



HAL
open science

Interaction entre les vibrations des tissus mous et les caractéristiques anthropométriques et biomécaniques du coureur à pied : implications sur la construction du chaussant et de la fatigue

Marie-Caroline Play

► To cite this version:

Marie-Caroline Play. Interaction entre les vibrations des tissus mous et les caractéristiques anthropométriques et biomécaniques du coureur à pied : implications sur la construction du chaussant et de la fatigue. Physiologie [q-bio.TO]. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2023. Français. NNT : 2023STET0016 . tel-04556265

HAL Id: tel-04556265

<https://theses.hal.science/tel-04556265>

Submitted on 23 Apr 2024

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.



SALOMON



THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ JEAN MONNET SAINT-ÉTIENNE

Membre de l'Université de LYON

**École Doctorale N°488
Sciences Ingénierie Santé**

**Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Spécialité Motricité Humaine**

Soutenue publiquement le 16/06/2023, par :
Marie-Caroline PLAY

INTERACTION ENTRE LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS ET LES CARACTÉRISTIQUES ANTHROPOMÉTRIQUES ET BIOMÉCANIQUES DU COUREUR A PIED : IMPLICATIONS SUR LA CONSTRUCTION DU CHAUSSANT ET LA FATIGUE

Devant le jury composé de :

Pr. Guillaume Rao
Pr. William Bertucci
Dr. Delphine Chadeaux

Aix-Marseille Université
Université de Reims Champagne-Ardennes
Université Sorbonne Paris Nord

Rapporteur
Rapporteur
Examinatrice

Pr. Guillaume Millet
Dr. Jérémie Rossi
Dr. Marlène Giandolini

Université Jean Monnet
Université Jean Monnet
Salomon SAS

Directeur de thèse
Co-encadrant de thèse
Co-encadrante industrielle de thèse

REMERCIEMENTS	6
FIGURES	9
TABLEAUX	12
INTRODUCTION	13
VALORISATION SCIENTIFIQUE	15
CADRE THÉORIQUE	17
I - GÉNÉRALITÉS	18
1. ETUDE DESCRIPTIVE DE LA COURSE A PIED	18
a. Cycle de course	18
b. Forces d'impact	19
c. Cinématique articulaire	20
d. Description musculaire	21
e. Modèle masse-ressort	22
2. SPECIFICITES DU COUREUR A PIED	24
a. Sexe	24
b. Ethnie	26
c. Age	27
d. Type et niveau de pratique	28
e. Composition corporelle	29
f. Mouvements du pied	30
3. CARACTERISTIQUES DU PRODUIT CHAUSSANT	32
a. Anatomie de la chaussure	32
b. L'amorti d'une chaussure de course à pied	33
c. Effets de la dureté de semelle	35
II – FATIGUE NEUROMUSCULAIRE	37
1. GENERALITES	37
a. Fatigue centrale	38
b. Fatigue périphérique	38
c. Méthodes d'évaluation de la fatigue	38
d. Dépendance à la tâche	40
2. LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE EN COURSE A PIED	41
a. Exercices intenses de courtes durées	41
b. Exercices prolongés de longues distances	42
c. Ultra-endurance	42
3. EFFET DE LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE SUR LA BIOMECHANIQUE DE COURSE ET LA PERFORMANCE	43
III - VIBRATIONS DES TISSUS MOUS	46
1. L'ORIGINE DES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS	46
a. Définition des tissus mous	46
b. Phénomène de résonance	47

2. CARACTERISATION DES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS	51
a. Méthodes expérimentales	51
b. Méthodes de traitement	52
3. CONSEQUENCES DES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS SUR LE SYSTEME MUSCULOSQUELETTIQUE	57
a. Inconfort et effets indésirables des vibrations	57
b. Dommages et douleurs musculaires	60
c. Baisse de la performance	62
d. Blessures	63
IV - FACTEURS INFLUENÇANT LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS	65
1. BIOMECHANIQUE DE COURSE	65
2. VITESSE DE COURSE	65
3. EQUIPEMENT SPORTIF	66
a. Les vêtements compressifs	66
b. Les semelles des chaussures	66
c. Réponses vibratoires individuelles	67
4. FATIGUE NEUROMUSCULAIRE	68
RÉSUMÉ DU CADRE THÉORIQUE	71
<u>PROBLÉMATIQUES</u>	<u>72</u>
<u>TRAVAUX DE RECHERCHE</u>	<u>74</u>
PRÉ-ÉTUDE DE THÈSE #1	75
PROPOSITION METHODOLOGIQUE POUR L’EVALUATION DES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS EN COURSE A PIED – CHOIX DU TEMPS DE MESURE	75
1. PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ASSOCIEES A CETTE ETUDE	75
2. MOTS-CLES	75
3. CONTEXTE	75
4. MATERIEL ET METHODES	76
a. Participants	76
b. Chaussures	76
c. Design expérimental	77
d. Traitement des données	79
e. Analyses statistiques	79
5. RESULTATS	79
6. ARTICLE	79
PRÉ-ÉTUDE DE THÈSE #2	106
PROPOSITION METHODOLOGIQUE POUR L’EVALUATION DES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS EN COURSE A PIED – CHOIX D’UNE VARIABLE VIBRATOIRE	106
1. PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ASSOCIEES A CETTE ETUDE	106
2. MOTS-CLES	106
3. CONTEXTE	106
4. MATERIEL ET METHODES	106
a. Participants	106
b. Traitement des données	107
c. Analyses statistiques	108

5. RESULTATS	108
ÉTUDE DE THÈSE #3	112
EFFETS DE LA DURETE DE SEMELLE SUR LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS CHEZ UN LARGE PANEL DE COUREURS	112
1. PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ASSOCIEES A CETTE ETUDE	112
2. CONTEXTE	112
3. MATERIEL ET METHODES	113
a. Participants	113
b. Design expérimental	113
c. Traitement des données	113
d. Analyses statistiques	113
4. RESULTATS	114
5. ARTICLE	116
ÉTUDE DE THÈSE #4	142
EFFETS D'UNE REDUCTION DES VIBRATIONS PAR LA DURETE DE SEMELLE SUR LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE LORS D'UN SEMI-MARATHON	142
1. PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ASSOCIEES A CETTE ETUDE	142
2. CONTEXTE	142
3. MATERIEL ET METHODES	142
a. Participants	142
b. Chaussures	143
c. Design expérimental	143
d. Analyses statistiques	145
4. RESULTATS	146
5. ARTICLE	147
<u>DISCUSSION GÉNÉRALE</u>	<u>173</u>
I – PARTIE FONDAMENTALE	175
1. MESURER LES VIBRATIONS : OU ?	175
2. MESURER LES VIBRATIONS : QUAND ?	176
3. QUANTIFIER LES VIBRATIONS : AVEC QUELLE(S) VARIABLE(S) ?	177
II – PARTIE APPLIQUÉE	178
1. COMMENT CARACTERISER DES PROFILS DE COUREURS ?	178
2. COMMENT IDENTIFIER DES CLUSTERS DE COUREURS ?	179
III – RECOMMANDATIONS POUR L'INDUSTRIEL	181
1. LORS DE LA CONCEPTION DE LA SEMELLE	181
a. Une dureté de semelle faible	181
b. Une dureté réduisant le phénomène de résonance	181
2. LORS DU CHOIX DE CHAUSSURES EN MAGASIN	183
3. PRISE EN COMPTE DES SENSATIONS SUBJECTIVES	185
<u>LIMITE DES ÉTUDES DE THÈSE ET PERSPECTIVES</u>	<u>190</u>
I - INTERFACE PIED-SOL : LA SURFACE AU SOL	190
II - INTERFACE PIED-SOL : LA CHAUSSURE	190
III - ÉVALUATION DE LA FONCTION NEUROMUSCULAIRE ET DE LA PERFORMANCE	191

CONCLUSION	192
<hr/>	
ANNEXES	193
<hr/>	
ANNEXE 1 : REVUE NARRATIVE SUR LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS EN COURSE A PIED	193
ANNEXE 2 : RECRUTEMENT RELATIF A L'ETUDE DE THESE #3	210
ANNEXE 3 : COMMUNICATION ORALE AFFICHEE EN LIEN AVEC LA PRE-ETUDE #2	211
ANNEXE 4 : COMMUNICATION ORALE ANNEXE EN LIEN AVEC L'ETUDE DE THESE #3	211
ANNEXE 5 : RECRUTEMENT RELATIF A L'ETUDE DE THESE #4	213
ANNEXE 6 : SUPPORTS DE VULGARISATION SCIENTIFIQUE	214
<hr/>	
RÉFÉRENCES	215

REMERCIEMENTS

Je souhaite remercier par avance mes rapporteurs de thèse, **Guillaume Rao** et **William Bertucci**, pour leur lecture attentive du présent manuscrit de thèse, ainsi que **Delphine Chadeaux** pour le temps consacré à l'examen de mon travail, des comités de thèse jusqu'ici.



Pour le marathon « *mensuel* » effectué (Octobre 2019 à Avril 2023, équivalent à 42 mois) :

Je tiens à remercier chaleureusement mon directeur de thèse, **Guillaume Millet**, et mon co-encadrant, **Jérémy Rossi**. Merci à vous deux d'avoir supervisé mon travail tout au long de ces trois ans et demi. Merci pour votre disponibilité, votre réactivité et vos conseils avisés autant sur le travail expérimental que rédactionnel. Gui, merci de partager ta passion pour la recherche à travers tes conférences, sur la fatigue et l'activité physique et sportive, très plaisantes à écouter. Jérèm, merci de m'avoir partagé ton expertise en biomécanique. Ces années au sein du laboratoire m'ont permis d'enrichir pleinement mes connaissances et compétences !

Je tiens à remercier sincèrement mon encadrante industrielle, **Marlène Giandolini**. Merci Marlène de m'avoir fait confiance dès le début de ce projet de thèse. Ces travaux de recherche furent en totale adéquation avec mes aspirations. Merci d'avoir pris le temps de m'épauler de loin. L'application concrète de mes recherches pour le développement de chaussures de course à pied a été un élément bien motivant ! Je remercie également **Sébastien Pavailer**. Merci Séb d'avoir été un excellent tuteur de stage avant ma thèse ainsi que pour tes « coucous » par messages, visio ou sortie ski de fond, toujours très appréciés. Maintenir le contact avec vous est fantastique !

Un immense merci à **Rodolphe Testa** et **Damien Poncet**. Merci à vous deux pour tous vos conseils ingénieux et votre aide technique. Vous avez toujours su trouver la solution à (bon nombre de) mes questions ! Merci à la société **Trinoma** et particulièrement à **Félix Lefebvre** pour nous avoir fourni des technologies embarquées adéquates.

Un grand merci au **personnel CHU du service de médecine du sport** : **Diana Rimaud**, **Florianne Rambaud**, **Léonard Feasson**, **Clément Foschia** et **Marion Ravelojaona**, **Houria Beloufa** et **Joséphine Fazio**. Merci **Diana** d'avoir pris le temps de m'épauler lors de la rédaction du CPP et **Florianne** pour le monitoring d'une mes études, j'ai énormément appris à vos côtés concernant les bonnes pratiques cliniques ! **Ouria** et **Joséphine**, je vous aurais bien sollicité pour la prise de RDV des coureurs ainsi que **Clément** et **Marion**, pour les inclusions, alors un grand merci ! **Léo**, merci d'avoir

suivi une de mes études en tant qu'investigateur principal, ainsi que pour nos pauses déjeuners et nos quelques sorties vélos bien agréables !

Merci également à **Christophe Hautier** et **Robin Trama**, ce fut un plaisir d'écrire ensemble la revue narrative, après quelques refus, elle a finalement été publiée ! Robin, sans tes codes d'analyse par ondelettes, j'en serai encore au traitement de mes données alors un grand merci ! Ça m'a fait très plaisir de te revoir à Calgary !

Merci **Thomas Lapole** de m'avoir fait confiance concernant le poste d'Elue Doctorante. **JB Morin**, merci pour ta pédagogie, l'animation des Journal Club et l'organisation des sorties vélo STAPS/LIBM.

Un grand merci à vous tous, chers **collègues (post)-doctorants**. Aux papas du labo, **Thibaut et Djahid**, les bontés incarnées. Au coureur hors pair, **Loïc**, d'être passé un bon nombre de fois comme premier sujet sur mes tests pilotes et études. Aux filles du labo, **Claire, Marie & Marie, Clara, Narimane, Manon, Mathilde, Angèle, Jeanne**, c'est si bon d'avoir un noyau féminin à ses côtés ! Un merci tout particulier à ma collègue doctorante et triathlète **Mélanie**, notre amitié ne s'arrêtera pas à cette fin de thèse, crois-moi ! Merci **Fred, Jaume, Giorgio, Callum, José, Anders, Enrico et Edson** pour nos échanges si riches et multilingues ! Aaah quand vous vous appeliez des deux extrémités du couloir, on savait que vous étiez présents au 1^{er} vous ! Une pensée à mes collègues de bureau **Eric et Corentin**, un peu plus discrets pour le coup, je suis très heureuse d'avoir partagé ce bureau avec vous. Merci **Nico et Yann** pour nos discussions en mode « je dis tout haut ce que tout le monde pense tout bas » ! Un immense merci à **Pierre-Eddy**. Pedro, merci pour ton côté réfléchi et pour ton aide Matlab en début de thèse, sans toi, j'en serai encore à importer mes données ! Merci à **tous** pour votre présence, votre bonne humeur, et vos talents culinaires, rendant la vie quotidienne au labo (et certains WE) très agréables !

Un merci tout particulier à toi, **Titouan**, pour ton aide si précieuse au début d'une de mes études de thèse et à toi, **Antoine**, pour ces six mois de collaboration dans le cadre de ton stage M2, au cours desquels j'ai énormément apprécié travailler avec toi, on a fait un bon travail collaboratif !

Un grand merci évidemment à **tous les participants de mes études de thèse**. Merci pour l'intérêt que vous avez porté à mes thématiques de recherche et vos messages gratifiants, c'est très motivant !

Je remercie également **l'Université Jean Monnet** et **le LIBM** (Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité). Merci de permettre au personnel de travailler dans des locaux récents et très bien équipés.

Merci à l'entreprise **Salomon** pour avoir financé ce travail de thèse.

A mes amis ligériens et savoyards, mes amis triathlètes, merci ! Pour votre bienveillance, votre intérêt concernant ma thèse ainsi que vos encouragements.

Je n'en serai pas là sans l'amour et le soutien inconditionnel de mes parents. **Maman** et **Papa**, merci pour votre accueil toujours aussi chaleureux à la maison et votre soutien ! **Anne-Sophie** et **Alexandrine**, merci à toutes les deux pour tous les moments partagés ensemble ! Le semestre de stage recherche en pharmacie à Calgary pour l'une (le hasard fait bien les choses), les études de médecine pour l'autre (à dix foulées du labo...), vous en avez effectué du parcours depuis trois ans vous aussi ! Les réussites personnelles et étudiantes sont là, à la hauteur de vos efforts, je suis fière de vous !



FIGURES

Figure 1. Cycle de course à pied.	18
Figure 2. Evolution des paramètres spatio-temporels en fonction de la vitesse de course	19
Figure 3. Illustration de la force de réaction du sol en fonction du temps	20
Figure 4. Illustration des activations musculaires des muscles du membre inférieur lors de la phase de contact	21
Figure 5. Illustration des différentes phases du cycle étirement-détente	22
Figure 6. Illustration du comportement du modèle masse-ressort en fonction du temps	23
Figure 7. Intervalle schématique des spécificités du coureur	24
Figure 8. Représentation schématique d'une coureuse à pied recensant les différences par rapport au coureur à pied	26
Figure 9. Evolution du taux de survie à la blessure selon le mouvement de rotation du pied en fonction de la distance	30
Figure 10. Frise chronologique des créations des principales marques de chaussures de course à pied	32
Figure 11. Anatomie d'une chaussure de course à pied	33
Figure 12. Evolution de la force maximale lors de la course et lors du test matériau en fonction de la dureté Shore.	35
Figure 13. Représentation des différents sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire	37
Figure 14. Illustration du protocole d'évaluation de la fatigue neuromusculaire	40
Figure 15. Moyennes \pm écart-types des forces maximales volontaires au niveau des extenseurs du genou et de l'activation volontaire avant et après un trail de 30 km et un marathon en ski de fond (durées similaires)	41
Figure 16. Evolution de la perte de force des muscles extenseurs du genou en fonction de la durée de l'effort en course à pied	42
Figure 17. Evolution de la perte de force, du déficit d'activation volontaire, de la twitch et de l'onde M au niveau des extenseurs des genoux et des fléchisseurs plantaires	43
Figure 18. Evolution de la consommation d'oxygène en fonction de la fréquence des pas	44
Figure 19. Organisation des différentes couches de tissus mous	46
Figure 20. Illustration de la force de réaction du sol verticale et signal type de vibrations vertical recueilli au niveau du gastrocnemius medialis dans le domaine temporel	47
Figure 21. Diagramme de résonance	48
Figure 22. Evolution de l'amplitude des forces de réaction du sol verticale et signal type de la norme de la résultante des vibrations recueilli au niveau du gastrocnemius medialis en fonction de la fréquence	48
Figure 23. Illustration du phénomène du muscle tuning	49
Figure 24. Représentation schématique de la surface au sol du Cirque du Soleil	50
Figure 25. Placement des accéléromètres à quatre localisations	52
Figure 26. Signal type de vibrations vertical recueilli au niveau du gastrocnemius medialis dans le domaine temporel et fréquentiel	55
Figure 27. Zones de précaution santé	59
Figure 28. Représentation schématique du profil général de la force et des DOMS	61
Figure 29. Evolution de la fréquence des blessures en fonction du taux de charge et du pic d'impact	64
Figure 30. Moyenne \pm écart-type de l'activation musculaire et du coefficient d'amortissement du muscle gastrocnemius medialis entre les deux groupes de répondants	67
Figure 31. Moyenne \pm écart-type du coefficient d'amortissement du muscle gastrocnemius medialis pour les trois groupes de répondants	68

Figure 32. Représentation du modèle masse-ressort-amortisseur	69
Figure 33. Chaussures testées	76
Figure 34. Tapis de course utilisé	77
Figure 35. Placement de l'accéléromètre et de l'électrode musculaire sur le gastrocnemius medialis et des marqueurs passifs sur la chaussure droite et le membre inférieur droit du sujet.	78
Figure 36. Protocole de course complet	78
Figure 37. Représentation schématique de la classification hiérarchique ascendante	107
Figure 38. Evolution du taux de charge et du pic passif en fonction de l'amplitude des vibrations	108
Figure 39. Moyenne \pm écart type de l'amplitude des vibrations en fonction de la dureté de semelle	110
Figure 40. Echelle concernant l'appréciation de la dureté semelle et l'intention d'achat	113
Figure 41. Dendrogramme représentant les 3 clusters	115
Figure 42. Chaussures testées	143
Figure 43. Protocole global de l'étude et des sessions semi-marathon	144
Figure 44. Echelle de Borg	145
Figure 45. Evolution de l'amplitude des vibrations, de la pose de pied, de la RPE et de l'appréciation de la dureté de semelle en fonction de la distance avec la chaussure MIN et MAX	146
Figure 46. Variations de la MVC, de la twitch et de l'activation volontaire avec la chaussure réduisant et augmentant les vibrations, avant et après le semi-marathon.	147
Figure 47 : Schéma récapitulatif de thèse	174
Figure 48. Evolution du rapport entre fréquence d'impact et fréquence principale du tissu mou de l'étude #3	182
Figure 49. Evolution du rapport entre fréquence d'impact et fréquence principale du tissu mou de l'étude #4	182
Figure 50. Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne	185
Figure 51. Principaux critères de sélection des coureurs pour le choix d'une chaussure	186
Figure 52. Echelle d'appréciation de la dureté de semelle pour les études #3 et #4	186
Figure 53. Modèle de la chasse d'eau	187
Figure 54. Modèle de Newell	188

TABLEAUX

Tableau 1. Définition des niveaux de coureurs, spécificités correspondantes et choix de chaussures effectués les plus récurrents	29
Tableau 2. Ordre de grandeur d'amplitude des vibrations transmises à l'ensemble du corps	60
Tableau 3. Profil sujets	76
Tableau 4. Propriétés mécaniques des chaussures	77
Tableau 5. Taille des clusters pour les 3 variables d'entrée testées dans la CAH sur les 133 coureurs	109
Tableau 6 : P-values et coefficient de Spearman des corrélations entre amplitude et pic passif, amplitude et taux de charge, coefficient d'amortissement et taux de charge pour les trois groupes de répondants	110
Tableau 7. Profil sujets	143
Tableau 8. Répétabilité intra- et inter-session des variables de la norme des vibrations des tissus mous des muscles gastrocnemius medialis et vastus lateralis	176
Tableau 9. Coefficient de corrélation intra-classe inter et intra sessions	178
Tableau 10. Moyenne \pm écart-type des fréquences d'impact et du muscle gastrocnemius medialis lors d'un saut et en course à pied à différentes vitesses	181

INTRODUCTION

Notre rapport à la course à pied a considérablement évolué de la préhistoire jusqu'à aujourd'hui. Pour survivre il y a 3 millions d'années, courir s'est révélé être une nécessité pour chasser, avec vivacité, rapidité et endurance. Au fil des millénaires, le corps de l'Homme a évolué : bras plus courts, épaules moins larges, jambes et tendons d'Achille plus longs pour stocker et libérer l'énergie à chaque foulée, orteils plus courts pour limiter les fractures, voûte plantaire accrue pour mieux amortir les impacts. Toutes ces évolutions anatomiques lui ont permis de développer son endurance en course à pied (Bramble et Lieberman, 2004). Dans les régions de Grèce, d'Égypte et d'Asie, la course à pied est apparue, par la suite, comme un sport pratiqué lors de fêtes et compétitions. De nos jours, la pratique de la course à pied est une **activité physique et de loisir**, en parallèle de nos vies professionnelles et activités quotidiennes. Elle s'est rapidement accrue depuis le début des années 1970 aux États-Unis, puis en Europe dès les années 80 (van Mechelen, 1992). D'après l'Union Sport et Cycle (<https://www.unionsportcycle.com/etudes>), la France compte aujourd'hui 5 millions de pratiquants réguliers et l'on en compte plus d'un demi-milliard à travers le monde (Hulteen et al., 2017). Cette motivation repose sur quatre aspects : psychologique (gestion du stress et des émotions, meilleure estime de soi), social (intégration sociale), physique (meilleure santé cardiovasculaire et cardiorespiratoire rallongeant l'espérance de vie, amélioration de la résistance du système ostéoarticulaire, perte de poids) et réussite (sentiment d'accomplissement, compétitions) (Chen et al., 2016; Lee et al., 2017; Zach et al., 2017). En plus de son **évolution chiffrée**, la pratique de la course à pied s'est **diversifiée**. Il est possible de distinguer la course sur route et sur piste, et le trail, défini comme un parcours de course à pied se déroulant dans un environnement naturel dont la portion de route ne doit pas être supérieure à 20% de la distance totale (ITRA, International Trail Running Association, <https://itra.run/>).

Bien que la course à pied soit associée à de nombreux bénéfices pour la santé (van Mechelen, 1992), elle présente un risque plus élevé de douleurs musculaires et blessures que d'autres sports individuels (Requa et al., 1993). L'été dernier, à la suite de l'édition 2022 de l'Ultra Trail du Mont-Blanc (UTMB), Patrick Basset, directeur médical de l'UTMB, a listé les trois motifs principaux d'abandon : les barrières horaires, les **troubles** gastro-intestinaux et les problèmes **musculaires** (<https://www.francebleu.fr/infos/societe/ultra-trail-il-faut-explorer-ses-limites-sans-les-depasser-1660843439>). La répétition des impacts d'environ 1000 pas par kilomètre (Hoeger et al., 2008) et leur intensité d'une dizaine de fois le poids de corps (Hreljac, 2004) génèrent des vibrations atteignant 10 g (Giandolini et al., 2019b; Trama et al., 2019b). Cet excès de **stress mécanique** endommage les structures musculosquelettiques et engendre des dommages musculaires importants au niveau des tissus mous du membre inférieur (Taunton et al., 2003; Zadpoor et Nikooyan, 2011). L'activité physique n'est pas l'unique sphère de la vie où un stress est exercé, c'est aussi le cas dans la vie professionnelle et les

activités quotidiennes. Toutefois, le stress cumulé lors de la pratique de la course à pied est bien plus élevé que ces derniers (sauf exception pour certains métiers très physiques).

