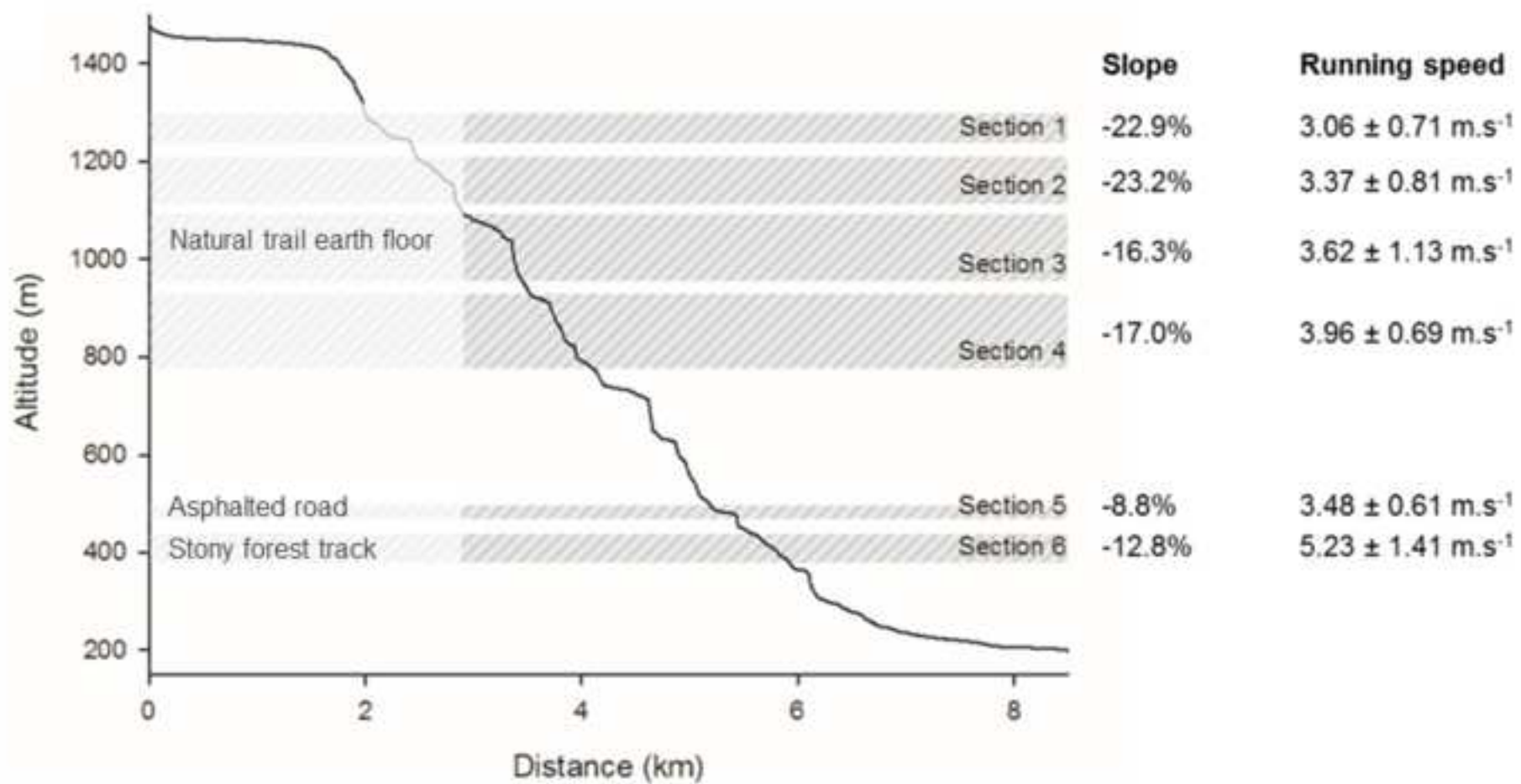


Figure 2
[Click here to download high resolution image](#)