Le corps humain est capable de s'adapter, de sorte à réduire l'inconfort des impacts en course à pied et à préserver un mouvement efficient. Le paradigme du *muscle tuning* postule que l'activité musculaire est régulée afin d'amortir au mieux les vibrations des tissus mous (Nigg et Wakeling, 2001). Augmenter l'activité musculaire en vue de réduire les vibrations des tissus mous et préserver le confort accroît donc la sollicitation musculaire. Ainsi, cette hausse de la sollicitation musculaire dédiée à la réduction des vibrations pourrait induire une **fatigue neuromusculaire** précoce. Réduire les vibrations des tissus mous pourrait constituer une solution pertinente pour préserver le système neuromusculaire en course à pied, réduire la fatigue et *in fine* améliorer la performance. Si, à ce jour, l'analyse du mouvement et de la foulée a été très approfondie (van Oeveren et al., 2021), l'exposition des coureurs aux vibrations des tissus mous n'a que très peu été étudiée (Play et al., 2022).

Même si la course à pied demeure un sport accessible, l'équipement joue un rôle primordial dans la pratique de ce sport. La priorité numéro un est le **confort** (Nigg et al., 2015). La **dureté de semelle** est l'une des composantes de la chaussure qui permet de moduler le stress mécanique et ainsi, les vibrations. Les caractéristiques anthropométriques et biomécaniques, propres à chaque coureur, suggèrent des **réponses individuelles** face au produit chaussant et donc des **besoins spécifiques** pour chaque profil de coureur. Ainsi, il peut être intéressant d'utiliser des méthodes, tels que le *clustering* pour identifier puis caractériser des **clusters** (i.e. sous-groupes de coureurs répondant de manière similaire à une chaussure donnée) (Behling et al., 2021; Chollet et al., 2022). Ainsi, les enjeux actuels, à la fois pour les scientifiques et les équipementiers sont de proposer des **chaussures réduisant le stress mécanique et les vibrations des tissus mous** et ainsi, potentiellement, **limiter la fatigue**, et ce, en étant le plus **adéquation avec les caractéristiques du coureur**.



Ce manuscrit de thèse présente les travaux de recherche effectués ces trois dernières années. Cette thèse a été financée par un contrat de recherche liant l'entreprise Salomon et l'université Jean Monnet de Saint-Etienne.

Cette collaboration m'a permis d'étudier les **vibrations des tissus mous en course à pied**, et plus précisément :

- (i) D'approfondir l'interaction entre la dureté de semelle et les caractéristiques du coureur à pied dans le but de réduire les vibrations des tissus mous.
- (ii) D'investiguer si une dureté de semelle minimisant les vibrations présente un effet bénéfique sur la fatigue neuromusculaire induite par un semi-marathon.

VALORISATION SCIENTIFIQUE

Publications scientifiques en lien avec le travail bibliographique de thèse

Play MC, Trama R, Millet GY, Hautier C, Giandolini M, Rossi J. **Soft tissue vibrations in running: a narrative review**. *Sports Med Open*. 2022 Oct 22;8(1):131. doi: 10.1186/s40798-022-00524-w.

Communication orale en lien avec le travail bibliographique de thèse

Communication orale (anglais) : Play MC, Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Soft tissue vibrations in running**. *Journée des doctorants du campus Santé Innovations*.



Publications scientifiques en lien avec les études de thèse

Pré-étude de thèse #1

Play MC, Ravel, A, Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Treadmill running: how long before soft tissue vibrations reach a steady state?** (*en révision dans Footwear Science*)

Étude de thèse #3

Play MC, Ravel, A., Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Effect of midsole hardness on soft tissue vibrations: an ascendant hierarchical clustering on 133 runners**. (*en révision dans Medicine in Sports Sciences and Exercise (MSSE)*)

Étude de thèse #4

Play MC, Perrin, T, Métra, M, Giandolini M, Féasson, L, Rossi, J, Millet GY. **Soft tissue vibrations and fatigue during prolonged running: does an individualized midsole hardness play a role?** (*en préparation*)



Communications orales et/ou affichées en lien avec les études de thèse

Pré-étude de thèse #1

Communication orale (anglais) : Play MC, Ravel, A, Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Treadmill running: how long before running biomechanics reaches a steady state ?** *International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*, à Liverpool en juillet 2022.

Pré-étude de thèse #2

Communication affichée et commentée (anglais) : Play MC, Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Soft tissue vibrations in response to impact force characteristics in running**. *European College of Sport Science (ECSS)*, à Séville en août 2022.

Communication affichée et commentée (anglais) : Play MC, Giandolini M, Millet GY, Rossi J. **Soft tissue vibrations in running**. *Journée de la Recherche de l'école doctorale Sciences Ingénierie Santé* – finaliste du concours poster.



Communication orale annexe en lien avec les études de thèse

Étude de thèse #3

Communication orale (anglais) : Giandolini M, Play MC, Millet GY, Rossi J. **Effects of midsole hardness on knee abduction angular impulse: an ascendant hierarchical clustering in 123 runners**. *European College of Sport Science (ECSS)*, à Séville en août 2022.



Vulgarisation scientifique

Conférence grand public (français) : Play MC. **Que se passe-t-il dans notre corps lorsque l'on court ?** Fête de la Science 2021

Intervention à l'Ecole des Mines de St-Etienne et au collège du Puit de la Loire (français) : Play MC. **Faire de la recherche en sciences du sport**. Programme Schoolab 2022

Animation grand public (français) : Play MC. **Stand course à pied et accélérométrie**. Nuit Européenne des Chercheurs 2022

CADRE THÉORIQUE

Cette première partie permet de faire un bilan général sur les notions clés de la thèse, à savoir :

- La biomécanique de la course à pied (*sport étudié*), les spécificités du coureur à pied (*sujet étudié*) et les caractéristiques de la chaussure (*équipement étudié*).
- La fatigue neuromusculaire (*état du coureur étudié*)
- Les vibrations des tissus mous (*notion étudiée*).

Une partie de cette revue de littérature a fait l'objet d'une revue narrative sur les vibrations des tissus mous en course à pied, publiée dans *Sports Medicine Open* (Play et al., 2022). Ce cadre théorique se veut plus approfondi que la revue présentée en annexe 1, à laquelle le lecteur peut se référer s'il se focalise uniquement sur les vibrations des tissus mous en course à pied.



I - GÉNÉRALITÉS

1. Etude descriptive de la course à pied

Avant tout développement plus spécifique de la thématique de thèse, il convient de décrire les différents muscles et articulations sollicités en course à pied.

a. Cycle de course

Le cycle de course se caractérise par (Novacheck, 1995) (figure 1):

- (i) Une **phase de contact**, elle-même décomposée en trois sous-parties : une **phase de freinage** avec une décélération horizontale du corps (représenté par son centre de masse) et une période d'absorption de l'énergie, une **phase de mi-appui**, puis une **phase de propulsion** avec génération du mouvement au cours duquel le centre de masse est propulsé vers l'avant (augmentation de l'énergie cinétique) et vers le haut (augmentation de l'énergie potentielle).
- (ii) Une **phase de vol** lorsque les pieds ne touchent pas le sol. C'est notamment l'existence de cette phase de vol qui distingue la course à pied de la marche.

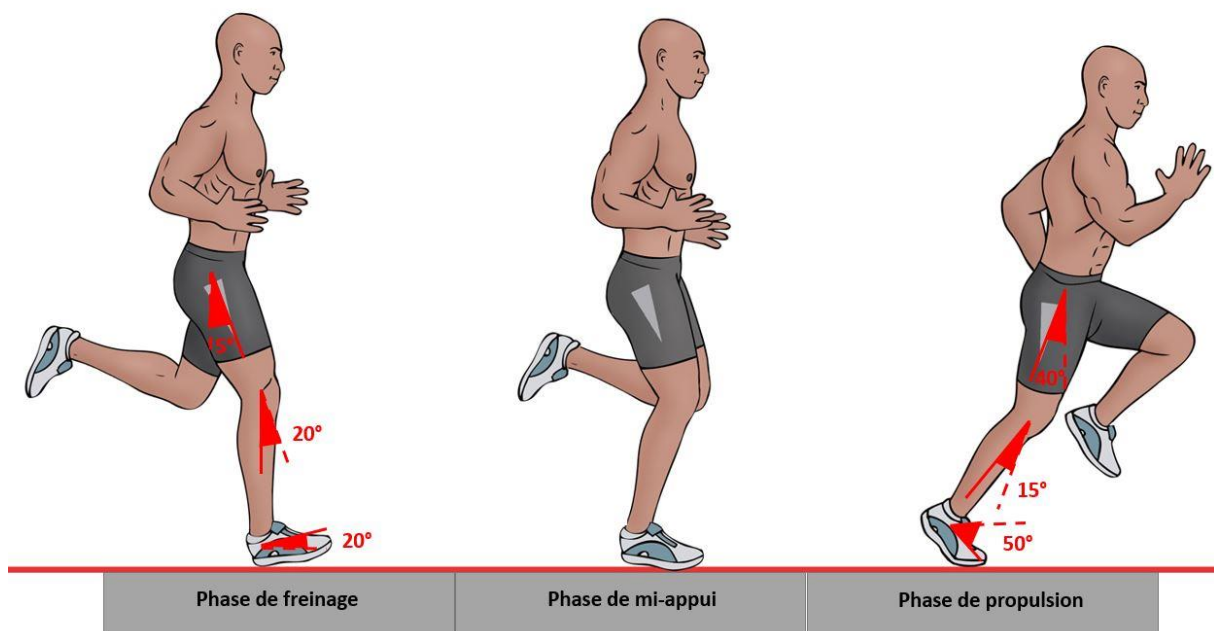


Figure 1. Cycle de course à pied. Le coureur frappe le sol durant la phase de freinage, puis déroule le pied lors de la phase du mi-appui, avant sa propulsion. Les amplitudes articulaires standard du membre inférieur lors de la phase de contact dans le plan sagittal sont mentionnées en rouge (source : *Clinical Sports Medicine*, 2009).

La durée de ces phases est dépendante de la vitesse de course et de la fréquence de foulée (García-Pinillos et al., 2019; Novacheck, 1995) (figure 2).

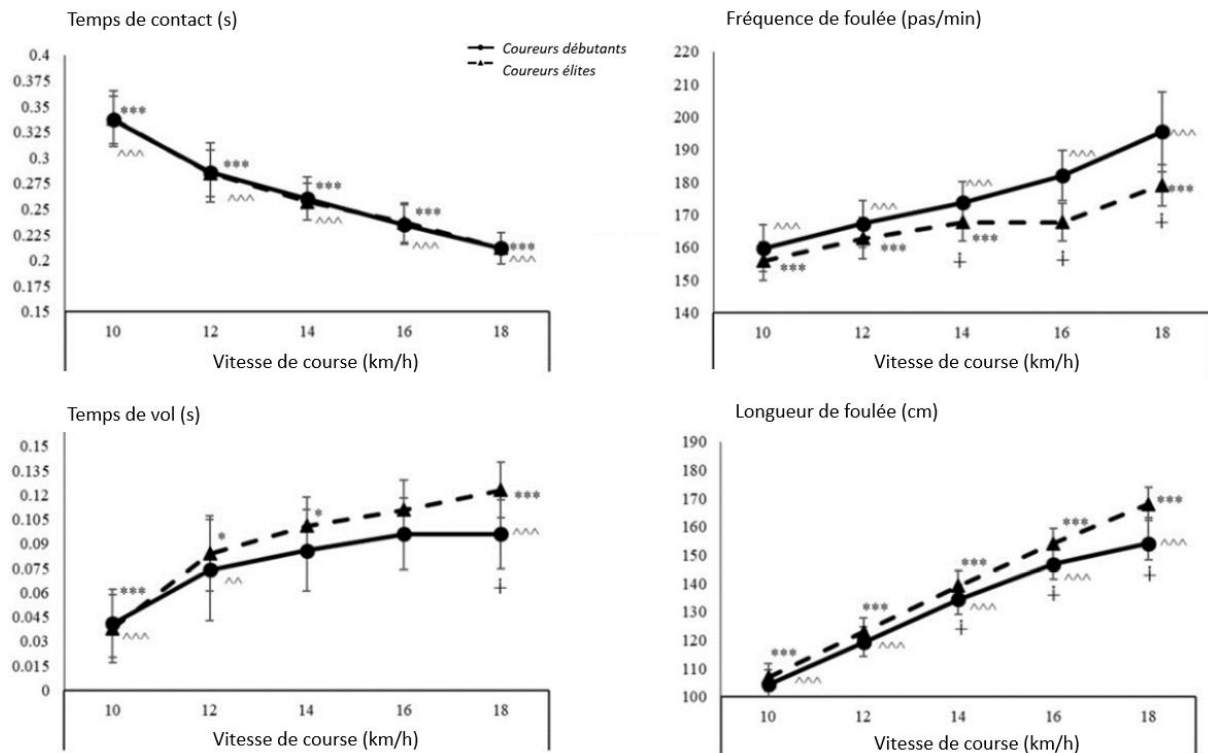


Figure 2. Evolution des paramètres spatio-temporels en fonction de la vitesse de course (adapté de Garcia-Pinillos et al., 2019)

➔ Ces variables constituent l'ensemble des **paramètres spatio-temporels** calculés dans les travaux de recherche.

b. Forces d'impact

Des **forces de réaction du sol** (en anglais : *ground reaction forces* – GRF) s'appliquent au coureur à chaque phase de contact dans les dimensions verticale, antéro-postérieure et médio-latérale (Cavanagh et Lafortune, 1980) (figure 3). En se concentrant sur la composante verticale des forces de réaction du sol, la phase de freinage correspond à la période entre le contact initial et le pic passif, la phase de mi-appui entre le pic passif et le pic actif, puis la phase de propulsion débute après le pic actif (Shorten et Mientjes, 2011). Ces forces de réaction du sol permettent de quantifier la **contrainte mécanique d'entrée** appliquée au coureur par le calcul de deux paramètres : l'intensité du pic passif et le taux de charge vertical correspondant à la pente de montée en force du contact initial pied-sol au pic passif (i.e. vitesse de la force d'impact). En considérant une attaque du sol par le talon et une vitesse de course de confort, le pic passif apparaît très rapidement, environ 30 à 35 ms après le contact initial, à la suite d'un taux de charge moyen généralement compris entre 66 et 77 fois le poids de corps (en anglais : *Body Weight* – BW).

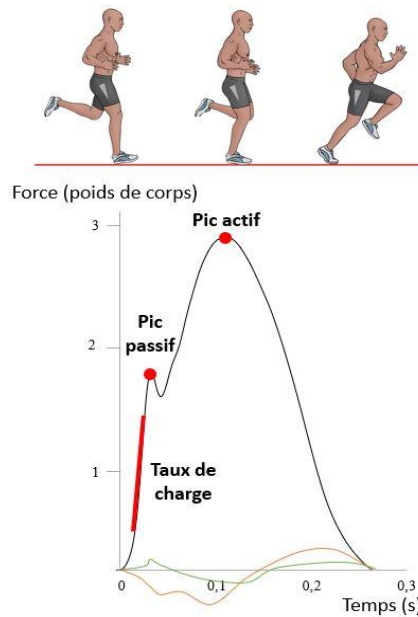


Figure 3. Illustration de la force de réaction du sol en fonction du temps : verticale en noir, antéro-postérieure en orange et médio-latérale en vert (données expérimentales personnelles)

➔ Ces variables constituent l'ensemble des **paramètres cinétiques** calculés dans les travaux de recherche.

c. Cinématique articulaire

Lorsqu'est étudiée la biomécanique de la course à pied, une attention est largement portée au membre inférieur, composé de trois masses segmentaires (cuisse, jambe, et pied) et liées mécaniquement les unes aux autres par des **articulations**. Dans le plan sagittal, il existe plusieurs types de pose de pied : l'attaque talon (en anglais : *rearfoot strike* ou bien *heelstrike*), l'attaque milieu-pied (en anglais : *midfoot strike*), et l'attaque avant-pied (en anglais : *forefoot strike*). En considérant une attaque du sol par le talon et une vitesse de course de confort, la hanche effectue une flexion d'environ 5° , suivie d'une extension d'environ 40° , ainsi qu'un mouvement d'adduction d'approximativement 5° lors de la phase de freinage et d'une abduction de 15° lors de la phase de propulsion. Le genou décrit une flexion d'environ 20° lors de phase de freinage puis une extension d'environ 15° lors de la phase de propulsion. La cheville est initialement en flexion dorsale d'environ 20° puis atteint une flexion plantaire d'environ 50° en fin de phase de propulsion. Elle réalise également un mouvement de pronation-supination d'une amplitude d'environ 20° (Novacheck 1995) (figure 1).

➔ Ces variables constituent l'ensemble des **paramètres cinématiques** calculés dans les travaux de recherche.

d. Description musculaire

Le mouvement de ces trois masses segmentaires autour des articulations (cheville, genou et hanche) est rendu possible par les **muscles**. L'activité des muscles ischio-jambiers (*semitendinosus*, *semimembranosus*, *biceps femoris*) et extenseurs de la hanche (*gluteus maximus*, *gluteus medius*) augmentent en fin de phase de vol pour contrôler l'extension de la hanche avant le contact initial et au début de la phase de contact. Les muscles du quadriceps (*rectus femoris*, *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *vastus intermedius*) sont majoritairement activés sur le même intervalle précédent et contrôlent la flexion du genou. Les muscles fléchisseurs plantaires (*soleus*, *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis*) s'activent environ 150 ms avant le contact pied-sol (Komi et al., 1987) puis lors de la phase de contact pour permettre la propulsion produisant l'accélération verticale et antéro-postérieure nécessaire à la phase de vol suivante. Enfin, le *tibialis anterior* s'active en fin de phase de vol et avant la phase de contact pour permettre la flexion dorsale requise par la pose de pied (Novacheck 1995) (figure 4).

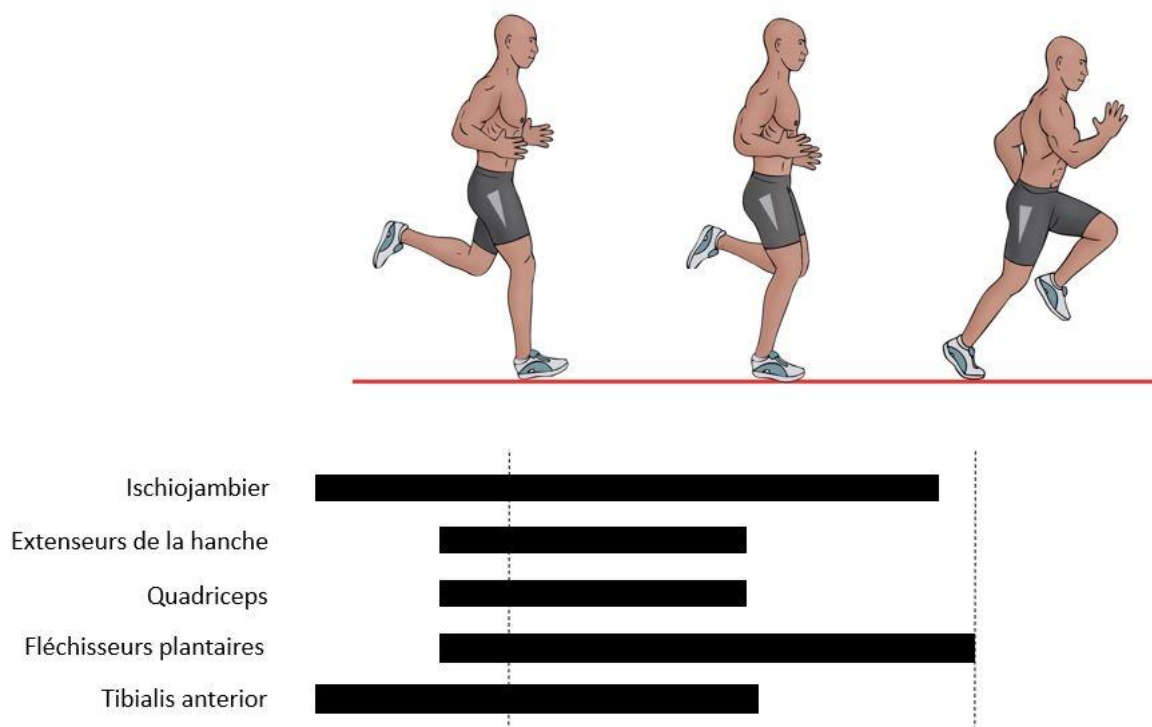


Figure 4. Illustration des activations musculaires des muscles du membre inférieur lors de la phase de contact (barres noires) (adapté de Novacheck, 1998)

A l'approche du contact pied-sol, les muscles s'activent de façon isométrique (pré-activation, figure 5A), puis de façon excentrique (phase de freinage, figure 5B) et concentrique (phase de propulsion, figure 5C). Cette succession d'activation musculaire se nomme le **cycle étirement-détente** (Komi, 2000; Nicol et al., 2006).

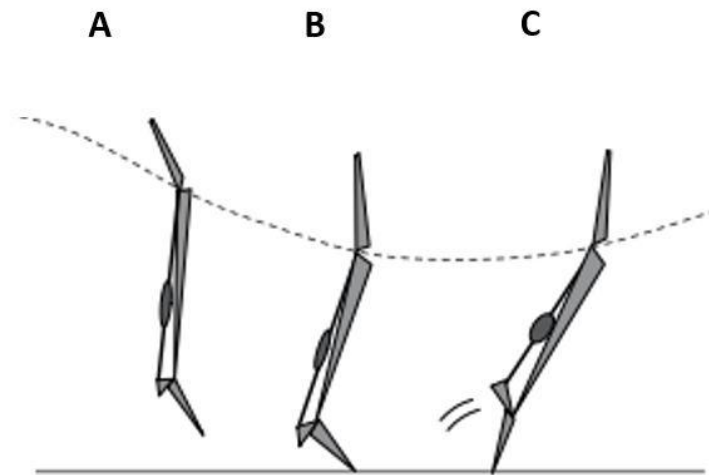


Figure 5. Illustration des différentes phases du cycle étirement-détente (adapté de Komi, 2000)

- Ces variables constituent l'ensemble des **paramètres électromyographiques** calculés dans les travaux de recherche.

e. *Modèle masse-ressort*

Le **modèle « masse-ressort »** est présenté comme le paradigme principal d'analyse de la course à pied où les membres inférieurs ont des propriétés proches d'un ressort (Cavagna, 1975, 1970; Saibene et Minetti, 2003) Dans ce modèle, la masse totale du corps est assimilée à un poids rebondissant passivement de manière symétrique sur un ressort représentant le membre inférieur (McMahon et Cheng, 1990). Cette modélisation du corps par un modèle simple permet de s'affranchir de la cinématique complexe du corps et de ses nombreux segments se comportant comme autant de systèmes masse-ressort. L'assimilation du membre inférieur à un ressort implique la prise en compte de la raideur et de la déformation. D'un point de vue purement mécanique, appliquer une force F de compression (en newton : N) entraîne une certaine déformation x (i.e. variation de longueur du ressort, en mètres : m) liée à sa constante de raideur k (en N/m) :

$$F = k \times x \quad [1]$$

Ainsi, pour une force de compression donnée, un ressort possédant une raideur importante se déformera moins qu'un ressort moins raide. En course à pied, la raideur du système est dite musculo-tendineuse (Blickhan, 1989) et se divise en deux paramètres distincts (Serpell et al., 2012). La **raideur du membre inférieur** K_{leg} fait référence au rapport entre la force de réaction du sol maximale verticale F_{max} et la variation de longueur du membre inférieur ΔL atteints au milieu de l'appui (i.e. raideur lorsque la longueur du membre inférieur est minimale). La **raideur verticale** K_{vert} illustre la notion d'écrasement

du corps lors de la phase de contact et s'exprime comme le rapport entre F_{max} et l'abaissement du centre de masse Δy (figure 6).

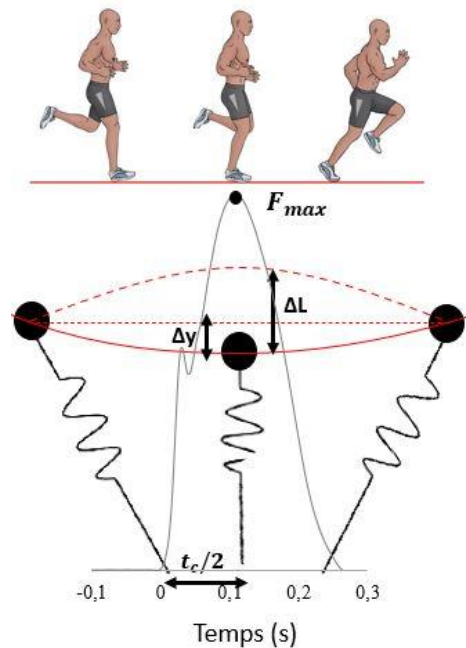


Figure 6. Illustration du comportement du modèle masse-ressort en fonction du temps (adapté de Andrada et al., 2013)

De telles mesures (F_{max} , ΔL , Δy) impliquent d'utiliser des équipements présents au sein du laboratoire. Pour obtenir des mesures de raideur du membre inférieur de façon simple et/ou sur le terrain, une méthode a été développée (Morin, 2005), prenant en compte uniquement les temps de contact et de vol ainsi que la vitesse de course, la longueur du membre inférieur et la masse du coureur. Ce modèle est donc très approprié pour la description de la course à pied puisqu'il prend en compte le mouvement horizontal du coureur (vitesse du coureur et temps de contact).

➔ Ces variables sont les **raideurs** calculées dans les travaux de recherche.



Il n'existe pas de « mouvement universel » chez le coureur à pied. La biomécanique de course va être influencée, entre autres, par les caractéristiques du coureur. Cette prochaine sous-partie, non-exhaustive, se consacre aux spécificités du coureur et leurs conséquences sur la biomécanique de la course à pied.

2. Spécificités du coureur à pied

La figure 7 représente un intervalle des valeurs issues de nos données expérimentales et de la littérature concernant les caractéristiques anthropométriques et biomécaniques du coureur. Il existe donc un nombre conséquent de profils de coureurs possibles aux caractéristiques biomécaniques, physiologiques et anthropométriques multiples.

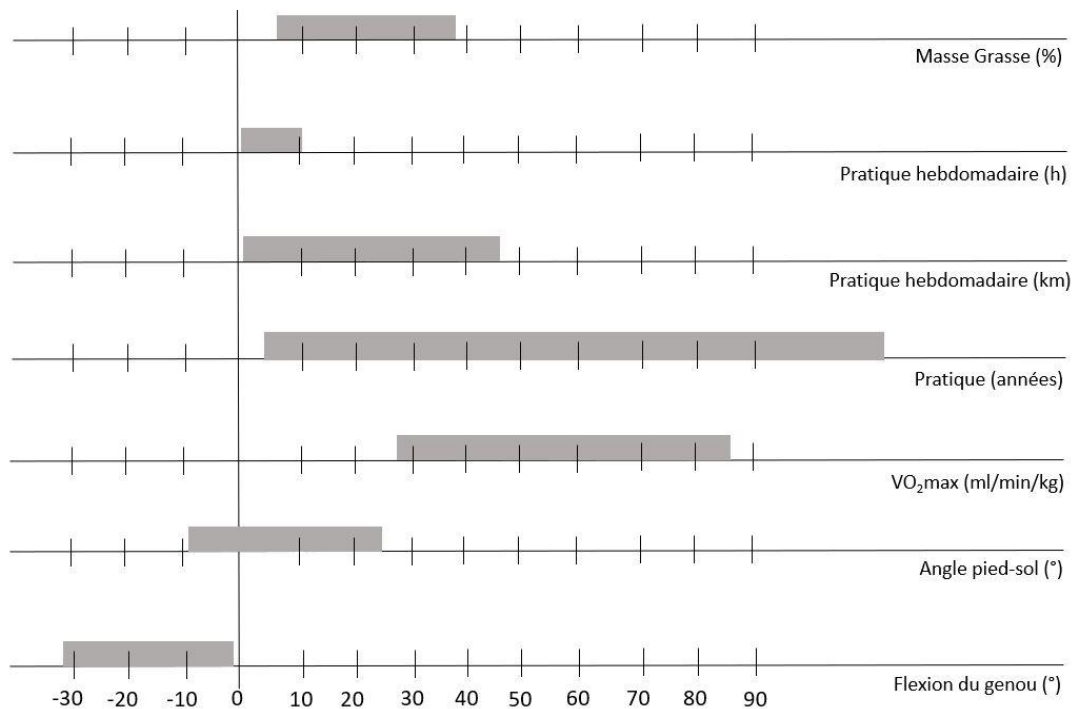


Figure 7. Intervalle schématique des spécificités du coureur : masse grasse, pratique, angle pied-sol et flexion du genou (données expérimentales personnelles), ainsi que consommation maximale d'oxygène (Fuchi et al., 1989; Hoitz et al., 2020; Sparling et Cureton, 1983).

a. Sexe

Durant les dernières décennies, le nombre de femmes pratiquant la course à pied a considérablement augmenté. D'après une récente étude recensant plus de 70 000 courses à l'échelle mondiale allant du 5 km au marathon (<https://runrepeat.com/state-of-running>), 50,3 % des coureurs étaient des femmes. Si l'on se focalise sur la discipline du trail, le taux de pratique féminin est passé de 13 % en 1997 à 46 % en 2022 (<https://runrepeat.com/the-state-of-trail-running-2022>). Concernant les ultratrails, le nombre de femmes reste toujours minoritaire comparé aux hommes même s'il est noté une légère hausse avec 6 fois plus de femmes que dans les années 1980 (Hanold, 2010).

Il existe des différences anatomiques, physiologiques et psychologiques entre les hommes et les femmes. Plus spécifiquement, une récente revue de littérature a permis d'éclairer les différences entre les coureurs

d'endurance masculins et féminins en précisant également les paramètres pouvant influencer différemment les performances (Besson et al., 2022a) (figure 8).

Sur le plan **biomécanique**, les femmes présentent des amplitudes de mouvements articulaires supérieures comparé aux hommes au niveau des articulations de la hanche et du genou : adduction et rotation interne de la hanche plus importantes (Almonroeder et Benson, 2017; Chumanov et al., 2008; Ferber et al., 2003; Sakaguchi et al., 2014), abduction du genou plus importante (Ferber et al., 2003; Gehring et al., 2014; Nigg et al., 2012; Phinyomark et al., 2014; Sakaguchi et al., 2014; Sinclair et al., 2012) et flexion du genou plus faible (Malinzak et al., 2001; Phinyomark et al., 2014). Quelle que soit la vitesse de course, les femmes présentent un temps de contact plus court que les hommes. A des vitesses de courses supérieures à 14 km/h (i.e. proches de leurs vitesses maximales aérobies), les femmes courent avec une fréquence de foulée supérieure à celle des hommes et plus aérienne caractérisée par un temps de contact plus court, un temps de vol plus long et une longueur de foulée plus petite (García-Pinillos et al., 2020). Enfin, les femmes seraient soumises à des taux de charge plus importants que les hommes (Bazuelo-Ruiz et al., 2018). Les **différences anatomiques** entre les hommes et les femmes sont en partie responsables de ces différences biomécaniques. Les femmes ont un bassin plus large, un angle Q (i.e. angle formé par le fémur et le tibia décrivant le valgus du genou en position statique) plus important et des membres inférieurs (rapportés à la taille) plus courts.

Sur le plan **physiologique**, les valeurs de consommation maximale d'oxygène ($VO_2\text{max}$) chez les hommes sont 5 à 10 % plus élevées que chez les femmes, différence non négligeable sur la performance (Cureton, 1981; Sparling, 1980). Les **différences de composition corporelle** entre les hommes et les femmes peuvent justifier ces différences physiologiques. Les femmes possèdent des poumons plus petits et une concentration d'hémoglobine plus faible que les hommes (Ansdell et al., 2020) ainsi qu'un taux de masse grasse plus élevé (Sparling et Cureton, 1983) et des masses musculaires moins importantes que les hommes (Hill, 1948; Wakeling et Nigg, 2001). Le nombre de fibres musculaires est similaire mais le diamètre des fibres est plus important chez l'homme du fait des gènes GRB10 et ACVR2B (Welle et al., 2008), justifiant une force musculaire plus accrue (Miller, 1990). Les femmes présentent une surface relative occupée par les fibres de type I (fibres lentes) dans leurs muscles plus élevée que les hommes (Hunter, 2014; Mealing et al., 1996). Elles possèdent aussi une meilleure capillarisation (Roepstorff et al., 2006) et une activité d'enzyme glycolytique plus faible menant à une meilleure utilisation de l'oxygène (Parker et al., 2007) et une capacité de récupération plus rapide après un exercice fatigant (Hunter, 2016; Laurent et al., 2010; Macchi et al., 2021).

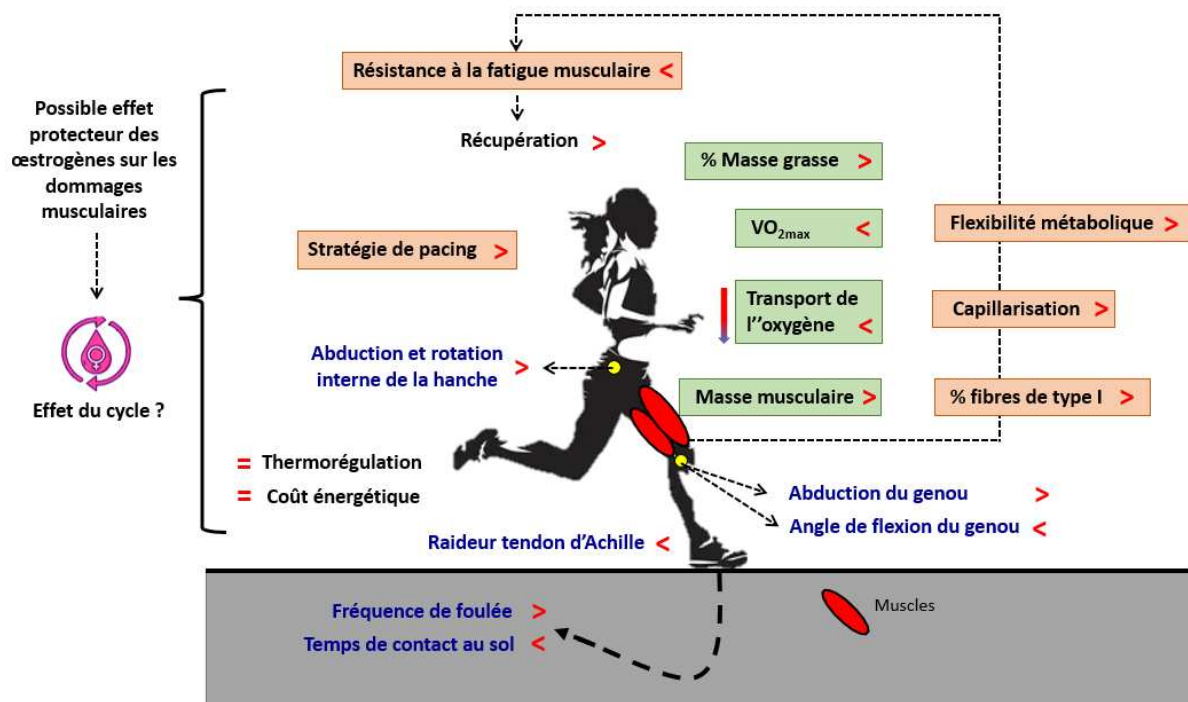


Figure 8. Représentation schématique d'une coureuse à pied recensant les différences par rapport au coureur à pied (> supérieur chez les femmes ; < inférieur chez les femmes ; = pas de différences homme/femme) (adapté de Besson et al., 2022).

Pour un même modèle de chaussure, les caractéristiques énoncées ci-dessus suggéreraient une réponse biomécanique différente entre les hommes et les femmes. Par exemple, un récent travail de thèse (Besson, 2021) a montré des modifications biomécaniques plus amplifiées chez les femmes en réponse à une augmentation de la raideur de chaussures. Les habitudes de chaussage des femmes pourraient également influencer leur réponse biomécanique lors du port de chaussures de course, plus plates. Par exemple, le port régulier de chaussures à talon induit des modifications structurales du complexe muscle-tendon au niveau des mollets (i.e. raccourcissement des muscles et augmentation de la taille et de la raideur du tendon d'Achille). Ces modifications pourraient mettre à rude épreuve les muscles fléchisseurs plantaires lors du passage à des chaussures plates. L'étude de (Besson et al., 2019) a montré que des chaussures avec un drop (i.e. différence de hauteur entre le talon et les orteils) élevé (10 mm) permettaient de limiter les contraintes sur l'articulation de la cheville.

➔ Les présents travaux de recherche ont inclus à la fois des hommes et des femmes.

b. Ethnie

Les coureurs de l'Afrique de l'Est (Ethiopiens et Kenyans) s'affirment comme étant les meilleurs coureurs d'endurance au monde. En janvier 2021, sur les 100 athlètes de chaque catégorie (homme/femme) détenant les meilleurs temps au marathon, 76 femmes et 93 hommes étaient nés en Afrique de l'Est (<https://www.worldathletics.org/disciplines/road-running/marathon>).

Ainsi, des études comparant des coureurs africains et caucasiens ont montré des **différences physiologiques** (Saltin et al., 1995; Tam et al., 2012; Weston et al., 2000), **anthropométriques** (Marino et al., 2004; Shu et al., 2015), **neuromusculaires** (Sano et al., 2015) et **biomécaniques** (Lieberman et al., 2010; Santos-Concejero et al., 2015) entre ethnies. La revue de littérature de (Pitsiladis, 2015) explique un tel succès et une endurance hors normes basés sur trois piliers. Ces populations possèdent un somatotype ectomorphe (jambes plus longues d'environ 5 %, musculature plus fine et légère, indice de masse corporelle (IMC) plus faible par rapport à leurs homologues caucasiens) leur permettant une économie de course et une biomécanique exceptionnelle (e.g. longueur de foulée importante, coureurs aériens). La marche et la course à pied sont leurs moyens de locomotion dès le plus jeune âge pour aller à l'école ou au travail, à des altitudes atteignant les 2000-3000 m, leur assurant donc un entraînement aérobie. Enfin, ils possèdent une certaine motivation socio-économique pour échapper à la pauvreté. D'autres études, s'intéressant aux coureurs asiatiques, ont montré des caractéristiques **anthropométriques** (Hawes et al., 1994; Sano et al., 2015; Zárate-Kalfópulos et al., 2012), **physiologiques** (Sun et al., 2016) et **biomécaniques** (Patoz et al., 2019b) différentes comparés aux autres ethnies. Ces études ont souligné que cette population possédait des membres plus petits, un IMC plus faible, une fréquence de foulée plus importante, un temps de contact plus long ou encore un contact pied-sol milieu pied.

La morphologie du pied diffère également entre les ethnies (Hawes et al., 1994; Hoey et al., 2022; Shu et al., 2015). Les auteurs cités précédemment soulignent qu'il est important pour les équipementiers de considérer ces différences anatomiques lors de la conception d'un produit chaussant destiné à être commercialisé à l'échelle du globe.

➔ Les présents travaux de recherche n'ont cependant pas pu inclure des coureurs des quatre coins du globe !

c. Age

La moyenne d'âge des coureurs n'a jamais été aussi élevée, passant de 35,2 ans en 1986 à 39,3 ans en 2018 (<https://runrepeat.com/state-of-running>). Sur le plan **physiologique**, quel que soit le niveau du coureur, une baisse de la performance est montrée avec l'âge, avec des diminutions plus marquées dès 60 ans (Davies et Thompson, 1986; Evans et al., 1995; Fuchi et al., 1989; Tanaka et Seals, 2008). Des coureurs plus âgés présentent une vitesse de course, une consommation maximale d'oxygène ($VO_2\max$) et une fréquence cardiaque plus faibles que leurs homologues jeunes. La $VO_2\max$ et la fréquence cardiaque diminueraient précisément de 6,9 % et 3,2 % par décennie (Fuchi et al., 1989). Des différences de composition corporelle entre jeunes et moins jeunes peuvent expliquer ces diminutions. La densité minérale osseuse et le volume musculaire diminuent dès 35 ans, impliquant une perte de force marquée de 40 % à 70 ans (comparé à 20 ans) (Kim et Park, 2022). Le pourcentage de fibres musculaires de type

I (fibres lentes), permettant une meilleure économie de course, est moins important chez des coureurs plus âgés (Tanaka et Seals, 2008).

D'un point de vue **biomécanique**, les coureurs plus âgés présentent des amplitudes de mouvements articulaires supérieures au niveau de la hanche et une flexion du genou au contact pied-sol plus faible comparé aux plus jeunes (Bus, 2003; Karamanidis et al., 2006; Kim et Park, 2022; Silvernail et al., 2015). Ils adoptent une fréquence de pas plus importante (Willy et Paquette, 2019), induisant donc une réduction de la longueur de foulée de 13 % entre 20 et 60 ans, et atteignant une baisse de 20 % à 80 ans (DeVita et al., 2016).

Enfin, les coureurs plus âgés montrent une pré-activation des muscles *vastus* et *biceps femoris* plus importantes, possiblement pour préserver le système musculosquelettique, comparé à leurs homologues plus jeunes (Nigg et al., 2012).

Les exigences en matière de chaussage diffèrent selon l'âge. Un questionnaire interrogeant 4501 coureurs a montré que les coureurs âgés (> 55 ans) sont plus regardants sur le confort et l'amorti de la chaussure de course à pied (Schubert et al., 2011).

➔ Les présents travaux de recherche ont inclus des coureurs de tout âge entre 18 et 64 ans.

d. Type et niveau de pratique

Une méthode Delphi (Honert et al., 2020) et une récente revue de littérature (Hoitz et al., 2020) ont permis de segmenter les coureurs selon trois niveaux (basés notamment sur le nombre d'années de pratique, le volume d'entraînement et la performance) et de fournir des recommandations sur les caractéristiques des chaussures à opter pour ces trois catégories. Elles soulignent également les attentes concernant les caractéristiques de chaussures (tableau 1).

Tableau 1. Définition des niveaux de coureurs, spécificités correspondantes et choix de chaussures effectués les plus récurrents (adapté de Honert et al., 2020 et Hoitz et al., 2020). A noter que la dureté de semelle reste un point où les coureurs ne se prononcent pas.

Coureurs	Débutants	Réguliers	Elites
Niveau d'expérience (nombre d'années)	< 1	1-3	> 3
Volume hebdomadaire (km)	< 15	15-50	> 50
Niveau de performance (temps)	5 km > 30 min 10 km > 1h	5 km > 20 min 10 km > 40 min 42 km > 3h	5 km < 20 min 10 km < 40 min 42 km < 3h
Niveau de performance (VO ₂ max)	< 50	50-65	> 65
Attentes de la chaussure	1 – Confort 2 – Réduction du risque de blessure 3 – Performance		1 – Performance 2 – Réduction du risque de blessure 3 - Confort
Masse de la chaussure	225-275 g.		< 175 g.
Dureté de la semelle	Ne sait pas		
Rigidité longitudinale	Faible	Moyenne	Elevée
Drop (hauteur de talon)	8-12 mm		4-8 mm

Il a été postulé que l'entraînement spécifique modifiait une partie des capacités de chaque coureur. Une récente étude a comparé des coureurs masculins élites en trail ou en route et a notamment souligné une force et puissance maximale plus hautes chez les traileurs, mais une économie de course à plat à 14 km/h meilleure et un volume horaire d'entraînement plus important chez les coureurs de route (Sabater Pastor et al., 2023). Au sein d'une même population de coureurs (traileurs), il a été souligné que les traileurs élites montraient une meilleure économie de course et des forces maximales des extenseurs du genou supérieures comparé aux traileurs réguliers. Pour ces deux études, aucune différence significative n'a été reportée sur la biomécanique de course entre ces profils de coureurs (Besson et al., 2022b).

➔ Les présents travaux de recherche ont inclus des coureurs de tous niveaux.

e. Composition corporelle

Outre les différences de composition corporelle selon le sexe, l'ethnie et l'âge, une étude longitudinale sur 6 ans incluant 15 237 marcheurs et 32 216 coureurs a montré une valeur significativement plus faible de l'IMC chez les coureurs que les marcheurs (Williams, 2013). Ainsi, une plus grande proportion de personnes en surpoids ou obèses ont commencé la course à pied, puis les compétitions, avec la

motivation de perdre du poids (Vincent et al., 2020). Ces personnes en surpoids montrent des forces d'impact plus importantes qu'elles essayent de compenser par une raideur verticale de la jambe et des moments articulaires de la hanche plus importants (Vincent et al., 2020). De nombreux auteurs s'accordent sur le fait que cet excès de masse grasse et donc de stress mécanique est un risque de blessures (Buist et al., 2010, 2007; Kluitenberg et al., 2015; Nielsen et al., 2013). Une étude longitudinale entre 1999 et 2016 analysant 900 coureurs participant à la Course de l'Escalade à Genève (distances comprises entre 4,8 et 7,2 km) a évalué l'effet de la masse grasse sur la vitesse de course, cette dernière étant plus faible avec une masse grasse plus élevée (Genton et al., 2019). A noter également que la **masse musculaire** est en moyenne plus importante chez les hommes et des coureurs entraînés en puissance (Chen et al., 2021; Wakeling et al., 2002; Wakeling et al., 2001).

➔ Les présents travaux de recherche ont pris en compte la composition corporelle des coureurs avec l'IMC, l'estimation des masses segmentaires et musculaires et le pourcentage de masse grasse.

f. Mouvements du pied

Lors du cycle de course, deux mouvements de rotation naturels au niveau du pied sont possibles. La pronation se définit comme l'angle entre le tibia et le pied du coureur. Lors de la phase de contact avec le sol, on parle de pronation lorsque le mouvement du pied se fait vers l'intérieur et de supination lorsqu'il s'effectue à l'extérieur. La croyance répandue selon laquelle une pronation modérée du pied serait associée à un risque accru de blessures est scientifiquement contredite puisque seulement une pronation excessive mènerait à une incidence de blessures plus accrue (Nielsen et al., 2014) (figure 9).

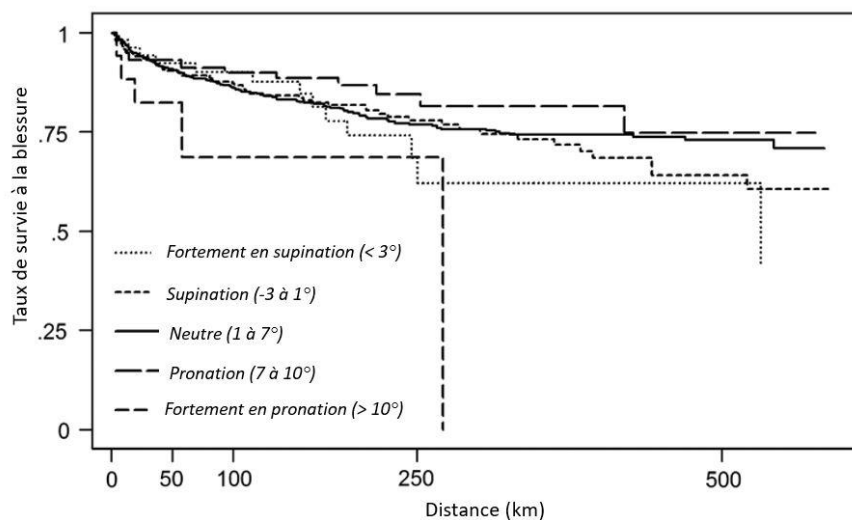


Figure 9. Evolution du taux de survie à la blessure selon le mouvement de rotation du pied en fonction de la distance (adapté de Nielsen et al., 2014)

Le pied est construit d'une série d'arches formées par les os métatarsiens et renforcés par les muscles et ligaments du pied. Ces arches forment la voûte plantaire. Suivant la hauteur de ces arches, le pied peut être creux (courbure accentuée de l'arc plantaire) ou plat (Mei et al., 2022). La voûte plantaire joue un rôle important dans la mobilité du pied pendant la phase de contact (Buldt et al., 2015). Par exemple, les coureurs avec un pied creux ont montré des taux de charge verticales accrus (Nigg et Nachbauer, 1992; Williams et al., 2014).