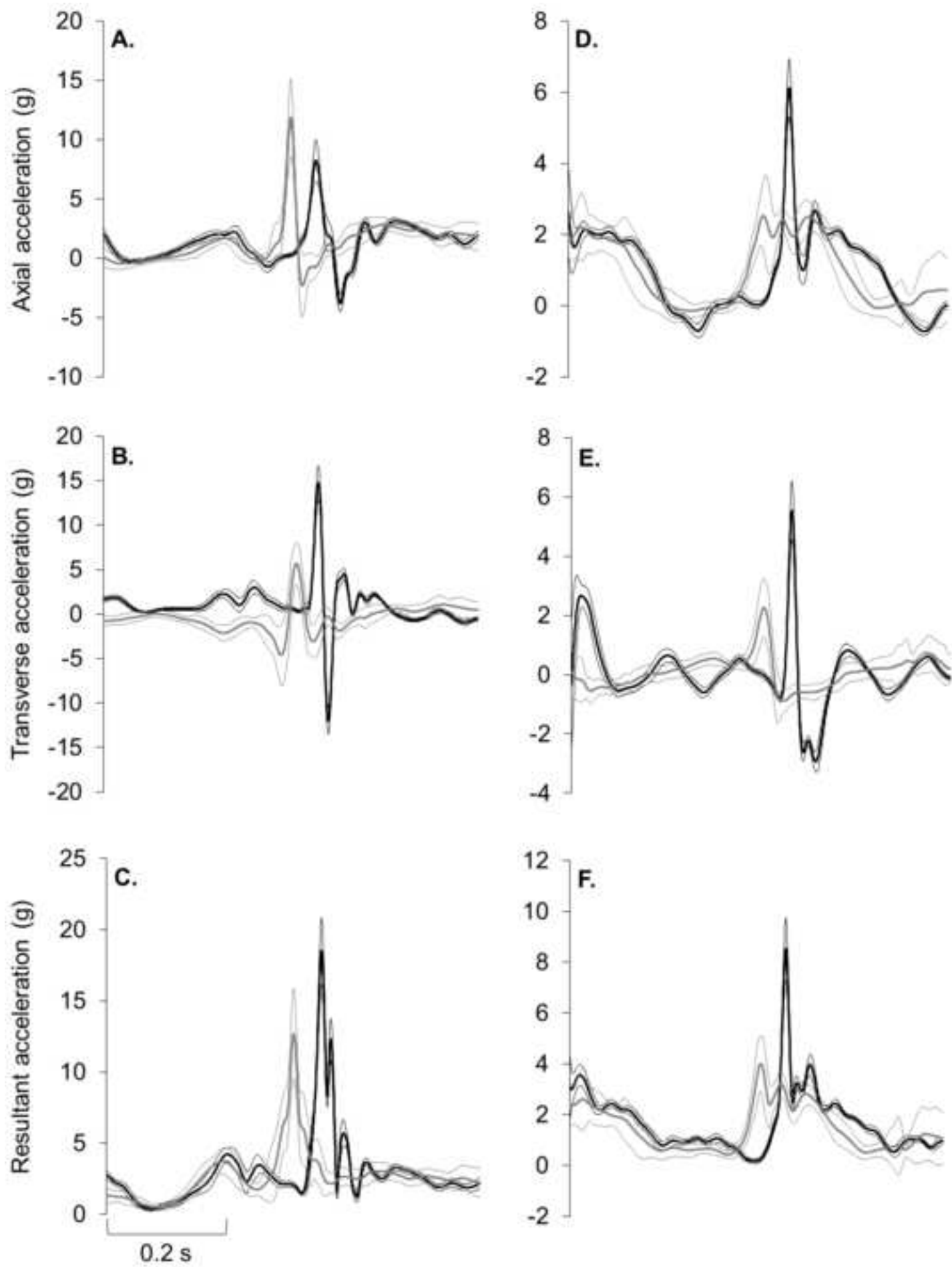