Ainsi, la morphologie des tissus, de la forme des os et de la posture du pied exerce une influence sur la biomécanique du membre inférieur. Les habitudes de chaussage (e.g. talons hauts, chaussures plates) ou d'éventuelles pathologies (e.g. diabète) peuvent accentuer ces différences de morphologie. Tout changement de chaussures (e.g. vers une chaussure maximaliste ou vers une chaussure minimaliste) nécessite un certain temps d'adaptation (Johnson et al., 2015; Zhang et al., 2017).

➔ Grâce aux équipements du laboratoire, les présents travaux de recherche ont pu évaluer les mouvements du pied dans les trois directions de l'espace.



Tous les coureurs sont différents et présentent des caractéristiques anthropométriques et biomécaniques hétérogènes. Ils réagiraient donc tous différemment à une condition de chaussure.

3. Caractéristiques du produit chaussant

Le produit chaussant est un équipement chargé d'histoire. Il semblerait que les chaussures soient utilisées par l'homme depuis environ 30 000 ans (Trinkaüs et Shang, 2008). Ceci-dit, il faut attendre la fin du XIXème siècle pour voir les prémices de la chaussure de course à pied « contemporaine ». Durant le XXème siècle, de nombreuses marques de chaussures ont vu le jour (figure 10).

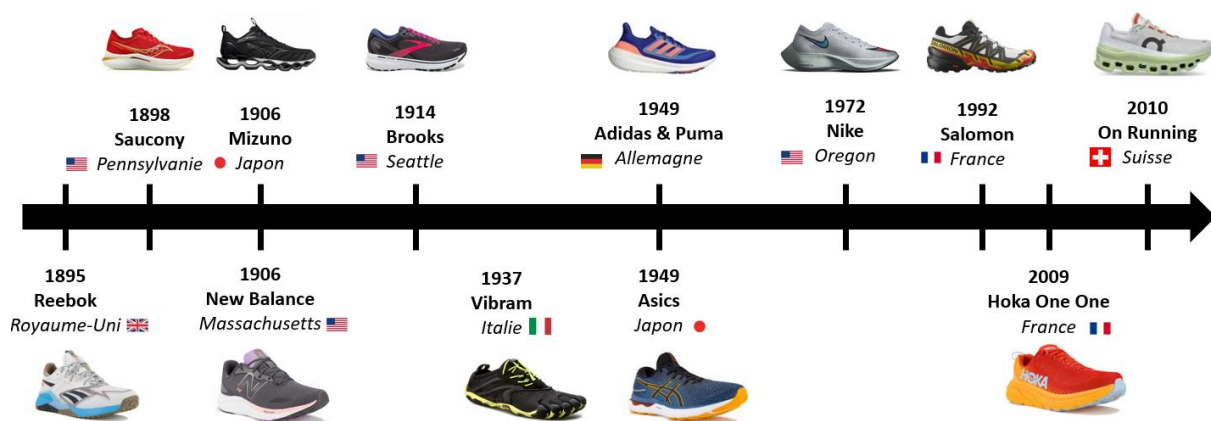


Figure 10. Frise chronologique des créations des principales marques de chaussures de course à pied

a. Anatomie de la chaussure

La chaussure de course (figure 11) est composée d'une partie supérieure (en anglais : *upper shoe*, avec contrefort, renforts, languette, lacets et tige), d'une **semelle intermédiaire** (en anglais : *midsole*) et d'une semelle externe (en anglais : *outsole*). La partie supérieure assure maintien et respirabilité du pied. La semelle d'usure est en contact direct avec le sol et assure l'accroche.

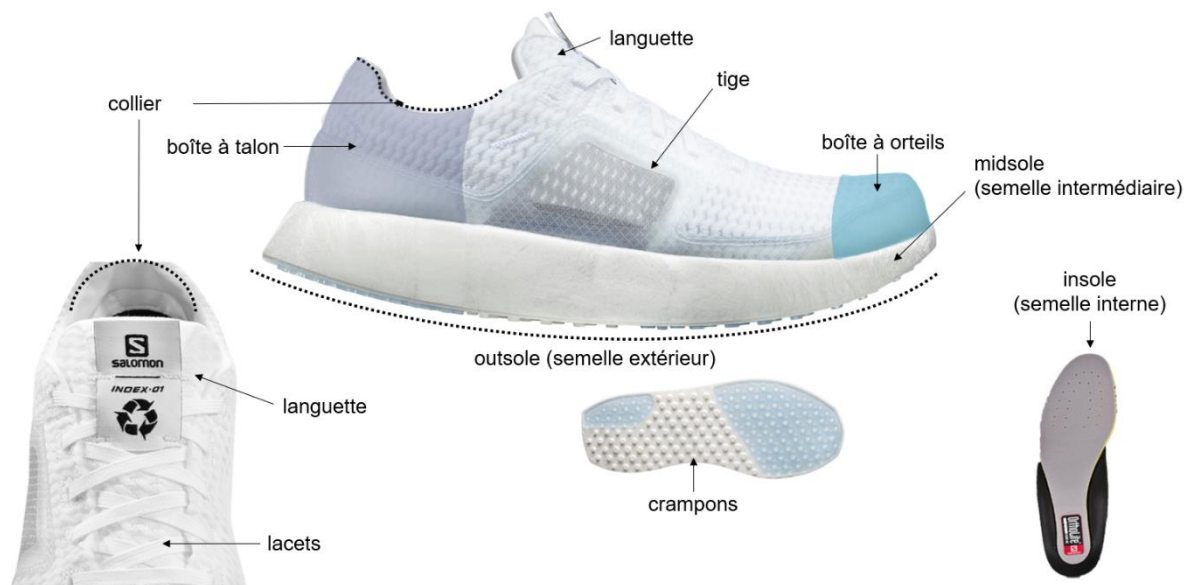


Figure 11. Anatomie d'une chaussure de course à pied (source : Salomon)

Au cours des cinquante dernières années, les composants énumérés précédemment ont connu des changements considérables. Par exemple, les **chaussures minimalistes** se caractérisent par leur grande flexibilité, leur faible drop, poids et épaisseur au talon et par conséquent, leur forte proximité avec le sol imitant ainsi la sensation de course pied nus (Squadrone et Gallozzi, 2009). Les études scientifiques utilisent notamment les termes anglais *barefoot-simulated footwear*, *barefoot-style footwear*, ou encore *full minimalist shoes* pour décrire ce type de chaussure (Marchena-Rodriguez et al., 2020). A l'inverse, les chaussures dites **maximalistes** avec une épaisseur de semelle intermédiaire importante ou bien les « *rockers shoes* » avec une semelle arrondie sont également apparues sur le marché et ont pour objectif d'apporter une forte sensation d'amorti appréciée par une part substantielle des coureurs à pied (Sun et al., 2020). Enfin, l'augmentation de la rigidité en flexion longitudinale (en anglais : *shoe longitudinal bending stiffness*) est devenue une thématique de recherche très étudiée, notamment depuis qu'Eliud Kipchoge, détenteur du record du monde de marathon depuis 2018, porte la chaussure Nike Vaporfly® (<https://www.lepape-info.com/actualite/que-valent-vraiment-les-159-40-deliud-kipchoge-et-la-vaporfly-22/>). En augmentant cette rigidité, l'objectif des équipementiers est de diminuer le coût énergétique en réduisant la puissance générée à la cheville pour courir à une vitesse donnée tout en minimisant la puissance absorbée (et donc perdue) à l'articulation métatarso-phalangienne (Cigoja et al., 2019; Hoogkamer et al., 2017; Mcleod et al., 2020).

b. L'amorti d'une chaussure de course à pied

L'amorti d'une chaussure est sa **capacité à amortir le choc du contact pied-sol, en emmagasinant l'énergie mécanique**. Dans le cas de la course à pied, ce besoin intervient lors de la phase de contact des pieds avec le sol, soit seulement les 50 premières millisecondes sur les 250 millisecondes environ

de la phase d'appui de la foulée. La fonction d'amorti d'une chaussure est alors de rendre cette phase de contact la plus progressive possible pour atténuer au maximum l'impact inévitable avec le sol. Ainsi, le rôle de l'amorti d'une chaussure de course à pied va être de soulager le système musculosquelettique en diminuant le taux de charge lors de l'impact avec le sol et de réduire le degré d'adaptation nécessaire pour atteindre le meilleur niveau de confort en dépensant le moins d'énergie possible.

La **semelle intermédiaire** est une composante de la chaussure importante pour la réduction et l'amortissement des vibrations. Certains des plus grands progrès en matière de confort viennent de nouvelles semelles intermédiaires confectionnées avec des matériaux souples et réactifs. L'**EVA** (éthylène-vinyle-acétate) est le matériau communément utilisé dans les mousses de semelles de chaussure de course à pied. Depuis 2017, un nouveau matériau, le **Pebax**, est de plus en plus utilisé pour les chaussures de course à pied de performance. Ce matériau a l'avantage d'améliorer la résilience (i.e. capacité d'un matériau à absorber l'énergie d'un choc en se déformant) tout en ayant une densité, et donc une masse, plus faible. Le **PU** (polyuréthane), quant à lui, est majoritairement utilisé dans les chaussures portées dans la vie quotidienne mais tend à se reprendre aux chaussures de course à pied, du fait de son excellente durabilité (Brückner et al., 2010). Lors de la déformation de la chaussure durant la phase de contact, sous le poids du corps, les matériaux ont la capacité d'atténuer les impacts par circulation d'air à travers des cellules d'air interconnectées (Even-tzur et al., 2006). Des concepts techniques comme les ressorts, l'air comprimé des bulles ou les inserts en gel sous le talon ont également été mis en place. Ces mousses viscoélastiques présentent différentes **duretés**, quantifiées en duretés Asker-C ou Shore. La dureté d'une chaussure est définie comme la résistance d'un matériau à la suite de la pénétration d'un indenteur suivant une pression définie. Deux méthodes d'essai sont couramment utilisées pour évaluer l'absorption des chocs d'une chaussure. Les essais dynamiques permettent de simuler l'impact pied-sol lors de la course grâce à un poids lâché à une certaine hauteur. La décélération du poids, la hauteur du rebond et le temps d'impact poids-chaussure sont enregistrés. Plus la dureté de semelle sera ferme, plus la décélération de la masse et le temps d'impact seront faibles. En parallèle, des essais statiques peuvent quantifier l'absorption des chocs grâce à l'importance de la déformation produite par un objet de masse normalisée. Ainsi, la **résilience** d'une chaussure ferme sera plus faible. Ces tests matériaux indiquent donc comment la chaussure atténuerait ce choc si le coureur se comportait comme un solide indéformable. Autrement dit, ils ne prédisent pas fidèlement les chocs lors de la course à pied (figure 12). Différents modèles (e.g. modèles simples (Alexander, 1988) ou complexes (Masters et Challis, 2021; Nikooyan et Zadpoor, 2011)) montrent que le système squelettique s'adapte suite à l'impact et permettent de comprendre ces résultats.

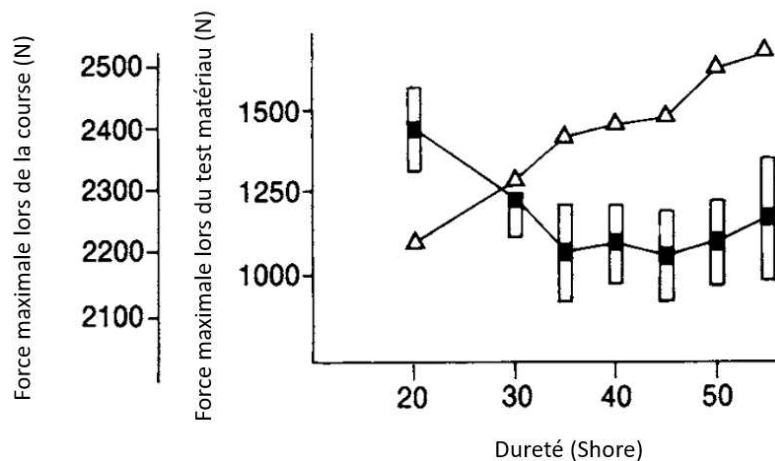


Figure 12. Evolution de la force maximale (N) lors de la course et lors du test matériau en fonction de la dureté Shore. Ce graphe illustre l'absence de corrélation entre les tests matériaux (Δ) et la réelle force de réaction du sol verticale lors de la course à pied (□) lorsque les duretés sont supérieures à shore 30 (adapté de Nigg, 2010)

➔ Les présents travaux de recherche ont utilisé des duretés de semelle comprises entre Asker 45-C et 71-C, soit les duretés extrêmes pouvant être trouvées sur le marché de la chaussure de course à pied aujourd'hui.

c. Effets de la dureté de semelle

Les coureurs modifient leur biomécanique de course en fonction de ce qu'ils portent aux pieds. Ces dernières décennies, les effets de la semelle (composition, géométrie, dureté) sur le coureur ont largement été étudiées (Hoitz et al., 2020; Sun et al., 2020).

Concernant les **effets de la dureté de semelle sur la biomécanique de course**, passer d'une semelle de dureté faible (Asker 40-C) à dureté élevée (Asker 70-C) réduirait le pic d'impact de 10 % (Baltich et al., 2015; De Wit et al., 1995; Sterzing et al., 2013) mais augmenterait le taux de charge de 25 % autant chez des coureurs débutants qu'expérimentés (Cheung et Ng, 2007; Cornwall et McPoil, 2017; De Wit et al., 1995; Nigg et Yeadon, 1987; Sterzing et al., 2013). A ce jour, la dureté de semelle n'aurait montré aucun effet sur le temps de contact (De Wit et al., 1995; Sterzing et al., 2013; Willwacher et al., 2013). Passer d'une semelle de dureté faible (Asker 45-C) à dureté élevée (Asker 61-C) contribuerait à des flexions de la hanche, du genou et de la cheville plus importantes, et à une dorsiflexion de la cheville plus faible (Kersting et Brüggemann, 2006). Ces ajustements cinématiques expliqueraient d'ailleurs la réduction du pic d'impact avec une semelle de dureté élevée énoncée plus haut (Kersting et Brüggemann, 2006). Concernant les forces articulaires, celles au niveau de la cheville et du genou se verraient minimisées avec une semelle de dureté faible mais la dureté de semelle n'aurait aucun impact sur les forces articulaires au sein de la hanche (Meardon et al., 2018).

Concernant les **effets de la dureté de semelle sur l'activation musculaire**, ceux-ci demeurent également **très différents** suivant les études. Par exemple, il a été montré qu'une semelle possédant deux duretés différentes (côté médial et côté latéral) diminuait l'intensité du muscle extenseur des orteils et du *tibialis anterior* (Cheung et Ng, 2010) alors que Nigg et Gérin-Lajoie n'ont montré aucune différence significative sur les activations musculaires entre une semelle de dureté faible (Asker 40-C) et de dureté élevée (Asker 65-C) (Nigg et Gérin-Lajoie, 2011). De façon intéressante, toujours avec une semelle présentant deux duretés différentes, les forces plantaires seraient plus antérieures et l'activation musculaire du *vastus medialis* plus stable, pouvant potentiellement diminuer le risque de blessures (Cheung et Ng, 2008).

Concernant les **effets de la dureté de semelle sur la performance**, aucun résultat significatif n'a été trouvé sur des marqueurs sanguins tels que le taux de créatine kinase ou l'hémoglobine (Hardin et Hamill, 2002).



La biomécanique de la course à pied et les effets de la dureté de semelle peuvent différer selon l'état de fatigue du coureur. La prochaine partie présente une définition de la fatigue neuromusculaire, ses méthodes d'évaluation et son étiologie suivant différents formats de course, ainsi que son effet sur la biomécanique de course et la performance.



II – FATIGUE NEUROMUSCULAIRE

1. Généralités

La performance au cours d'un exercice de longue durée nécessite le maintien des différentes fonctions physiologiques de l'organisme et en particulier de la fonction neuromusculaire. Les altérations de la fonction neuromusculaire sont associées au concept de la fatigue neuromusculaire. Il s'agit d'un processus qui apparaît au cours de l'effort physique (Gandevia, 2001). L'état initial du système neuromusculaire (e.g. réserves énergétiques, concentrations ioniques) est altéré dès le début de l'exercice, et la fatigue se développe progressivement (Boyas et Guével, 2011). Cependant, elle est réversible par le repos (Twomey et al., 2017). Ainsi, dans le cadre de la thématique de thèse, la fatigue peut se définir comme la diminution de la capacité de production de force (Kent-Braun et al., 2012). Elle prend également en compte tous les facteurs mis en jeu depuis le signal moteur jusqu'à l'interaction énergie-dépendant de l'actine et de la myosine. Elle se décompose en deux types de fatigue détaillées ci-dessous : la **fatigue centrale** et la **fatigue périphérique** (Brainbridge, 1931) (figure 13).

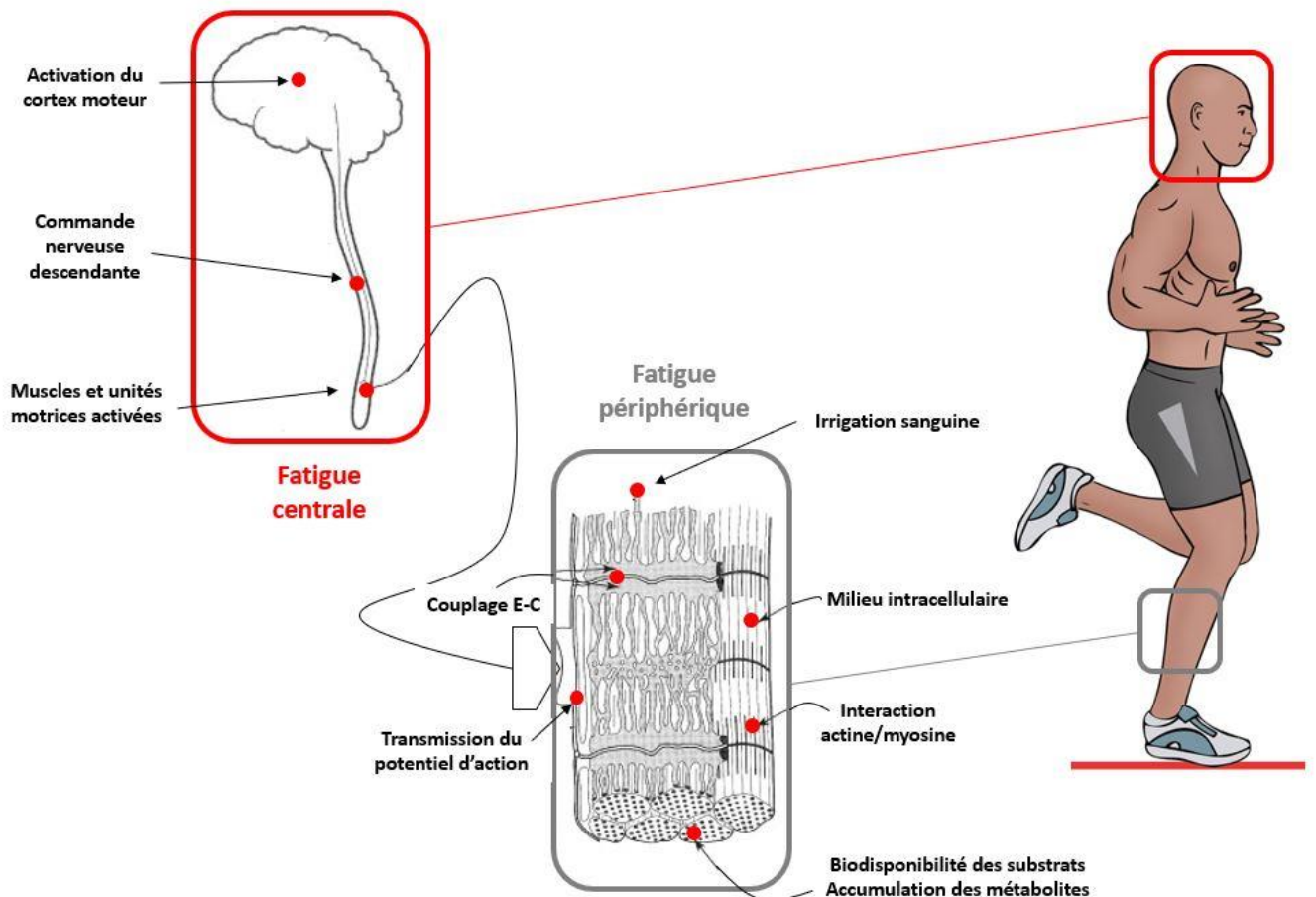


Figure 13. Représentation des différents sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire. La fatigue peut avoir pour origine une altération d'un ou plusieurs sites (cercles rouges).

a. *Fatigue centrale*

La diminution de la capacité de production de force maximale peut être due à une diminution de la commande nerveuse impliquant des mécanismes situés en amont de la jonction neuromusculaire (Gandevia, 2001). Il s'agit de la **fatigue centrale** qui peut se définir comme une réduction de la capacité à recruter toutes les unités motrices et/ou à une fréquence de décharge nécessaire pour maximiser la force ou la puissance (Millet et al., 2018). Les mécanismes responsables de la fatigue centrale peuvent se situer aussi bien au niveau spinal qu'au niveau supraspinal (au-delà de la moelle épinière) ou intracortical (au sein du cortex moteur). Des mécanismes psychologiques et/ou émotionnels sont également impliqués, incluant la volonté, l'humeur, ou bien la tolérance à la douleur (Nybo et Secher, 2004).

b. *Fatigue périphérique*

La diminution de la capacité de production de force maximale peut être également due à une altération des processus de contraction situés en aval de la jonction neuromusculaire (Gandevia, 2001). Il s'agit de la **fatigue périphérique**. Des **mécanismes de perturbations ioniques** tels que la réduction de la conduction des potentiels d'action sur le sarcolemme ou l'altération du couplage excitation-contraction (E-C) peuvent expliquer cette réduction de capacité de production de force. Lors d'exercices prolongés (> 1h) à intensité élevée, **la biodisponibilité des substrats** (i.e. molécules de glycogène musculaire et hépatique possédant un rôle énergétique) diminue. Cela altère le maintien du métabolisme oxydatif et le couplage E-C (Kent et al., 2016; Wan et al., 2017), limitant la largage des ions Ca^{2+} du reticulum sarcoplasmique et par conséquent la production de force au niveau des myofibrilles.

c. *Méthodes d'évaluation de la fatigue*

Des **contractions maximales volontaires** (en anglais : *maximal voluntary contraction* – MVC) avant et après la fin d'une course longue durée peuvent être effectuées (figure 14A). Bien que cette méthode ne permette pas d'évaluer le degré de fatigue des muscles réellement impliqués lors de l'exercice (i.e. les groupes musculaires sollicités pendant le cycle de course ne correspondent pas exactement à ceux mobilisés lors d'une contraction isométrique des fléchisseurs plantaires réalisée en position assise), elle donne des critères objectifs concernant les altérations des capacités maximales musculaires induites par l'exercice. Les MVC sont donc un bon indicateur de **l'amplitude de la fatigue**, et les méthodes d'évaluation ci-dessous permettent de déterminer **l'étiologie de la fatigue**.