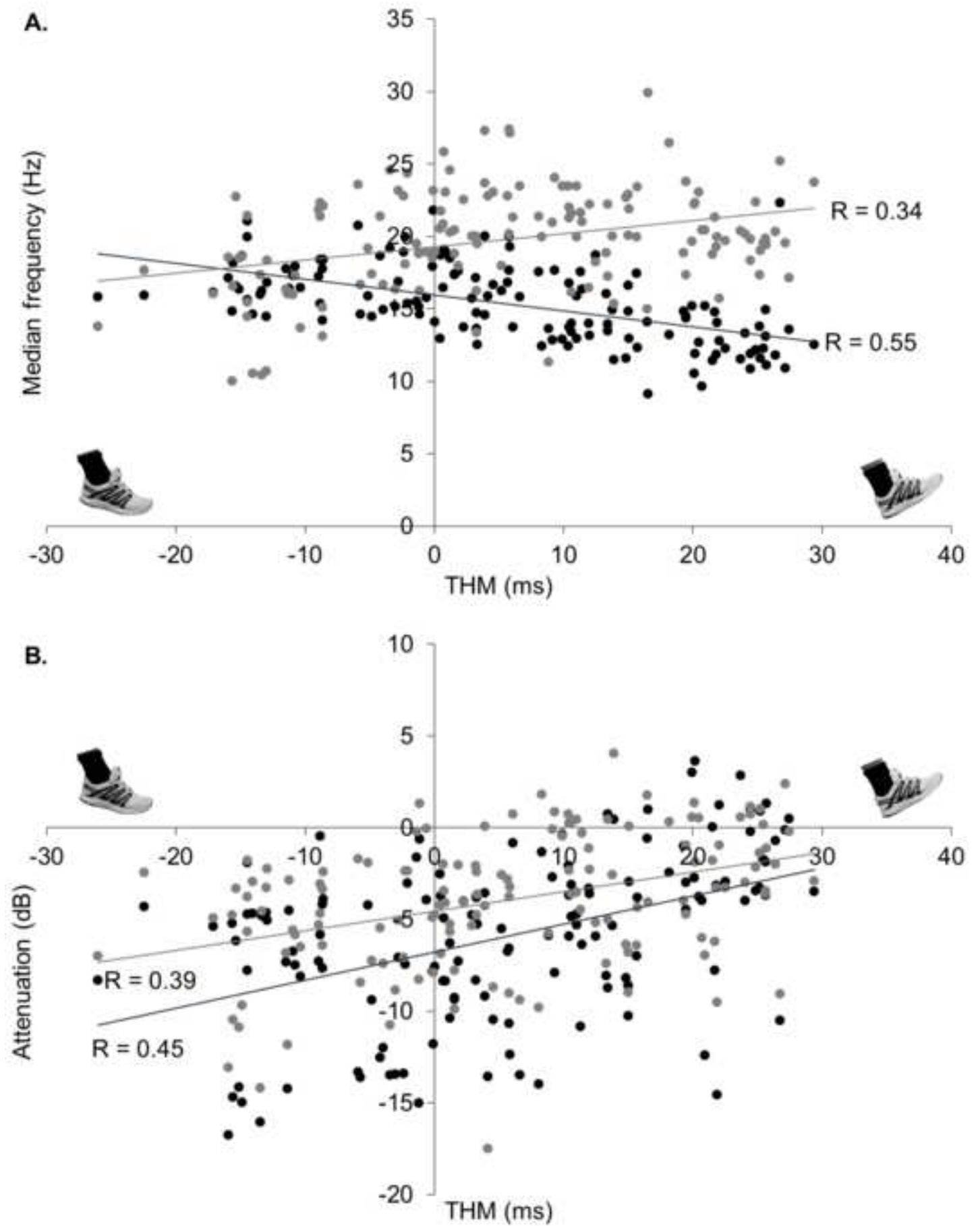