La méthode de la **secousse surimposée** (en anglais : *twitch interpolation*) consiste à surajouter une stimulation électrique au niveau du nerf moteur à une contraction musculaire, souvent maximale (Jubeau et al., 2017). Cette stimulation crée une dépolarisation qui va se propager le long du nerf, et générer à un potentiel d'action au niveau de chaque fibre musculaire (Gandevia, 2001) et une réponse mécanique. La stimulation surimposée peut être un doublet à 100 Hz, induisant alors le **Db100_{sup}** (pic de force sur muscle contracté causé par le doublet surimposé à 100 Hz) (figure 14B). Une fois le muscle relâché, des stimulations uniques (*twitch* : pic de force sur muscle relâché causé par la stimulation simple) ou doubles (**Db100**, pic de force sur muscle relâché causé par le doublet à 100 Hz et **Db10**, pic de force sur muscle relâché causé par le doublet à 10 Hz) peuvent être induites pour évaluer la fatigue périphérique (figure 14C). La fatigue dite de « basse fréquence » est exprimée à partir de l'amplitude de la force musculaire évoquée par le doublet 10 Hz ainsi que de l'évolution du rapport **Db10 : Db100**. La fatigue basse-fréquence caractérise une altération du couplage E-C, qui survient notamment lors de **dommages musculaires causés par un stress mécanique** (Millet et Lepers, 2004).

La méthode de la **secousse surimposée** permet également d'estimer un déficit d'activation **centrale** (figure 14B). Le **niveau d'activation volontaire** (VA) peut être calculé comme suit :

$$VA = \left(1 - \frac{(Db100_{sup} - F_{before}) \times \frac{F_{before}}{F_{max}}}{Db100} \right) \times 100 \quad [2]$$

Avec F_{max} atteinte lors de la MVC et F_{before} la force précédant le doublet surimposé (Ehrström et al., 2018; Giandolini et al., 2016a). Une diminution du niveau d'activation volontaire peut être interprétée comme un signe de fatigue centrale (Place et al., 2008).

La réponse électromyographique générée lors de la *twitch* (i.e. stimulation simple) est l'onde M (en anglais : *M-wave*). Une diminution de son amplitude permet de souligner une baisse de l'excitabilité sarcolemmale causée par la hausse de la perméabilité du sarcolemme. La génération et/ou propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme et par conséquent l'excitabilité des fibres musculaires sont alors affectées (Place et al., 2010).

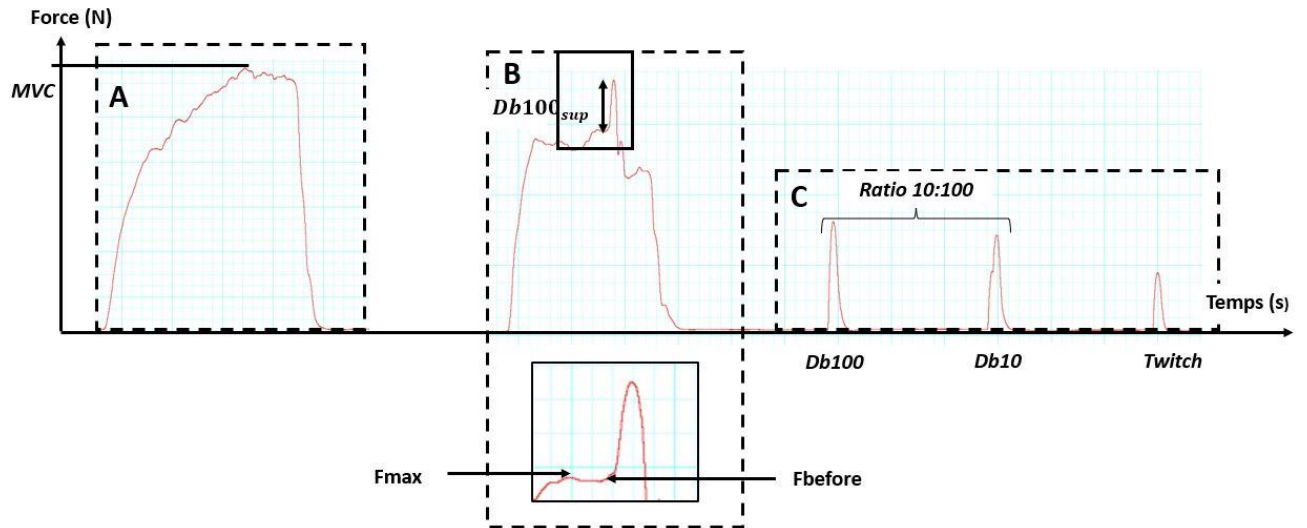


Figure 14. Illustration du protocole d'évaluation de la fatigue neuromusculaire. Les modifications de force maximale volontaire (MVC) permettent de détecter la fatigue globale (A), les stimulations surimposées de mesurer la fatigue centrale (B), et les stimulations sur muscle relâché de mesurer la fatigue périphérique (C).

d. Dépendance à la tâche

Tous ces mécanismes responsables de la fatigue varient selon l'effort à accomplir (en anglais : *task dependency*) (Enoka, 1995). La tâche à accomplir peut varier en fonction notamment de ses modalités (i.e. durée et intensité), de la vitesse et du type de contraction musculaire (concentrique, isométrique ou excentrique). Par exemple, la fatigue ne sera pas la même entre un trail de 30 km et une course de ski de fond de même durée (figure 15), où l'action excentrique est moins intense et impacte peu le système musculosquelettique (Millet et Lepers, 2004). Par ailleurs, 3 h de course à pied induisent plus de fatigue centrale que 3 h de vélo à même intensité (la fatigue périphérique étant en revanche supérieure en cyclisme) (Brownstein et al., 2022).

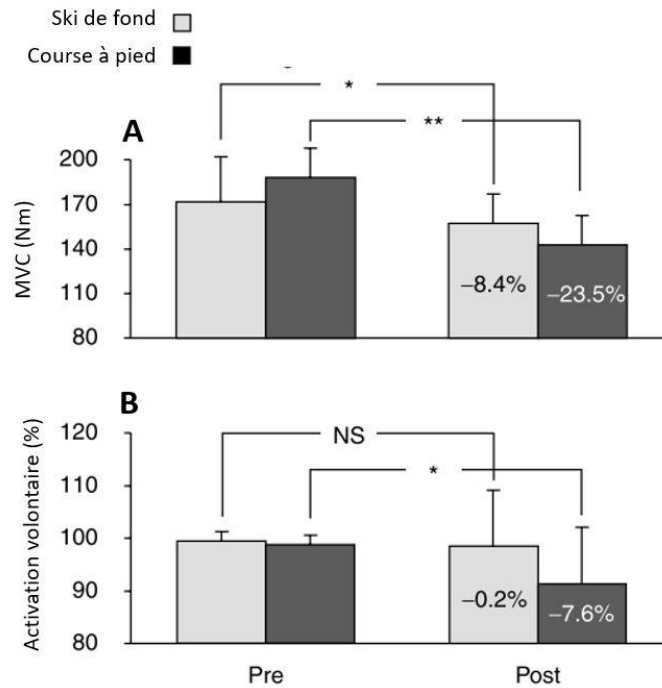


Figure 15. Moyennes \pm écart-types des forces maximales volontaires (MVC) au niveau des extenseurs du genou (A) et de l'activation volontaire (B) avant (pré) et après (post) un trail de 30 km et un marathon en ski de fond (durées similaires). * $p < 0,05$; ** $p < 0,001$; NS : non significatif (adapté de Millet et Lepers, 2004).

➔ Les présents travaux de recherche ont évalué la fatigue centrale et périphérique selon les modes d'évaluation décrits ci-dessus.

2. La fatigue neuromusculaire en course à pied

De nombreuses études ont investigué les altérations neuromusculaires subies par le coureur à pied lors de courses de courtes et longues distances.

a. Exercices intenses de courtes durées

Au niveau des extenseurs du genou (muscle *quadriceps*), la perte de force lors des MVC s'élevait à 11 % après un semi-marathon (Boccia et al., 2018) et entre 14 et 25 % après des trails courts (< 60 km) (Besson et al., 2021; Millet et al., 2003; Temesi et al., 2021). Le déficit d'activation volontaire atteignait les 6 % après un semi-marathon (Boccia et al., 2018) et 7,6 % après un trail de 30 km (Millet et al., 2003). La fatigue périphérique basse-fréquence s'élevait entre 5 % (Temesi et al., 2021) et 8,5 % (Boccia et al., 2018).

Au niveau des fléchisseurs plantaires (muscle *triceps surae*), la perte de force lors des MVC s'élevait à 8,5 % après 1 h de tapis à 70 % de la VO_2max (Davies et White, 1982) jusqu'à atteindre les 30 % pour des distances égales (Avela et al., 1999) ou supérieures (Giandolini et al., 2016a) au marathon.

b. Exercices prolongés de longues distances

Au niveau des extenseurs du genou, la perte de force lors des MVC s'élevait à 26 % après un marathon (Nicol et al., 1991a), jusqu'à dépasser les 30 % pour des trails longs (> 60 km) (Besson et al., 2021; Giandolini et al., 2016a; Millet et al., 2002; Temesi et al., 2021). Le déficit d'activation volontaire atteignait 27,7 % après une course de 65 km (Millet et al., 2002). La fatigue périphérique basse-fréquence était de 8 % (Temesi et al., 2021).

c. Ultra-endurance

La revue de littérature de Millet et Lepers (2004) démontre que la perte de force augmente avec la durée de l'effort de façon non-linéaire. De façon surprenante, passé une distance de 160 km (i.e. 100 miles), la perte de force semble diminuer (Besson, 2021; Giandolini et al., 2016c) (figure 16). Ce résultat peut s'expliquer par l'adoption d'un style de course plus sécuritaire (en anglais : *smoother and safer running style*) afin de préserver leur système musculosquelettique des contraintes mécaniques subies (Degache et al., 2013; Millet et al., 2011, 2009) et d'éviter un arrêt prématuré (Saugy et al., 2013).

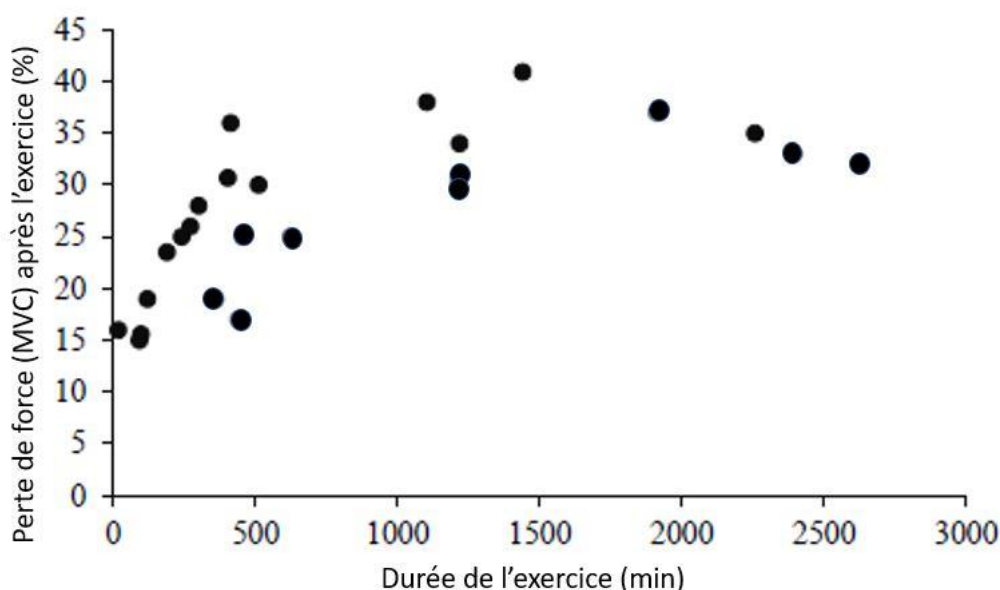


Figure 16. Evolution de la perte de force des muscles extenseurs du genou en fonction de la durée de l'effort en course à pied (adapté de Millet et Lepers, 2004, Giandolini et al., 2016 et Besson et al., 2021)

Au niveau des extenseurs du genou, la perte de force lors des MVC s'élevait à 34 % pour une course en montagne de 110 km (20 h 17 min d'effort) (Temesi et al., 2014) et à 40 % après 24 h sur tapis roulant (18 h 39 min d'effort) (Martin et al., 2010). Au niveau des fléchisseurs plantaires, la perte de force lors des MVC était de 26 % après le parcours de 330 km du Tor des Géants (122 h d'effort) (Saugy et al., 2013). Le déficit d'activation volontaire des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires était respectivement de 19 et 6 % après l'Ultra-Trail du Mont Blanc® (Millet et al., 2011), et de 33 et 14,8

%, respectivement, après 24 h sur tapis roulant (Martin et al., 2010). La fatigue périphérique (i.e. diminution de l'amplitude de l'onde M) était plus importante au niveau des fléchisseurs plantaires comparé aux extenseurs du genou pour l'Ultra-Trail du Mont Blanc® (Millet et al., 2011) et les 24 h sur tapis roulant (Martin et al., 2010). De façon intéressante, aucune fatigue basse-fréquence a été observée suite à 24 h de tapis roulant (Martin et al., 2010), mais existe lors des courses en montagne longues (i.e. Tor des Géants et UTMB) (Giandolini et al., 2016c). Une nette diminution de l'onde M est également soulignée, avec une réduction de 20 % suite à des courses en montagne (Giandolini et al., 2016c) et même de 40 % suite à 24 h sur tapis roulant (Martin et al., 2010) (figure 17).

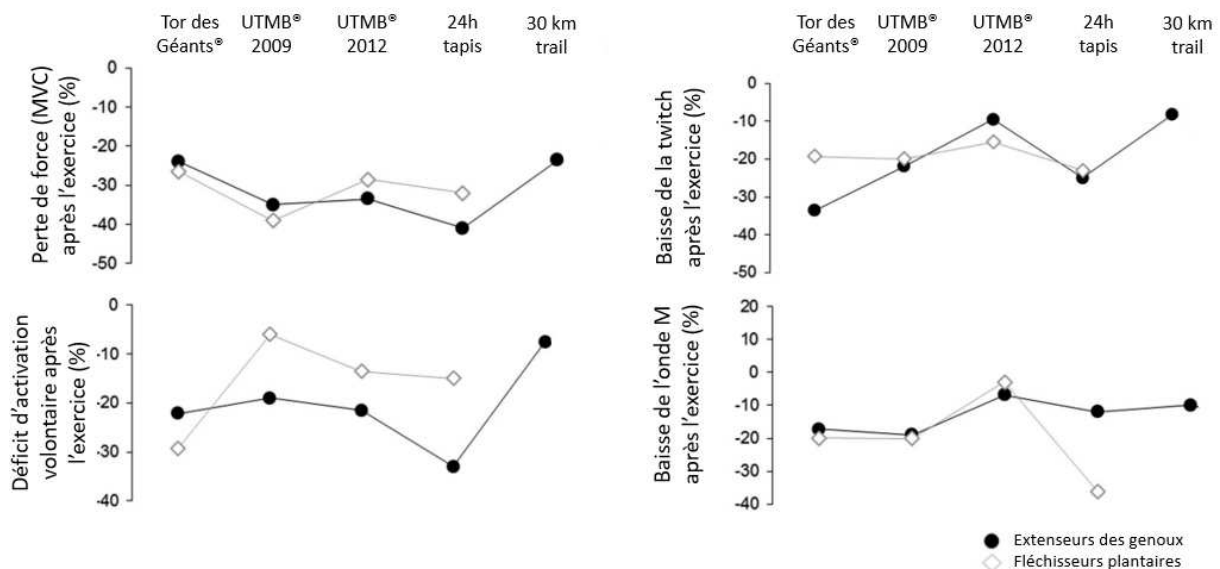


Figure 17. Evolution de la perte de force, du déficit d'activation volontaire, de la twitch et de l'onde M au niveau des extenseurs des genoux et des fléchisseurs plantaires à la suite d'un exercice fatiguant (adapté de Giandolini et al., 2016)

3. Effet de la fatigue neuromusculaire sur la biomécanique de course et la performance

En l'absence de fatigue, la consommation d'oxygène est modifiée de façon curvilinéaire avec la longueur de foulée ou la fréquence des pas (figure 18). La cadence librement choisie (i.e. cadence optimale) est celle qui nécessite la moins grande quantité d'oxygène consommée pour une vitesse donnée (Hunter et Smith, 2007).

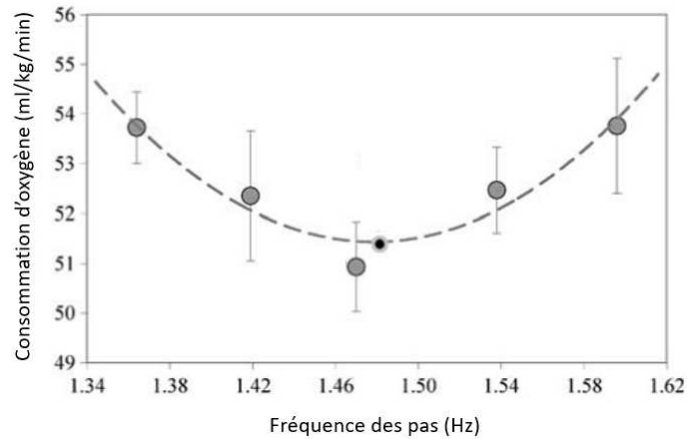


Figure 18. Evolution de la consommation d'oxygène en fonction de la fréquence des pas. Il existe donc une cadence optimale (cercle noir) pour laquelle la consommation d'oxygène est au plus bas (adapté de Hunter et Smith, 2007)

La biomécanique de course est altérée différemment selon que l'on s'intéresse aux distances courtes ou longues (i.e. *task dependency*). Avec la fatigue, les études se focalisant sur des **distances courtes** ont observé une **baisse de la fréquence des pas** et une **augmentation de la longueur de foulée** (Candau et al., 1998; Gerlach et al., 2005; Hunter et Smith, 2007; Sanno et al., 2021). Sur des **distances longues** et en ultra, il a été montré que les coureurs augmentaient la fréquence des pas (Degache et al., 2013; Giandolini et al., 2016c; Kyrolainen et al., 2000; Lloria-Varela et al., 2022; Martin et al., 2010; Millet et al., 2011, 2009), vraisemblablement dans le but de se protéger des dommages musculosquelettiques. Il a été souligné, expérimentalement (Gerlach et al., 2005; Girard et al., 2013; Paavolainen et al., 1999) et informatiquement (Zadpoor et Nikooyan, 2012) que les effets de la fatigue sur les forces d'impact sont négligeables. Avec la fatigue, la **phase de contact pied-sol**, et notamment la partie propulsive, est **plus longue** (Girard et al., 2013; Lloria-Varela et al., 2022; Sanno et al., 2021). Elle se caractérise par une **flexion du genou et une inversion de la cheville plus importants** (Derrick et al., 2002; Elliott et Roberts, 1980; Hausswirth et Lehénaff, 2001; Kellis et Liassou, 2009; Tian et al., 2020), une augmentation significative de la flexion plantaire et de l'extension de hanche au contact initial (Clansey et al., 2012). Parallèlement, une **activation des extenseurs de la jambe plus élevée** a également été observée (Nicol et al., 1991b). Ces changements électromyographiques, cinématiques et spatiotemporels suggèrent une augmentation du travail musculaire durant la phase propulsive pour maintenir la vitesse imposée malgré la fatigue (Buckalew et al., 1985; Nicol et al., 1991b).

A noter que ces résultats font face à **une importante variabilité interindividuelle** (Nicol et al., 1991b; Zandbergen et al., 2023) avec un seuil spécifique à chaque sujet au-dessus duquel des changements biomécaniques se produisent en raison de la fatigue (Zandbergen et al., 2023). Enfin, certaines études se basent sur la mesure de perception de l'effort (en anglais : *Rating of Perceived Exertion* - RPE) pour décider de l'arrêt de l'exercice fatiguant (Borg, 1969).

Enfin, la fatigue dégrade le **coût énergétique** (i.e. énergie dépensée par un coureur pour parcourir une distance donnée) sur des courses courtes et intenses. Il a été observé que le coût énergétique augmentait sur la première moitié des course plus longues puis se stabilisait (Martin et al., 2010; Millet et al., 2000; Sabater Pastor et al., 2021).



Le sport, les spécificités, l'état de fatigue du sujet et les caractéristiques de l'équipement ayant été décrits, cette prochaine partie s'intéresse à la thématique de thèse, à savoir les **vibrations des tissus mous**.



III - VIBRATIONS DES TISSUS MOUS

1. L'origine des vibrations des tissus mous

a. Définition des tissus mous

Les **tissus mous** sont composés du complexe muscle-tendon et des tissus superficiels l'entourant tels que l'épiderme, le derme et la graisse sous-cutanée (quelques millimètres à plusieurs centimètres d'épaisseur) ainsi que la peau (moins d'un millimètre d'épaisseur) (figure 19). Les tissus mous englobent donc en grande partie les masses musculaires.

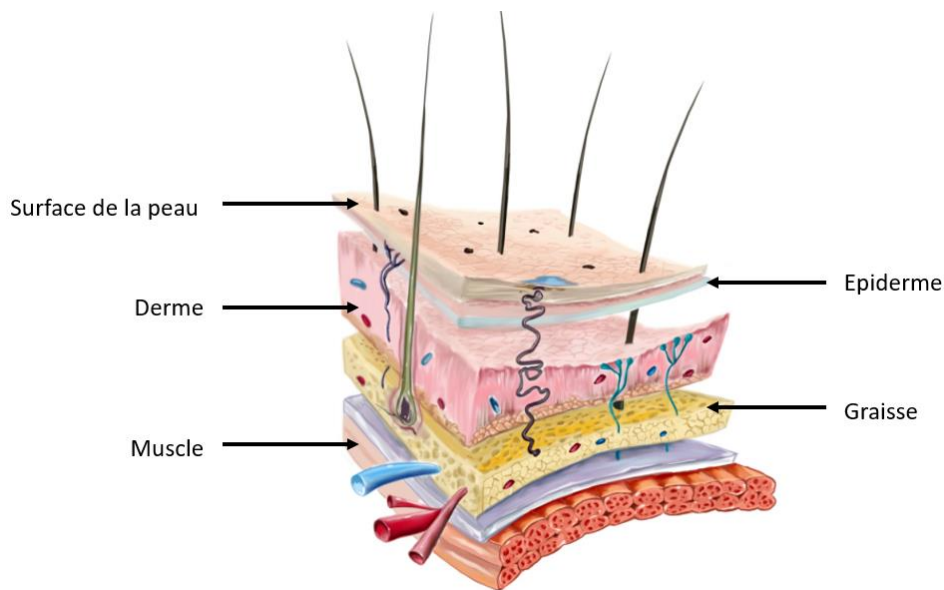


Figure 19. Organisation des différentes couches de tissus mous (source : Sciences Photo Library)

Les tissus mous présentent une architecture composite avec un caractère viscoélastique. Par conséquent, ils sont considérés comme des masses oscillantes dans toutes les directions (Bonifasi-lista et al., 2005; Dumas et Jacquelin, 2017; Turner et al., 2001). Une oscillation autour d'un point ou d'une position d'équilibre représente une vibration (Piéron, 1935). Ces oscillations (i.e. vibrations) se caractérisent par leurs fréquences, amplitudes et amortissements. Le nombre d'oscillations effectuées par ces tissus mous en une seconde correspond à leur **fréquence** exprimée en Hz (i.e. 1 Hz correspond à 1 oscillation par seconde). Chaque compartiment de tissus mous vibre également à une certaine **amplitude**, grandeur de référence utile pour définir la gravité de la vibration et donc l'intensité du choc en termes d'accélération (mètre par seconde au carré : m/s^2), et à une fréquence spécifique appelée **fréquence naturelle de vibration** (en anglais : *natural* ou *free vibration*) (Boyer and Nigg, 2006). Des études ont montré que les tissus mous vibrent à des fréquences comprises entre 10 et 20 Hz quand ils sont relâchés (Wakeling et Nigg, 2001). Les vibrations des tissus mous (en anglais : *soft tissue vibrations*) peuvent également

s'exprimer en termes de coefficient d'amortissement, grandeur représentant la décroissance de la vibration au cours du temps (i.e. vibration amortie rapidement ou lentement).

→ Les méthodes de traitement de ces paramètres seront expliquées de façon détaillée dans la partie suivante intitulée *Caractérisation des vibrations des tissus mous*.

b. Phénomène de résonance

Chaque impact pied-sol crée une force décélération qui se propage au sein des tissus mous (figure 20).

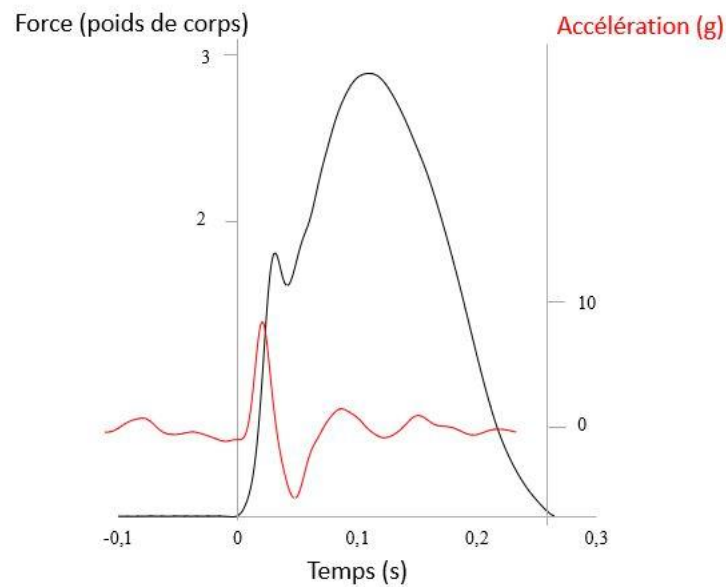


Figure 20. Illustration de la force de réaction du sol verticale (noir) et signal type de vibrations vertical recueilli au niveau du gastrocnemius medialis (rouge) dans le domaine temporel (source : données expérimentales personnelles)

Un phénomène de résonance se produit lorsque le système (e.g. tissu mou) est excité par un signal de fréquence (e.g. force de réaction du sol) égale à une de ses fréquences propres. Dans ce cas, le tissu mou n'est plus à même de dissiper l'énergie entrante justifiant le gain élevé à cette fréquence (figure 21).

$\frac{\text{Amplitude tissulaire}}{\text{Amplitude d'entrée}}$

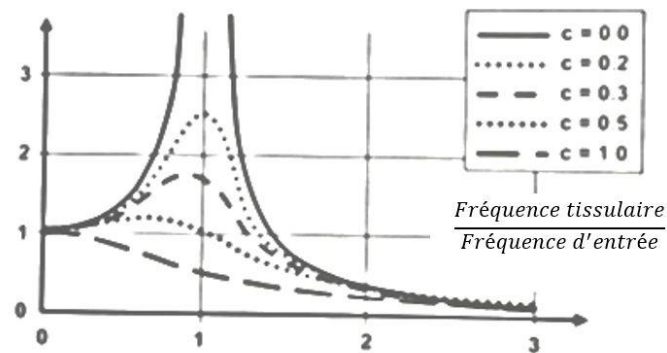


Figure 21. Diagramme de résonance. L'amplitude et la fréquence tissulaire correspondent au muscle étudié. L'amplitude et la fréquence d'entrée correspondent à l'intensité et la fréquence de la force de réaction du sol. Si la fréquence tissulaire est égale à la fréquence d'entrée, le phénomène de résonance est à son maximum (adapté de Nigg et al., 2010).

La figure 22 montre que les spectres de la force de réaction du sol et des vibrations du muscle gastrocnémien sont similaires, représentation quelque peu logique puisque la même onde est analysé à plusieurs instants de sa propagation. Pour démontrer plus fidèlement le phénomène de résonance, comparer le spectre de la force de réaction du sol à celui de la réponse impulsionnelle du muscle pour identifier si le signal d'entrée (i.e. force de réaction du sol) présente de l'énergie aux fréquences propres du muscle serait à envisager.

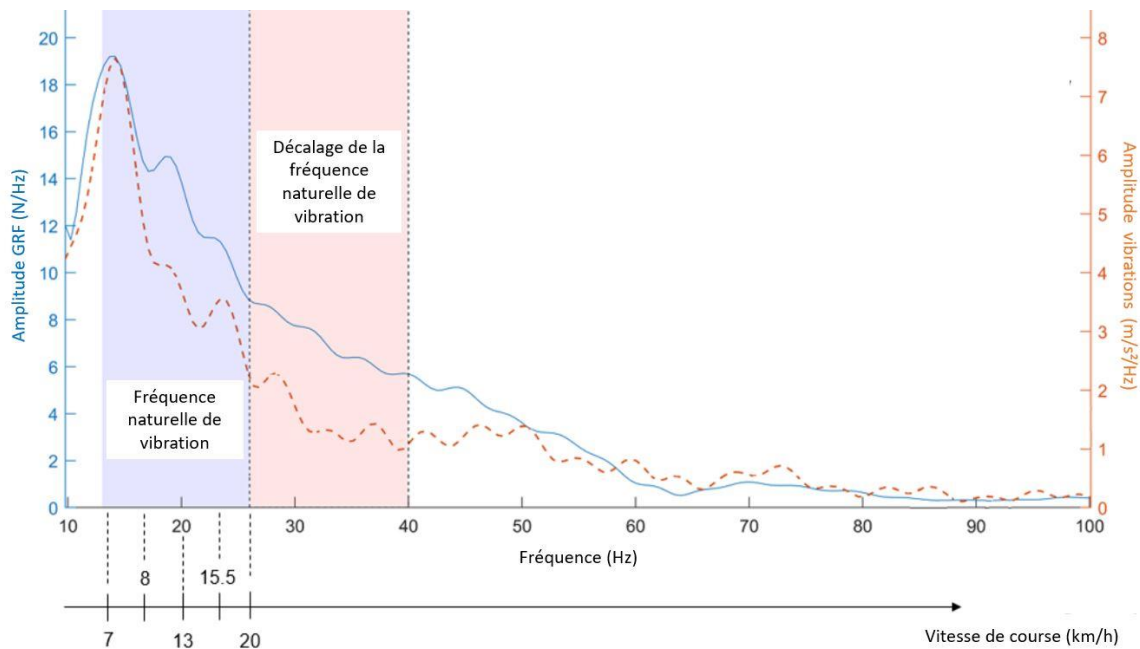


Figure 22. Evolution de l'amplitude des forces de réaction du sol verticale (bleu) et signal type de la norme de la résultante des vibrations (i.e. prise en compte des trois axes) recueilli au niveau du gastrocnemius medialis (rouge) en fonction de la fréquence. L'aire bleue correspond aux fréquences naturelles du muscle (Wakeling et al., 2001, 2022) qui coïncident avec les

fréquences d'impact mesurées en course à pied à différentes vitesses (Trama et al., 2019 ; Boyer et al., 2004). L'aire rouge représente le décalage de la fréquence naturelle de vibration par le muscle tuning, une des deux stratégies adoptées par le muscle, mais insuffisante pour assurer des fréquences naturelles du muscle en dehors du domaine fréquentiel de la force de réaction du sol (source : données expérimentales personnelles, adapté de Play et al., 2022)

Le **système musculosquelettique** atténue naturellement l'impact pied-sol. Le coussinet graisseux sous le talon (en anglais : *heel pad*) est un tissu adipeux composé de cellules graisseuses et de collagène se déformant entre 35 % (si chaussé) et 60 % (si pieds-nus) (De Clercq et al., 1994; Paul et Munro, 1978). De par leur déformation également, les os diaphysaires du membre inférieur et l'os sous-chondral sont de véritables amortisseurs (Hoshino et Wallace, 1987; Imhof et al., 2000).

Les **muscles** participent aussi activement à l'atténuation des vibrations. Ils tendent à minimiser les vibrations en se pré-activant avant et au début de l'impact (figure 23). Le paradigme du *muscle tuning* a été démontré par Nigg et ses collaborateurs (Nigg et Wakeling, 2001). Leur première démonstration, sujet statique, a souligné que l'activation musculaire change les caractéristiques mécaniques du muscle induisant une augmentation du coefficient d'amortissement et de la fréquence naturelle du muscle (Wakeling and Nigg, 2001). Leur deuxième expérimentation, toujours en statique, consistait à, d'une part, délivrer des vibrations dont la fréquence était similaire aux fréquences naturelles du muscle ischio-jambier (estimées à 12,6 Hz) et, d'autre part, délivrer des vibrations dont la fréquence était plus élevée (> 17 Hz). Lorsque les fréquences d'impact coïncidaient avec celles des tissus mous, l'activité musculaire du muscle augmentait (Wakeling et al., 2002). Leur troisième étude, cette fois-ci en dynamique, a montré que lorsque le coureur était soumis à des taux de charge plus importants, l'activation musculaire était plus élevée (Boyer et Nigg, 2004).

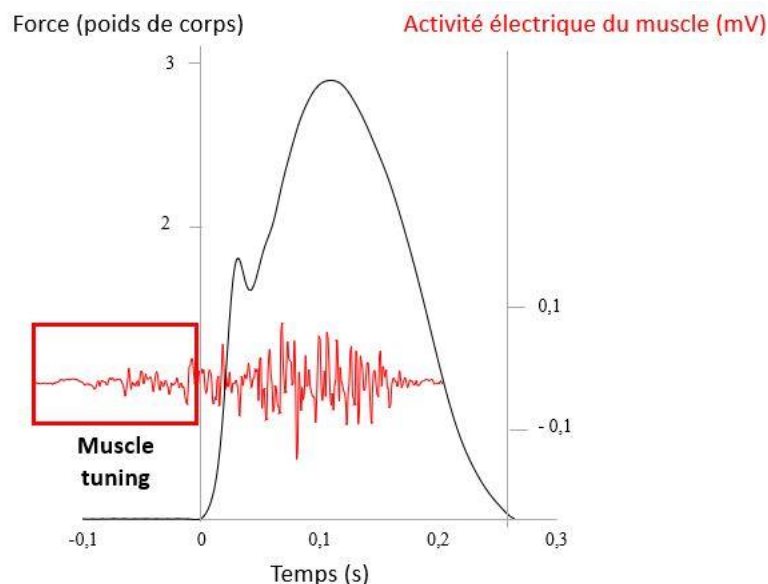


Figure 23. Illustration du phénomène du muscle tuning. Forces de réaction du sol verticale (noir) et signal type d'activité électrique recueilli au niveau du gastrocnemius medialis (rouge) dans le domaine temporel (source : données expérimentales personnelles)

Par la suite, des études ont montré que l'augmentation du coefficient d'amortissement est la principale conséquence du *muscle tuning*, la fréquence naturelle n'augmentant que très légèrement (Boyer et Nigg, 2016, 2004; Martínez et al., 2019; Nigg et Wakeling, 2001; Von Tscharnner et al., 2003).

Cependant, ces adaptations semblent être **spécifiques** à chaque sujet (Martínez et al., 2019; Trama et al., 2020). Par exemple, le mécanisme d'adaptation adopté pour minimiser les vibrations chez des coureurs ayant des masses musculaires plus importantes demeure un décalage de la fréquence naturelle du muscle sans amélioration du coefficient d'amortissement (Martínez et al., 2019). Des différences entre les sexes et le niveau de pratique sportive ont été mis en évidence, avec des masses de tissus mous et des fréquences naturelles en moyenne plus importantes chez les hommes et chez des athlètes entraînés en puissance (i.e. haltérophiles vs coureurs) (Chen et al., 2021). L'hypothèse la plus probable est celle d'une raideur musculaire accrue chez les haltérophiles (Chen et al., 2021; Wakeling et al., 2002; Wakeling et al., 2001).

De façon anecdotique, ce phénomène de résonance et du *muscle tuning* se confirment même au sein du célèbre Cirque du Soleil (<https://www.cirquedusoleil.com/fr>) (Nigg et al., 2017). En 1997, 25 % des acrobates du cirque sont blessés et incapables de faire leur spectacle. Boris Verkhovsky, le directeur de la troupe, supposa que la surface au sol était à l'origine de ces blessures. En effet, celle-ci était composée de parties pouvant fléchir jusqu'à 20 mm (section A) et d'autres parties fermes (section B) (figure 24).

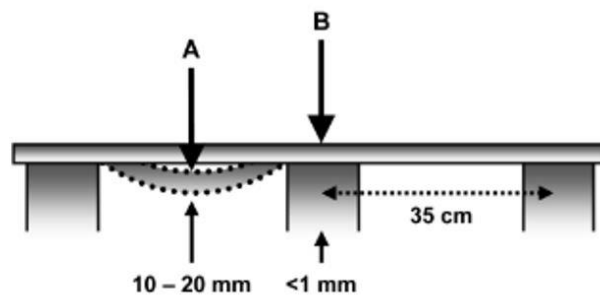


Figure 24. Représentation schématique de la surface au sol du Cirque du Soleil

Lorsque les acrobates atterrissaient, ils pré-activaient leurs muscles selon les souvenirs des conditions d'atterrissage précédentes. La surface du sol n'étant pas uniforme, le *muscle tuning* s'avérait efficace pour certains atterrissages (pré-activation musculaire suffisante) et malheureusement insuffisant pour d'autres, exposant donc le système musculosquelettique à des vibrations excessives. Après ce constat, la surface au sol a été rigidifiée et uniformisée, permettant aux acrobates de savoir exactement à quoi s'attendre lors de l'atterrissage et par conséquent, de pré-activer leurs muscles. Le nombre de blessures a significativement baissé, passant de 25 % à 3 %. Un récent modèle (Jalali et al., 2019) a confirmé que si les muscles ne sont pas correctement « alertés » de l'impact par le système nerveux central, les vibrations augmentent.

➔ Les présents travaux de thèse ont quantifié la pré-activation musculaire.

2. Caractérisation des vibrations des tissus mous

a. Méthodes expérimentales

Une vibration est généralement définie comme une variation d'une quantité physique autour d'un point d'équilibre (Piéron, 1935). Les vibrations des tissus mous peuvent être évaluées selon deux méthodes qui fourniront des quantités physiques distinctes et par conséquent, deux aspects différents du mouvement des tissus mous. L'**accélérométrie** mesure les accélérations des tissus mous avec des accéléromètres et la **capture du mouvement** quantifie les mouvements des tissus biologiques en mesurant le déplacement d'un point sur la surface du tissu concerné grâce à des marqueurs réfléchissants. Une comparaison de ces deux méthodes d'évaluation a montré que les fréquences et amplitudes mesurées par les deux techniques ne sont pas significativement différentes. La capture du mouvement est une méthode alternative pour mesurer de façon précise des amplitudes dans un volume de collecte réduit et s'affranchir de la masse de l'accéléromètre éventuellement trop importante par rapport à la masse du muscle étudié mais cette méthode n'est pas adaptée pour la détection des amplitudes de vibrations dans l'intervalle des hautes fréquences du signal (Coza et al., 2010). Sur les signaux mesurés par accélérométrie, pour éliminer certains artefacts causés par les tissus adipeux agissant comme un filtre passe-bas en dessous de 50 Hz, il est conseillé d'utiliser un filtre passe-haut de 20 Hz et d'inclure des participants présentant une épaisseur faible de tissu adipeux (Trama et al., 2020). Les vibrations des tissus mous au sein et entre les compartiments musculaires ne sont pas homogènes sur les amplitudes vibratoires, les délais d'apparition des pics d'accélération post-impact et le spectre des hautes fréquences des vibrations (Boyer et Nigg, 2006). Par exemple, la partie distale du *rectus femoris* a une fréquence de vibration plus importante que sa partie proximale en raison d'une atténuation des vibrations des tissus mous au sein de ce même muscle (figure 25). Ainsi, le placement des accéléromètres est très important mais à ce jour, il n'existe pas encore de recommandations standards comparable à SENIAM (<http://www.seniam.org/>) pour l'électromyographie.

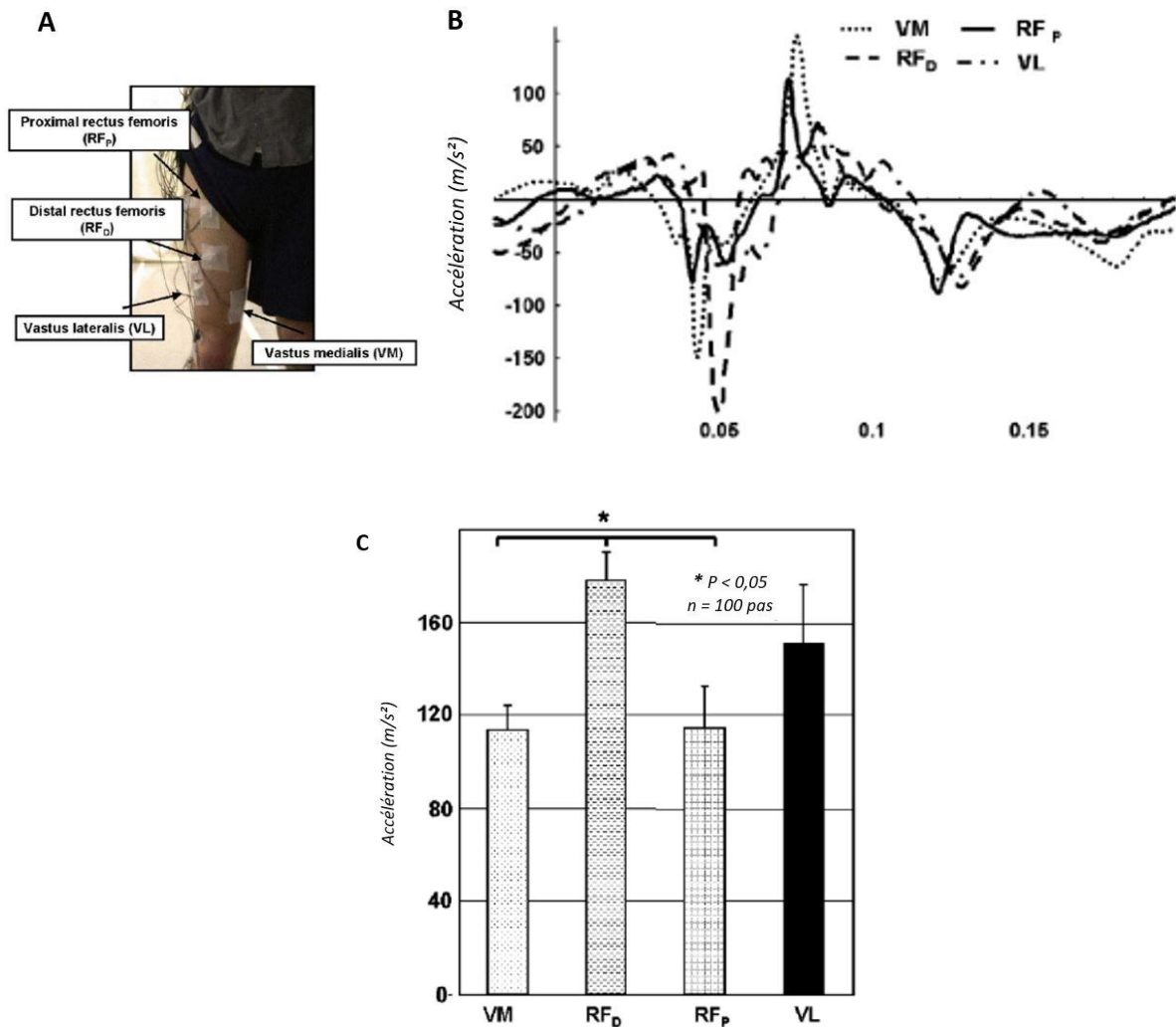


Figure 25. Placement des accéléromètres à quatre localisations sur le muscle quadriceps (A) avec leurs signaux temporels respectifs (B) et leurs pics d'amplitudes respectifs (C)

b. Méthodes de traitement

En course à pied, les vibrations des tissus mous se propagent dans les **trois directions** : verticale (longitudinale ou axiale), antéro-postérieure et médio-latérale. Ils existent des accéléromètres uniaxiaux et triaxiaux. Si seul l'axe longitudinal est analysé, il est nécessaire de bien positionner l'accéléromètre le long de l'axe longitudinal du segment (Khassestarash et al., 2015b; Trama et al., 2019a). Des études ont souligné l'importance d'étudier les trois axes puisque les vibrations peuvent être tout aussi importantes, voire plus, sur l'axe antéro-postérieur et médio-latéral (Chadefaux et al., 2019; Giandolini et al., 2016b; Lafortune, 1991; Sheerin et al., 2019). Il peut s'avérer intéressant de quantifier les vibrations par la **norme de l'accélération résultante** (racine carrée de la somme des carrés de chaque

axe) (Ehrström et al., 2018; Gellaerts et al., 2017) afin d'assurer répétabilité et fiabilité des paramètres calculés.

Les trois principaux paramètres permettant de quantifier les vibrations sont l'**amplitude**, la **fréquence** et le **coefficient d'amortissement**. L'amplitude de l'accélération des vibrations renseigne sur l'ampleur des contraintes subies par le système musculosquelettique directement après l'impact. Elle s'exprime en unité d'accélération (g ou m/s^2 avec $1\text{ g} = 9,81\text{ m/s}^2$). Si la capture du mouvement est utilisée pour mesurer le déplacement des tissus mous, il convient de dériver la position deux fois, ce qui amplifie l'erreur. Enfin, l'amortissement représente la décroissance de la vibration initiale en fonction du temps et caractérise plutôt une stratégie d'adaptation de la part du muscle pour minimiser les vibrations sur un intervalle de temps donné (i.e. phase de contact). Un petit coefficient d'amortissement indique moins d'amortissement nécessaire à fournir de la part du muscle (Behling et al., 2021). Diverses terminologies sont utilisées dans la littérature. Par exemple, un petit coefficient d'amortissement peut être associé aux termes suivants : « *faible* », « *meilleur* », « *amélioration du coefficient d'amortissement* ». A contrario, un coefficient d'amortissement élevé correspond à une « *détérioration du coefficient d'amortissement* » et indique que la vibration est atténuée rapidement.

Amplitude, fréquence et amortissement peuvent se sous-diviser en variables calculées via une **analyse temporelle** (figure 26A), **fréquentielle** (figure 26B) ou **temps-fréquence** (figure 26C et 26D).

L'analyse en fréquence (i.e. transformée de Fourier) permet d'identifier plusieurs fréquences et de caractériser plusieurs modes d'un signal non périodique (e.g. vibrations). Une amplitude élevée à telle fréquence signifie que l'onde de vibration est énergétique à la fréquence en question. La temporalité d'apparition de ces composantes fréquentielles n'est cependant pas fournie par l'analyse fréquentielle.

Les chercheurs se sont tournés vers des méthodes d'analyse temps-fréquence permettant de répondre aux caractéristiques multimodales (i.e. signal composé de différentes fréquences) et non stationnaires (i.e. le signal ne se répète pas dans le temps de manière identique puisqu'il est amorti). En somme, des signaux présentant des discontinuités et/ou des phénomènes locaux. La transformée de Fourier à court terme est une alternative à la simple transformée de Fourier et peut fournir, sur une fenêtre temporelle prédéfinie, les différentes fréquences du signal de vibration. Mais une autre analyse temps-fréquence (i.e. analyse par ondelette) permet d'avoir des informations simultanément dans le domaine du temps et de la fréquence : cela permet de visualiser la composante énergétique qui se trouve dans le signal et **à quel moment** elles apparaissent dans le temps. La transformée en ondelette continue consiste en une convolution (i.e. multiplication point par point) du signal avec une ondelette fille à chaque échantillon du temps du signal d'origine. Chaque ondelette est dérivée d'une ondelette mère en diminuant ou augmentant sa fréquence. Chaque ondelette est donc définie dans le temps et possède une résolution temporelle et fréquentielle. Cependant leur résolution temporelle ne serait pas assez faible pour traiter un signal de vibration dont la durée est très courte, et par conséquent, la convolution refléterait plus le

miroir de l'ondelette que le signal de vibration d'origine. La décomposition en modes intrinsèques est donc une méthode d'analyse temps-fréquence qui s'affranchit du choix de l'ondelette mère (Khasstarash et al., 2015a). Cette méthode utilise la forme du signal comme base de décomposition et permet une interprétation des résultats modes par modes et non pas par fréquences. En appliquant **ces méthodes** sur les signaux de vibration, il est donc possible d'obtenir une carte temps-fréquence fournissant une double information : la **temporalité et la fréquence de la vibration**.