Figure 3
[Click here to download high resolution image](#)



1 TABLES

2 **Table 1.** Mean \pm SD for impact-related parameters over the six sections.

	Section 1	Section 2	Section 3	Section 4	Section 5	Section 6
Tibia						
zPTA (g)	10.2 \pm 2.0	10.9 \pm 3.1	9.9 \pm 2.2	11.3 \pm 2.7	11.1 \pm 3.6	10.8 \pm 2.4
yPTA (g)	7.6 \pm 2.2	10.7 \pm 3.4	8.4 \pm 2.8	8.9 \pm 2.8	13.0 \pm 5.1	7.8 \pm 2.1
rPTA (g)	12.5 \pm 2.5	14.9 \pm 4.1	12.7 \pm 3.0	14.1 \pm 3.3	17.1 \pm 4.9	13.2 \pm 2.8
zMDF _{tibia} (Hz)	15.4 \pm 2.3	14.7 \pm 2.7	15.5 \pm 2.5	15.6 \pm 2.5	15.6 \pm 3.4	15.4 \pm 2.5
yMDF _{tibia} (Hz)	19.8 \pm 3.4	21.6 \pm 3.6	19.4 \pm 3.2	18.8 \pm 2.8	21.1 \pm 4.4	18.0 \pm 3.0
rMDF _{tibia} (Hz)	19.8 \pm 2.0	19.2 \pm 2.3	20.4 \pm 2.7	19.8 \pm 2.3	17.6 \pm 3.0	19.4 \pm 2.5
Sacrum						
zPSA (g)	6.2 \pm 1.1	7.1 \pm 1.4	6.1 \pm 1.7	6.6 \pm 1.2	5.9 \pm 1.2	6.1 \pm 1.1
yPSA (g)	3.2 \pm 0.8	3.7 \pm 1.1	3.2 \pm 1.1	3.4 \pm 0.9	3.1 \pm 0.8	3.2 \pm 0.9
rPSA (g)	8.1 \pm 1.5	9.4 \pm 2.1	8.0 \pm 2.6	8.8 \pm 1.8	7.5 \pm 1.5	8.2 \pm 1.7
zMDF _{sacrum} (Hz)	16.1 \pm 3.5	17.7 \pm 4.6	17.7 \pm 3.4	16.8 \pm 3.2	14.3 \pm 5.1	16.6 \pm 3.6
yMDF _{sacrum} (Hz)	18.9 \pm 3.4	19.7 \pm 4.3	18.6 \pm 3.0	18.7 \pm 3.6	20.2 \pm 5.0	19.3 \pm 4.3
rMDF _{sacrum} (Hz)	17.4 \pm 2.8	17.9 \pm 3.3	18.8 \pm 3.4	17.4 \pm 2.7	16.7 \pm 4.3	18.2 \pm 3.1
Shockattenuation						
zTF(dB)	-6.2 \pm 4.9	-5.4 \pm 4.2	-5.9 \pm 4.0	-5.3 \pm 4.4	-7.7 \pm 5.5	-5.0 \pm 4.0
yTF (dB)	-10.0 \pm 3.9	-11.7 \pm 4.0	-9.9 \pm 3.9	-9.3 \pm 4.2	-14.0 \pm 6.7	-7.8 \pm 4.3
rTF (dB)	-4.1 \pm 3.4	-3.6 \pm 3.2	-3.6 \pm 3.4	-3.5 \pm 3.1	-6.1 \pm 4.5	-3.0 \pm 3.8

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12 **Table 2.** Models for multiple linear regressions computed from impact-related variables as
 13 dependent variables, and running speed and THM as independent variables. The B coefficient,
 14 the weighted β value and the P value were reported for the respective influence of each
 15 independent variable on the dependent variable. For each model, the constant, the R^2 and P
 16 values were also reported. Bold characters denote significant correlations between an
 17 independent variable and the dependent variable.

	Running speed			THM			Constant	R^2	P
	B coefficient	β	P	B coefficient	β	P			
Tibia									
zPTA	0.832	0.353	<0.001	-0.048	-0.235	0.003	7.8	0.23	<0.001
yPTA	0.871	0.272	0.002	0.037	0.135	0.122	5.9	0.07	0.007
rPTA	1.027	0.356	<0.001	0.017	0.059	0.483	9.6	0.12	<0.001
zMDF _{tibia}	-0.006	-0.002	0.974	-0.11	-0.553	<0.001	16.0	0.31	<0.001
yMDF _{tibia}	0.348	0.113	0.183	0.099	0.369	<0.001	17.9	0.13	<0.001
rMDF _{tibia}	0.127	0.057	0.489	-0.074	-0.382	<0.001	19.3	0.16	<0.001
Sacrum									
zPSA	0.501	0.431	<0.001	0.012	0.122	0.137	4.4	0.17	<0.001
yPSA	0.390	0.474	<0.001	0.018	0.254	0.002	1.7	0.22	<0.001
rPSA	0.848	0.497	<0.001	0.029	0.197	0.014	5.0	0.23	<0.001
zMDF _{sacrum}	0.424	0.121	0.176	0.025	0.083	0.353	14.8	0.02	0.341
yMDF _{sacrum}	0.597	0.174	0.048	0.062	0.208	0.019	16.6	0.05	0.026
rMDF _{sacrum}	-0.016	-0.006	0.949	-0.003	-0.012	0.891	17.8	0.00	0.990
Shock attenuation									
zTF	0.654	0.167	0.037	0.170	0.496	<0.001	-9.3	0.23	<0.001
yTF	0.442	0.104	0.246	0.012	0.032	0.717	-12.2	0.01	0.509
rTF	0.527	0.166	0.044	0.120	0.434	<0.001	-6.6	0.17	<0.001