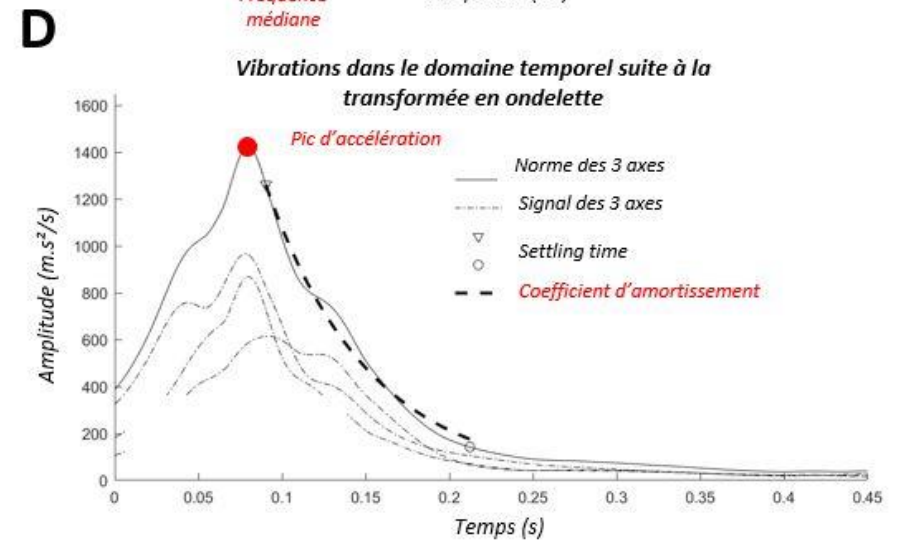
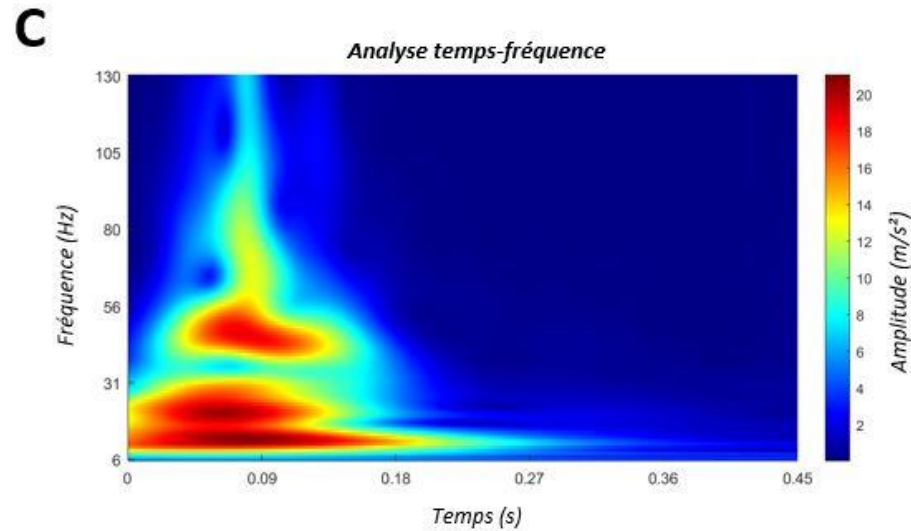
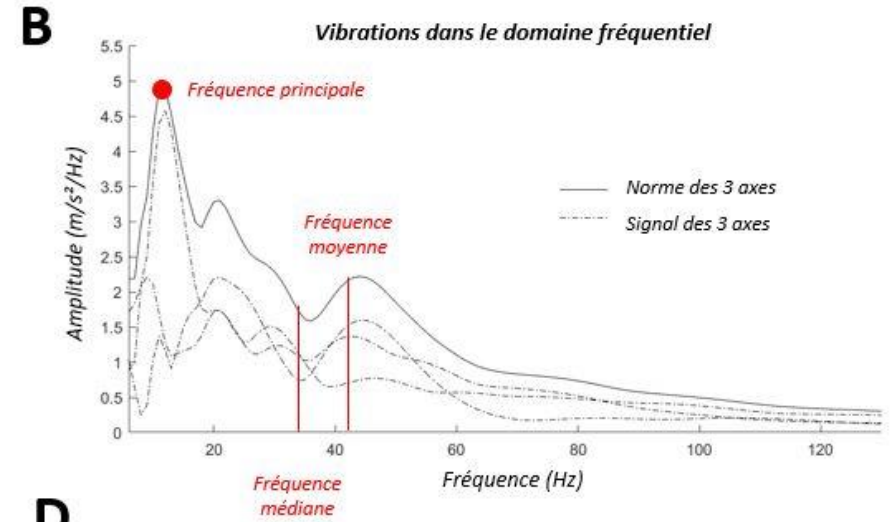
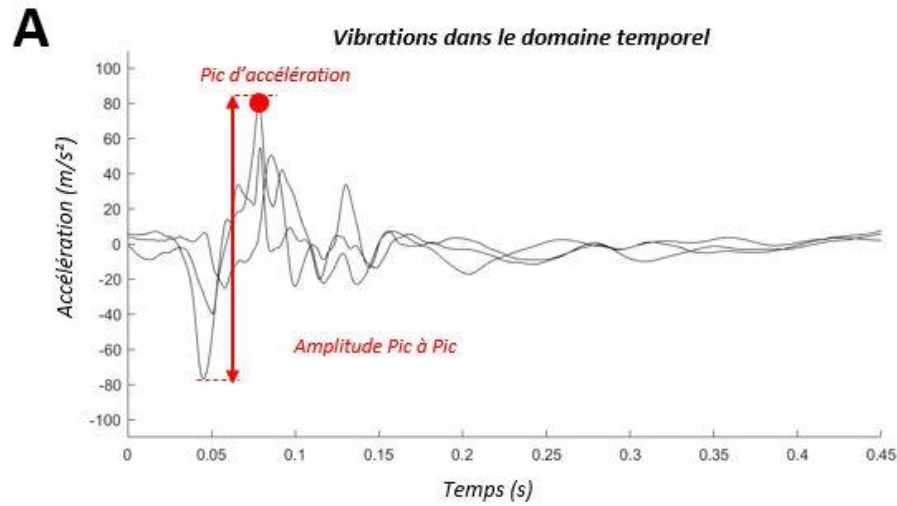


Figure 26. Signal type de vibrations vertical recueilli au niveau du gastrocnemius medialis dans le domaine temporel (A) et fréquentiel (B). La transformée en ondelettes permet d'avoir des cartographies temps-fréquence (C) et la somme de ces ondelettes permet d'extraire les paramètres associés : pic d'accélération (i.e. amplitude), coefficient d'amortissement et settling time (D) (source : données expérimentales personnelles)

Amplitude

A partir de la représentation temporelle du signal de vibration issu d'un accéléromètre, le **pic d'accélération** ou l'**amplitude pic à pic** (Boyer et Nigg, 2007, 2006, 2004; Giandolini et al., 2019b; Trama et al., 2019b; Zadpoor et Nikooyan, 2012), la **déviatiion standard** du signal (Gellaerts et al., 2017) ou la **valeur moyenne** quadratique peuvent être calculées. Une analyse temporelle du marqueur passif permet également le calcul du **déplacement** maximal des tissus mous (Borràs et al., 2011; Broatch et al., 2020). Via une analyse fréquentielle par transformée de Fourier rapide, l'aire sous la courbe peut être calculée pour quantifier la densité spectrale de puissance (Friesenbichler et al., 2011; Giandolini et al., 2019b). La transformée en ondelette continue permet de sommer la puissance de chaque ondelette sur un intervalle de fréquence au choix (Khassestarash et al., 2019; Trama et al., 2019b, 2019a). **Plus l'amplitude et la puissance sont élevées, plus les vibrations des tissus mous sont importantes.**

Fréquence

Le spectre fréquentiel du signal vibratoire peut être obtenu via une transformée de Fourier rapide convertissant le signal initial de vibration en une somme de fonction sinus d'amplitude donnée. La **fréquence principale** (i.e. fréquence avec le plus d'amplitude) (Enders et al., 2014; Giandolini et al., 2019b), **médiane** (Enders et al., 2014) et **moyenne** (Enders et al., 2014; Friesenbichler et al., 2011) peuvent être extraites. De plus, à partir d'une représentation temporelle, la fréquence principale de la vibration peut être calculée comme la valeur inverse du double de la période entre deux périodes de pics successifs (Boyer et Nigg, 2007). La transformée en ondelette continue permet également de déterminer la fréquence présentant l'amplitude la plus importante.

Amortissement

Seule la transformée en ondelette continue a été utilisée pour quantifier une certaine décroissance de la vibration initiale en fonction du temps lors de l'étude des vibrations des tissus mous (Enders et al., 2014, 2012; Khassestarash et al., 2015a; Trama et al., 2019b, 2019a). Fondamentalement, il serait légitime de conclure qu'un fort **coefficient d'amortissement** au niveau du muscle est préférable du fait que les vibrations sont ainsi atténuées plus rapidement. Or, en considérant le rôle de la chaussure dans ce mécanisme d'atténuation des vibrations, il s'avère que le port d'une chaussure avec un amorti important est associé à une amplitude des vibrations ainsi qu'un coefficient d'amortissement plus faibles. En d'autres mots, cela signifie que peu d'amortissement par l'activité musculaire est nécessaire pour atténuer les vibrations qui sont initialement (i.e. au contact initial) d'ores et déjà moins importantes. En parallèle, le « **settling time** » permet de déterminer l'intervalle de temps requis entre le début de la vibration (pose du pied) et le temps pour lequel l'intensité de la vibration n'atteint plus que 10 % de son amplitude maximale (Khassestarash et al., 2019).

- Pour caractériser fidèlement la complexité des vibrations, les présents travaux de recherche ont calculé la **norme de l'accélération résultante** et ont utilisé une **transformée par ondelettes**.

3. Conséquences des vibrations des tissus mous sur le système musculosquelettique

Les effets des vibrations sur la santé et la performance ont largement été étudiés (Souron et al., 2017). Elles présentent des bénéfices sur le système nerveux central (amélioration de l'activité neuronale, de la fonction cognitive et de la plasticité synaptique, réduction de la perception à la douleur) et le système musculosquelettique (augmentation de la masse et de la force musculaire, de la densité minérale osseuse). Elles présentent également des effets négatifs (Krajnak, 2018). Ainsi, réduire les vibrations des tissus mous aurait le potentiel d'améliorer le confort (Du et al., 2018; Ehrström et al., 2018; Mündermann et al., 2001; Trudeau et al., 2019) et la performance (Chadefaux et al., 2017; Nigg, 2010; Roy and Stefanyshyn, 2006) ainsi que de réduire les dommages musculaires (Ehrström et al., 2018; Mündermann et al., 2001; Trudeau et al., 2019; Valle et al., 2019).

a. Inconfort et effets indésirables des vibrations

Le confort (ou l'**inconfort**) est un sentiment subjectif qui peut être affecté par des chocs répétés et des vibrations. Le membre inférieur contient de nombreux récepteurs sensoriels dont les mécanorécepteurs, réceptifs aux vibrations. Au sein de la voûte plantaire, les disques de Merkel et les corpuscules de Meissner sont sensibles aux vibrations comprises entre 5 et 50 Hz (Trulsson, 2001). Dès 6 Hz, les vibrations peuvent générer de l'inconfort et plus les amplitudes de vibrations sont importantes, plus l'inconfort tend à augmenter (Griffin, 1990).

Des vibrations continues générées par des plateformes de force, à la fois chez la souris et chez l'Homme ont montré des effets néfastes (Roman, 1958). Avec des amplitudes de vibration de ± 15 g entre 5 et 50 Hz, des hémorragies se sont manifestées chez les souris dès 10 minutes à des fréquences entre 10 et 25 Hz. Chez l'Homme, Roman a délivré des vibrations verticales de ± 3 g à ± 10 g à des fréquences entre 10 et 25 Hz. Des douleurs sévères dans le thorax sont apparues à 10 Hz, puis après une quinzaine de minutes à 25 Hz, des saignements gastro-intestinaux se sont manifestés. Une expérience visant à déterminer les niveaux de tolérance pour des expositions de courte durée du corps humain à des vibrations sinusoïdales a été effectuée (Magid et al., 1960). Les sujets ont été exposés à des amplitudes de vibrations croissantes, jusqu'à atteinte de leur niveau de tolérance. A 20 Hz, l'amplitude moyenne rapportée s'éleva à ± 6 g.

Depuis, **l'exposition aux vibrations** mécaniques a largement été étudiée dans le cadre professionnel et a mené à la création de normes et de critères stricts. En 2015, l'enquête européenne d'Eurofound sur les conditions de travail (<https://www.eurofound.europa.eu/fr/data/european-working-conditions-survey>) a montré que 20 % des travailleurs français étaient exposés à des vibrations provoquées par des outils ou des machines au moins pendant un quart de leur temps de travail. Les secteurs professionnels tels que ceux des transports, de l'agriculture, de la construction et des industries manufacturières sont donc quotidiennement exposés à des vibrations générant de l'inconfort (voire des maux de têtes, des troubles musculosquelettiques, des problèmes digestifs ou des maladies cardiovasculaires) (Krajnak, 2018). Des décrets et des limites quotidiennes d'exposition aux vibrations ont donc été établies pour la sécurité et le confort de ces personnes concernées (directive européenne 2002/44/CE : <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000000335345>). De façon intéressante, l'article 231-118 définit une vibration comme un phénomène mécanique entraînant des risques pour la santé tels que des troubles vasculaires, des lésions ostéoarticulaires, des microtraumatismes à la colonne vertébrale ou des troubles neurologiques et musculaires. De plus, l'article 231-119 précise que les paramètres physiques caractérisant l'exposition aux vibrations mécaniques sont définis comme la valeur d'exposition journalière aux vibrations rapportée à une période de référence de huit heures. Par exemple, la valeur limite d'exposition journalière rapportée à une période de référence de huit heures est fixée à 5 m/s² (soit 0,5 g) pour les vibrations transmises aux mains et aux bras, et à 1,15 m/s² (soit 0,115 g) pour les vibrations transmises à l'ensemble du corps. La norme ISO 2631-1 (1997) a pour objectif principal de quantifier les doses de vibration transmises au corps entier et qui restent acceptables (figure 27).

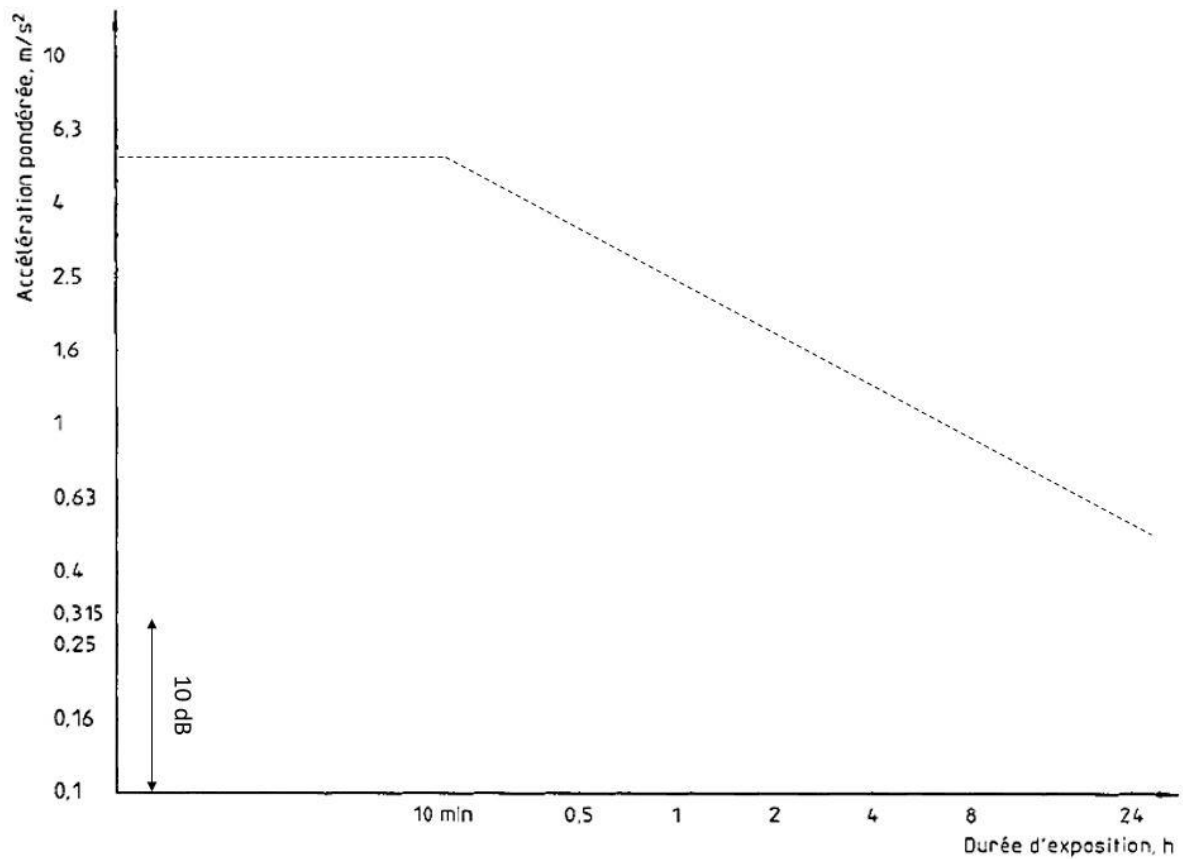


Figure 27. Zones de précaution santé (source : norme ISO 2631-1), la ligne en pointillés représente les valeurs maximales de vibration autorisées en fonction de la durée d'exposition.

A ce jour, il n'existe pas de normes similaires applicables dans les sciences du sport. Pourtant, à fréquences de vibrations similaires, ces ordres de grandeur d'amplitudes de vibrations sont largement inférieurs à ceux recensés en sciences du sport (tableau 2). Cependant, elles sont décrites pour des sujets statiques (et le plus souvent assis) et ne sont pas adaptées pour des sujets en mouvement, puisque la flexion des articulations du membre inférieur et l'orientation des segments favoriseraient l'amortissement des vibrations (Chadefaux et al., 2021; Harazin et Grzesik, 1998; Lafortune et al., 1996). Il convient tout de même à signaler que les vibrations dans le domaine sportif atteignent les valeurs limites en moins d'1 h d'activité (Tarabini et al., 2015).

Tableau 2. Ordre de grandeur d'amplitude des vibrations transmises à l'ensemble du corps en m/s^2 (source : www.bossons-fute.fr pour le domaine professionnel et Tarabini et al. (2015), Trama et al. (2019) et Trama et al. (2022) pour le domaine sportif)

Domaine	Activité	Amplitude maximale (m/s^2)	Fréquence (Hz)
Professionnel	Métro-train	0,6	400 - 2500
Professionnel	Camion	1,4	2 – 30
Professionnel	Tracteur agricole	1,8	2 – 30
Sportif	Vélo de route	14	14 - 26
Sportif	Ski alpin	100	4 - 30
Sportif	Course à pied	120	10 - 30

b. Dommages et douleurs musculaires

Une contraction excentrique est définie comme une action lors de laquelle la force externe appliquée aux muscles surpasse la force musculaire, induisant alors un allongement des fibres musculaires. Elle se caractérise donc par des contraintes mécaniques d'intensité supérieure ou de durée plus longue que celles auxquelles le muscle est habitué (Byrne et al., 2004; Tee et al., 2007). Dans leur revue de littérature, (Armstrong et al., 1991) mentionnent même que la force produite lors de contractions excentriques dépasse de 50 à 100 % la force maximale isométrique !

Lors d'une activité sportive, c'est la **composante excentrique** de l'exercice qui est particulièrement traumatisantes pour les tissus mous (Asmussen, 1953). Contrairement au cyclisme ou au ski de fond où l'action excentrique est absente ou moins intense et impacte peu le système musculosquelettique (Millet et Lepers, 2004), la course à pied sollicite les muscles de façon répétée selon des modalités d'action excentriques et concentriques (Nicol et al., 1991).

Sur les fibres mobilisées (donc allongées), la conjugaison d'un niveau de tension élevé et d'un recrutement des ponts d'actine-myosine plus faible induit une contrainte mécanique plus importante (Lima et Denadai, 2015). Les sarcomères (structure cellulaire responsable de la contraction des fibres musculaires) sont de différentes longueurs et cette hétérogénéité de longueur rendent certains d'entre eux plus fragiles face à une contrainte d'étirement (Morgan et Proske, 2004). Certains sarcomères seraient étirés plus rapidement et de façon excessive par rapport à d'autres sarcomères plus résistants. Ceux s'étirant à des longueurs supérieures à leurs longueurs d'étirement optimales subissent alors des dommages structuraux, voire une rupture. Cela s'accompagne d'un gonflement des mitochondries et de variations biochimiques comme une hausse modérée de la concentration sanguine en lactate, une augmentation de la concentration extracellulaire en potassium et de la concentration intracellulaire calcique (Armstrong et al., 1991; Féasson et al., 2002; Nicol et Komi, 2010). Ces premières **altérations**

structurelles et métaboliques constituent la phase initiale du processus de dégradation et de reconstruction des fibres musculaires endommagées (figure 28A). Ensuite, le **stade inflammatoire** apparaît pendant 3-4h post-exercice, et se caractérise par la présence de contractions non contrôlées et l'altération de fonctions mitochondriales (figure 28B). Puis, les fibres endommagées sont détruites et les cellules lésées commencent à être reconstituées pendant les 2 à 4 jours suivant l'exercice (figure 28C). C'est lors de cette phase qu'apparaissent les sensations de douleurs perçues (en anglais : *Delayed Onset Muscle Soreness*, - **DOMS**). Enfin, la régénération des tissus endommagés s'effectue pendant une dizaine de jours (figure 28D) (Nicol et Komi, 2010).

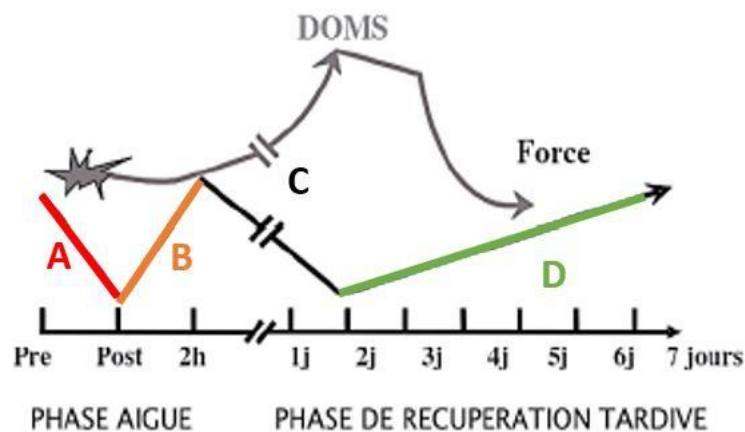


Figure 28. Représentation schématique du profil général de la force et des DOMS à la suite d'exercice excentrique en fonction du temps (Nicol, 2006)

D'un point de vue **subjectif**, les DOMS peuvent être évalués à l'aide d'échelles. Par exemple, lors d'une course sur tapis roulant incliné à -15 % pendant 40 minutes à 55 % VO_2max , Ehrström et al. (2018) ont évalué les DOMS post-course et post-24 h au niveau des muscles extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires, grâce à une échelle allant de 0 (aucune douleur) à 100 (très, très douloureux). Post-course, la moyenne des réponses s'éleva à 45 pour la douleur perçue au niveau des *quadriceps* et 56 au niveau des muscles *gastrocnemii*. Ces réponses furent significativement plus faibles post-24 h et dans la condition avec manchon de compression. De façon intéressante, le protocole de (Valle et al., 2019) fut similaire à celui de (Ehrström et al., 2018) et consistait à effectuer une course sur tapis roulant incliné à -10 % pendant 40 minutes à 73 % de VO_2max . Valle et ses collaborateurs ont effectué des biopsies 48 h après l'exercice de descente et mesuré le taux de lymphocytes CD3+ et de neutrophiles. Ils ont ainsi pu confirmer d'un point de vue **clinique** que les vibrations des tissus mous créent des dommages musculaires.