18

19

20

21

Bien que constitué anatomiquement et physiologiquement pour la course d'endurance, l'Homme est considérablement exposés à diverses blessures musculo-squelettiques liées à la répétition de contraintes mécaniques. Le coureur de trail running par exemple est soumis à de nombreux impacts ainsi qu'à une fatigue et des dommages musculaires sévères. Ces chocs répétitifs et dommages musculaires réduiraient la tolérance du coureur face aux contraintes mécaniques le poussant ainsi à altérer sa cinématique de course. Par conséquent, minimiser les dommages musculo-squelettiques serait déterminant pour la performance en trail running. Des évidences montrent que la pose de pied altère la localisation et l'intensité des contraintes appliquées au système musculo-squelettique. L'objectif de ce travail de thèse a été d'étudier l'influence du pattern de pose de pied sur l'impact et la fatigue neuromusculaire en trail running. Les phases de descente ont été tout particulièrement étudiées du fait qu'elles sont les plus traumatisantes. En effet, ce travail de thèse a mis en évidence qu'en situation de trail running, l'intensité de l'impact augmente lorsque la pente diminue, et que la fatigue neuromusculaire périphérique est aussi sévère à la suite d'une descente isolée qu'après un ultra-trail de plusieurs heures. En étudiant l'influence de la pose de pied adoptée au cours d'une descente en situation de trail running, il a été observé qu'attaquer le sol par l'avant du pied augmentait la fatigue neuromusculaire aux extenseurs du genou. Cependant, une importante variabilité dans les patterns de pose de pied adoptés au cours de la descente a été associée à une baisse de la fatigue neuromusculaire aux extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires. L'influence de la pose de pied sur l'intensité du choc et le contenu vibratoire le long des axes axial et transversal a également été démontrée : adopter une attaque talon diminue la sévérité du choc axial mais réduit l'intensité du choc transversal. La principale conclusion est qu'aucun pattern de course ne saurait être universellement recommandé du fait que « changer de pose de pied » est synonyme de « changer la localisation et la magnitude des contraintes appliquées au système musculo-squelettique ». En ce sens, alterner entre différents patterns de course serait une stratégie efficiente en trail running.

Although Humans are “born” anatomically and physiologically adapted to long distances run, they are substantially exposed to various musculoskeletal overuse injuries. Trail runners sustain a high number of foot-to-ground contacts and develop severe muscle fatigue and damages. Repetitive shocks and muscle damages would reduce the runners' tolerance to mechanical strains leading to changes in running kinematics. Minimizing musculoskeletal damages is therefore considered paramount for performance in trail running. Numerous studies highlighted that the foot strike pattern alters the localization and magnitude of the mechanical strains applied on the musculoskeletal system. The main purpose of this thesis was to study the influence of the foot strike pattern on impact and neuromuscular fatigue in trail running. Downhill sections were mainly investigated since they are the most mechanically stressful. Indeed, it was observed from this thesis' work that, in real trail running practice, the impact intensity increases as the slope decreases, and that the neuromuscular fatigue induced by a single downhill run is as severe as the one induced by an ultratrail race that lasts several hours. Investigating the effect of the foot strike pattern adopted during a downhill trail run on fatigue, it was observed that forefoot striking increases the neuromuscular fatigue at knee extensors. However, a high variability in foot strike patterns adopted was associated to a lower neuromuscular fatigue at both knee extensors and plantar flexors. The effect of the foot strike pattern on axial and transversal shock and vibration content was also demonstrated: heel striking was correlated to a lower impact severity along the axial axis of the skeleton but a greater one along its transversal axis. The main conclusion of this thesis is that no single foot strike pattern should be universally advised due to “changing of foot strike” means “changing the localization and magnitude of the mechanical stress applied on the musculoskeletal system”. Switching between different running patterns might be an efficient strategy in trail running.