En course à pied, les dommages musculaires diffèrent selon le niveau d'entraînement. Plus un coureur serait entraîné, plus les dommages musculaires seraient faibles (Evans et al., 1986; Siegel et al., 1980).

c. Baisse de la performance

Les vibrations peuvent engendrer des altérations cardiovasculaires et respiratoires. A l'aide de plateformes vibrantes, il a été démontré que l'augmentation des vibrations induit une hyperventilation et une augmentation de la consommation d'oxygène (Duffner et al., 1962; Rittweger et al., 2002). De plus, comme précédemment énoncé, le *muscle tuning* se caractérise par une suractivation musculaire pour minimiser les vibrations.

Si les muscles travaillent plus, la **performance** pourrait être affectée. Si les muscles travaillent moins, et sont, par exemple, supportés par un textile de compression réduisant les vibrations (Borràs et al., 2011; Dandrieux et al., 2020; Ehrström et al., 2018; Valle et al., 2019), la performance pourrait être meilleure. Une étude pilote menée par Nigg et ses collaborateurs (Nigg, 2010) sur deux sujets courant dans deux conditions (situation contrôle et situation compression) a montré que la consommation d'oxygène diminuait de 1,7 % avec un textile de compression pour l'un, et qu'aucune différence significative n'avait été détectée pour l'autre sujet (Nigg, 2010). Cette étude souligne donc que les effets sont très individu-dépendants et qu'une réduction des vibrations améliorerait la performance.

Si les muscles travaillent plus, une **fatigue neuromusculaire** précoce pourrait apparaître. En parallèle des DOMS, une baisse de la performance, à la fois **immédiate** et **prolongée**, a été reportée après un exercice excentrique (Nicol et al., 1996) (figure 28). Leurs travaux évoquent une cinétique de récupération « biphasique » les heures et jours suivants l'exercice. Une baisse de la performance (i.e. baisse de force) est observée immédiatement après l'exercice, suivie d'une récupération à court terme (2 h), puis d'une nouvelle perte de force durant quelques jours. Cette perte de force met en jeu des mécanismes centraux (i.e. baisse de l'activation volontaire) et périphériques (i.e. baisse de l'excitabilité sarcolemmale et altération du couplage excitation contraction). L'altération des marqueurs de la fatigue centrale est plus prononcée directement après l'exercice, alors que lors de la récupération, la fatigue périphérique prédomine (Besson et al., 2021; Millet et al., 2011).

Récemment, il a été mis en évidence que la fatigue induite par une course en descente de 45 minutes était moins importante lorsque le coureur portait un manchon compressif comparé à un manchon contrôle (Ehrström et al., 2018). De façon plus précise, cette étude n'a reporté aucun changement significatif en fonction du temps sur les vibrations du muscle *vastus lateralis* avec le port d'un manchon compressif, alors qu'une augmentation significative de +11.6 % a été détectée avec un manchon contrôle. Post-course, ces manchons compressifs démontrèrent un effet bénéfique sur la fatigue centrale (i.e. diminution de l'activation volontaire : -2,4 % avec manchon compressif vs -7,9 % avec manchon contrôle) mais pas sur la fatigue périphérique. Post-24 h, c'est sur la récupération des fonctions neuromusculaires périphériques que les manchons compressifs présentèrent un effet bénéfique. En effet, la baisse de MVC s'élevait à -10,4 % avec le manchon contrôle (vs -2,6 % avec manchon compressif),

la baisse du Db10 à -8,5 % (vs -0,8% avec manchon compressif) et celle du Db10:100 à -4,6 % (vs -0,2 % avec manchon compressif).

A noter que la littérature fait état d'une **grande variabilité inter-individuelle** dans la réponse aux exercices inducteurs de dommages musculaires (Damas et al., 2016). Les récents travaux de thèse de Robin Macchi soulignent par exemple une différence entre les sexes concernant la cinétique de récupération structurale musculaire (Macchi et al., 2021).

d. Blessures

La définition de blessures en course à pied reste très large, allant d'une sensation d'inconfort ou de douleur à une modification de la durée ou de l'intensité de l'entraînement. (Taunton et al., 2003).

Les blessures en course à pied ont été associées à des facteurs de risque tels qu'un taux de charge ou une pronation excessive (Nigg et al., 1987). Les forces d'impact ont longtemps été suspectées comme étant une cause principale des blessures. Cependant, les quelques études liant force d'impacts et blessures dérivait d'études animales ex-vivo, non applicables aux articulations de l'Homme (Cole et al., 1996; Radin et al., 1973). En se basant sur ces premiers résultats, les équipementiers ont commencé à développer des chaussures amortissantes, supposées réduire les effets négatifs des forces d'impact sur le système musculosquelettique.

Cependant, les études scientifiques en course à pied ont **contredit** le fait que les forces d'impact étaient dangereuses. La fréquence d'arthrose (Eichner, 1989; Lane et al., 1986; Panush et al., 1986) et de la dégénération sur long-terme du cartilage (Konradsen et al., 1990) furent la même chez des sujets coureurs et non-coureurs. Par ailleurs, courir sur des surfaces dures n'augmenteraient pas les blessures comparées à courir sur des surfaces molles (van Mechelen, 1992). Une étude prospective, incluant 131 sujets courant en moyenne 30 km par semaine, a montré qu'il n'existait aucune différence significative concernant la fréquence des blessures selon l'intensité des pics d'impacts (figure 29A). Cette même étude a démontré que les sujets soumis à des taux de charge plus importants présentaient même une fréquence de blessures plus faibles de 50 % comparés à des coureurs exposés à des taux de charge faibles (figure 29B) (Nigg, 1997).

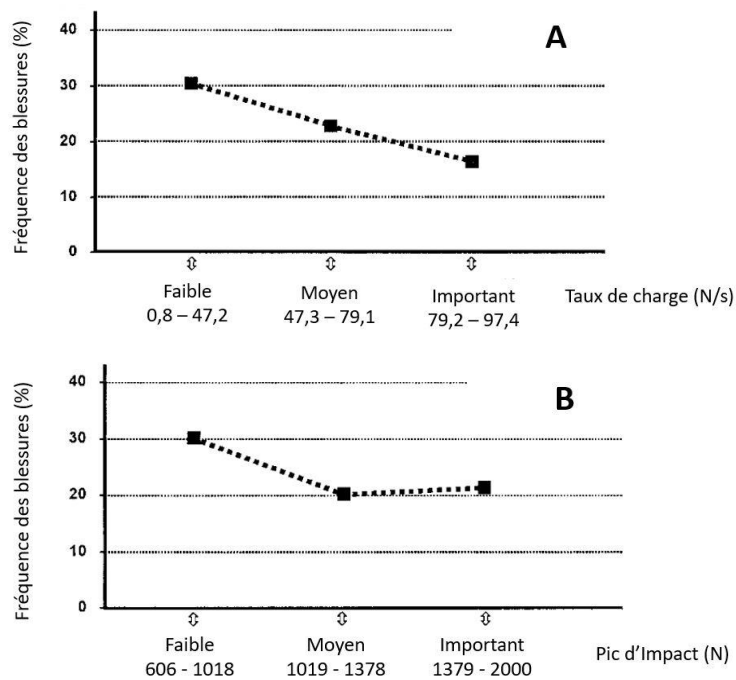


Figure 29. Evolution de la fréquence des blessures en fonction du taux de charge (A) et du pic d'impact (B) (adapté de Nigg, 1997)

Ces dernières décennies, **aucun lien** entre course à pied et blessures (Queen et al., 2009) ou chaussures et blessures (Curtis et al., 2008; Malisoux et al., 2022; Queen et al., 2009; Theisen et al., 2014) n'a encore été démontré. Quelques études longitudinales ont récemment étudié l'influence de l'inconfort, de l'amorti des chaussures ou de la biomécanique de course sur le risque de blessures. Par exemple, une étude contrôlée et randomisée impliquant 848 coureurs récréatifs qui se sont vus attribués au hasard l'un des deux prototypes de chaussures qui ne différaient que par leurs propriétés d'amorti affirme bien que le pic passif et le taux de chargement des forces d'impacts ne sont pas des facteurs de risque de blessures (Malisoux et al., 2022). Par ailleurs, Mündermann et ses collaborateurs ont montré que la fréquence des blessures sur une centaine de sujets était moins récurrente avec un amorti de chaussure jugé confortable (Mündermann et al., 2001). Ainsi, la fonction principale de la chaussure ne serait pas de réduire l'impact mais plutôt **d'améliorer le confort**, appréciation subjective et par conséquent propre à chaque individu.

- ➔ Les présents travaux de thèse se sont focalisés sur les conséquences suivantes des vibrations des tissus mous : l'inconfort et la baisse de la performance.



IV - FACTEURS INFLUENÇANT LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS

Cette dernière sous-partie présente les caractéristiques extrinsèques au coureur pouvant avoir une influence sur les vibrations des tissus mous.

1. Biomécanique de course

Chaque coureur adopte automatiquement et naturellement une **biomécanique de course**, définie en anglais comme le « *preferred movement path* » (Giandolini et al., 2014; Nigg et al., 2015). En course à pied, les coureurs frappent le sol soit avec leur talon, soit milieu pied, soit avant-pied. Ces trois frappes se caractérisent par des différences en terme d'activation musculaire, de cinétique et cinématique (Ahn et al., 2014; Almeida et al., 2015; Hamill et al., 2014; Kulmala et al., 2013). Les personnes attaquant talon présentent généralement une extension du genou et une flexion dorsale de la cheville plus importantes au moment du contact initial. Inversement, une activité musculaire plus importante des fléchisseurs du genou et plantaires, un genou et une cheville plus fléchis au contact final ont été observés chez des personnes attaquant milieu et avant pied. Ainsi, toutes ces différences biomécaniques pourraient affecter la propagation des vibrations à travers le membre inférieur. En effet, il a été observé durant des contractions musculaires isométriques que les fréquences naturelles et le coefficient d'amortissement des vibrations sont affectés par l'angle de flexion du genou (Wakeling et Nigg, 2001). Moins le genou est fléchi, moins il est position avantageuse pour amortir l'impact. En revanche, il a été démontré que des coureurs amortissent mieux les vibrations des tissus mous avec une pose de pied naturelle (« *preferred movement path* ») plutôt qu'imposée (Enders et al., 2014).

2. Vitesse de course

Accroître la vitesse de course va entraîner une augmentation de l'énergie à dissiper au sein des tissus mous. Une **augmentation significative de l'amplitude, du coefficient d'amortissement et de la fréquence de vibration** entre 7,2 et 19,6 km/h ont été démontrées (Boyer et Nigg, 2004; Dandrieux et al., 2020; Trama et al., 2019a). En effet, l'augmentation de la vitesse de course s'accompagne d'une plus grande amplitude des forces d'impact et d'un niveau d'activation musculaire plus accru. Ainsi, pour une intensité plus élevée, il faut produire plus de force et donc plus d'activité musculaire. Cette augmentation d'activité musculaire rigidifie les tissus mous, ce qui influence leurs propriétés vibratoires.

3. Equipement sportif

a. Les vêtements compressifs

Développés initialement pour faciliter le retour veineux à l'effort et au repos, les cuissards et manchons de compression s'avèreraient efficaces pour diminuer les vibrations des tissus mous. Dans la littérature scientifique, toutes les études effectuées sur plat ou en descente s'accordent sur le fait que les **vêtements compressifs** diminueraient jusqu'à 30 % l'amplitude des vibrations (Borràs et al., 2011; Broatch et al., 2020; Coza, 2008; Dandrieux et al., 2020; Ehrström et al., 2018; Gellaerts et al., 2017; Weakley et al., 2021). Ils sembleraient même assurer un meilleur maintien musculaire des muscles *vastus* présentant des oscillations musculaires plus importantes à la suite de l'impact (comparés aux muscles *gastrocnemii*), soit une réduction des vibrations plus accrue sur les tissus mous plus importants en volume. Il convient cependant de préciser que certaines de ces études se sont intéressées à la course en descente (Borràs et al., 2011; Dandrieux et al., 2020; Ehrström et al., 2018), sollicitant majoritairement les muscles *vastii*.

b. Les semelles des chaussures

Concernant les **effets de la dureté de semelle sur les vibrations des tissus mous**, aucune différence significative sur le pic d'accélération et la fréquence de vibration n'a été démontré suivant cinq duretés de semelles comprises entre Asker 40-C (faible dureté, semelle molle) et 70-C (dureté élevée, semelle ferme) (Wakeling et al., 2001). Concernant l'amortissement et en utilisant le modèle masse-ressort, il a été suggéré que les semelles souples présentaient un coefficient d'amortissement deux à trois fois supérieurs à celui des semelles plus fermes (Zadpoor et Nikooyan, 2010). Il a été montré qu'une semelle visqueuse (avec caoutchouc thermoplastique, dureté Asker 42 et 52-C) atténuait mieux les vibrations des tissus mous du membre inférieur en comparaison à une chaussure contrôle (EVA, dureté Asker 55-C) (Giandolini et al., 2019b, 2017). En effet, une chaussure ayant cette propriété réduisait de 8 à 12 % (i.e. équivalent à 1 g) l'amplitude des vibrations des muscles *gastrocnemius* et *vastus medialis* et jusqu'à 27 % la puissance spectrale des vibrations. En parallèle, une semelle visqueuse assurait un meilleur amortissement des vibrations, sans aucune différence significative, comparé à une semelle élastique (Boyer et Nigg, 2004). Ces changements vibratoires s'accompagnaient d'une diminution de l'activité musculaire requise en amont de l'impact (Boyer et Nigg, 2004; Giandolini et al., 2019b).

La **géométrie de la semelle** n'aurait **aucun effet** sur les vibrations des tissus mous et l'activité musculaire du membre inférieur (Trama et al., 2019a). Concernant **l'épaisseur de la semelle**, il s'avèrerait qu'une chaussure maximaliste **réduirait de 20 %** les vibrations des tissus mous comparée à une chaussure minimaliste (Gellaerts et al., 2017).

L'absence de différences vibratoires dans les études précédentes et de façon générale, les résultats divergents concernant l'effet de la semelle sur la biomécanique de course, peuvent s'expliquer par la raison suivante. Les **coureurs répondraient différemment** à tous ces paramètres suivant les conditions de chaussures, ce qui expliquerait, naturellement, les divergences entre les études (Meardon et al., 2018).

c. Réponses vibratoires individuelles

De façon intéressante, deux études ont précédemment souligné des **réponses individuelles vibratoires** au sein d'une population de coureur en réponse à des duretés de semelle. La première suggérait des coefficients d'amortissement du muscle *gastrocnemius medialis* très différents parmi les 42 participants, à l'issue de 5 minutes de course à pied sur tapis, sans changements significatifs d'activation musculaire ou fréquentiel (Behling et al., 2019). L'option de scinder ces 42 participants en deux groupes fut alors proposée : un premier groupe avec un coefficient d'amortissement significativement plus important ($c > 60 \text{ s}^{-1}$) et un second plus faible ($c < 60 \text{ s}^{-1}$) (figure 30).

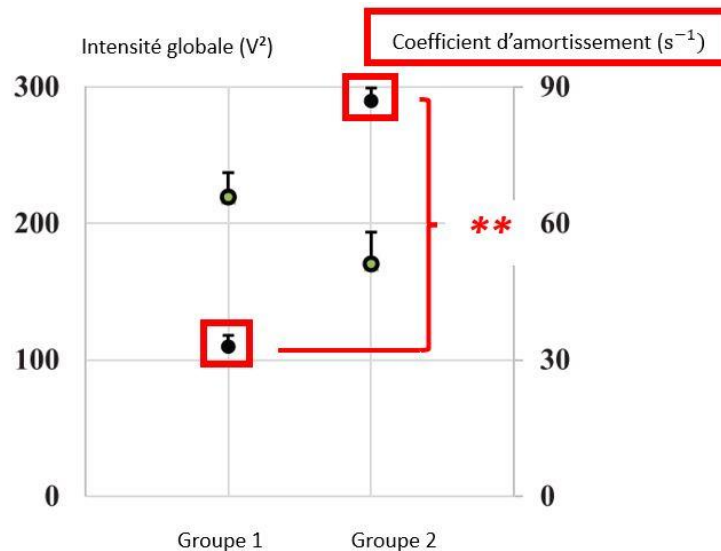


Figure 30. Moyenne \pm écart-type de l'activation musculaire (marqueurs gris) et du coefficient d'amortissement (marqueurs noirs) du muscle *gastrocnemius medialis* entre les deux groupes de répondants. ** $p < 0,001$ (adapté de Behling et al., 2019)

La deuxième étude a également utilisé le coefficient d'amortissement comme variable discriminante et dépendante pour classifier 32 coureurs aux variables anthropométriques différentes en trois groupes (figure 31) : les répondants à la dureté de semelle faible (i.e. meilleur coefficient d'amortissement avec la dureté de semelle molle), les répondants à la dureté de semelle élevée (i.e. meilleur coefficient d'amortissement avec la dureté de semelle ferme) et les non-répondants.

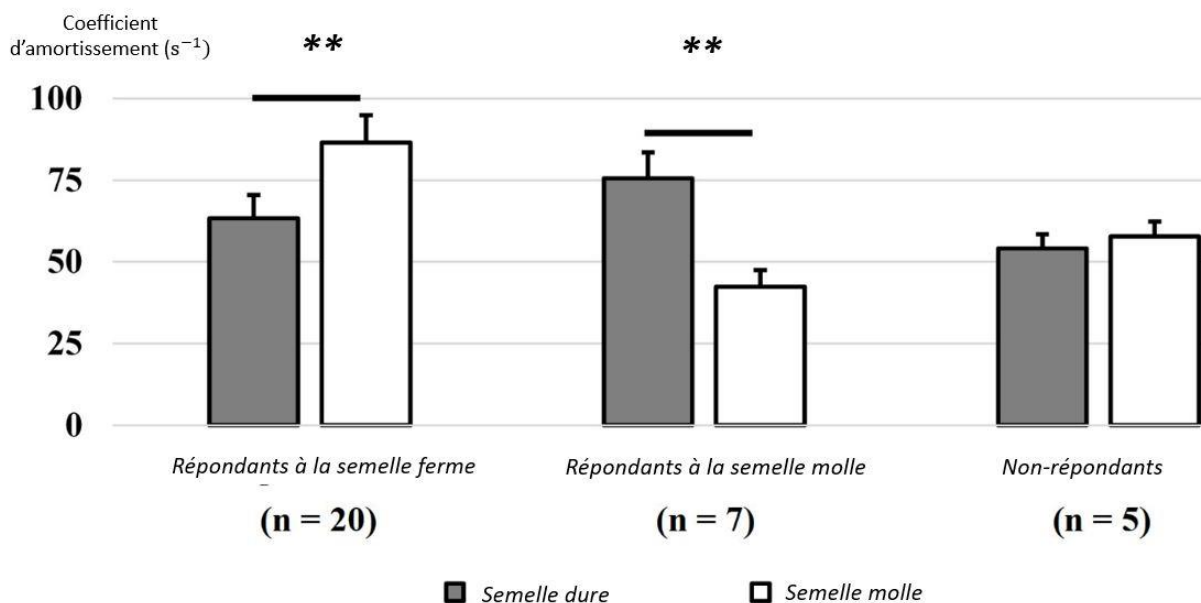


Figure 31. Moyenne \pm écart-type du coefficient d'amortissement du muscle *gastrocnemius medialis* pour les trois groupes de répondants. ** $p < 0,001$ (adapté de Behling et al., 2021).

Les personnes présentant un meilleur coefficient d'amortissement avec une dureté de semelle ferme présentaient une **tendance** d'avoir un indice de masse grasse plus élevé, une vitesse course plus lente et un volume musculaire des muscles *gastrocnemii* plus important que les coureurs présentant un meilleur coefficient d'amortissement avec une dureté de semelle molle (Behling et al., 2021).

4. Fatigue neuromusculaire

Les ajustements intrinsèques du coureur face aux vibrations des tissus mous (i.e. *muscle tuning*) ont été montré sur muscle « non-fatigué ». Les prédictions d'un modèle informatique (Zadpoor et Nikooyan, 2012) investiguant l'effet de la fatigue sur les vibrations des tissus mous ont confirmé l'hypothèse que ce mécanisme de protection est affecté par la fatigue neuromusculaire. Cette équipe a développé un modèle masse-ressort-amortisseur (figure 32) prenant en compte la pré-activation musculaire grâce à un contrôleur composée d'un ressort de raideur k_2 et d'un amortisseur de coefficient c_2 . Il a pour objectif de maintenir des forces d'impact et des vibrations constantes (Wakeling et al., 2002). La fatigue neuromusculaire a été implémentée dans le modèle comme la réduction progressive de la capacité du système musculosquelettique à ajuster k_2 et c_2 . Les simulations prédisaient que la fatigue induit une augmentation des vibrations jusqu'à 20 %.

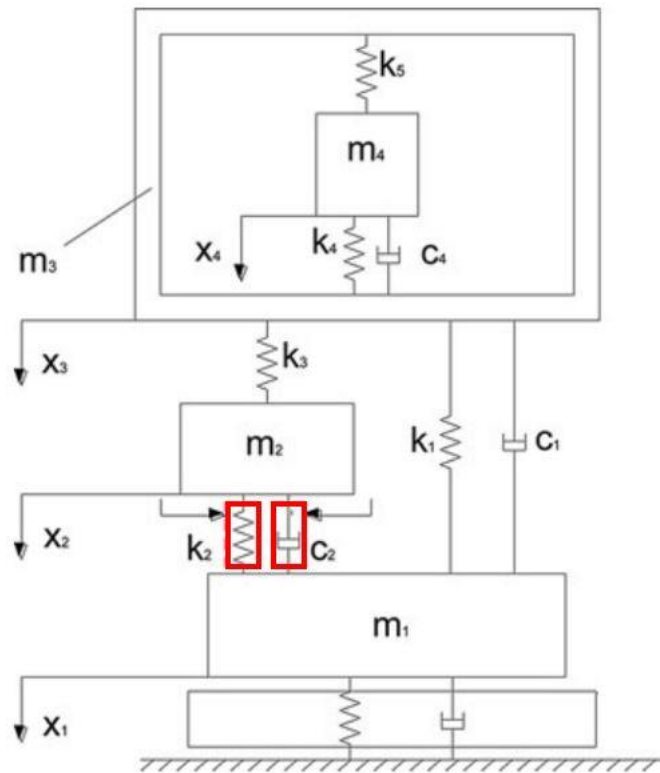


Figure 32. Représentation du modèle masse-ressort-amortisseur composé de m_1 et m_2 respectivement les masses des tissus rigides et mous du membre inférieur, m_3 et m_4 respectivement les masses des tissus rigides et mous du membre supérieur. k_2 et c_2 représente le contrôleur, élément novateur de Zadpoor et Nikooyan, 2012.

D'un point de vue **expérimental**, lors d'une course de courte durée et intense à plat chez des coureurs expérimentés, il a été observé une **augmentation de l'amplitude des vibrations** des tissus mous et un coefficient d'amortissement requis plus important. Cela a été mesuré sur des protocoles de 10 km maximum à des vitesses d'environ 4 m/s jusqu'à ce que les sujets ne soient plus capables de maintenir la vitesse requise (Friesenbichler et al., 2011; Khassetarash et al., 2019, 2015b). Les auteurs ont spéculé que l'augmentation du coefficient d'amortissement avec la fatigue pouvait résulter d'une stratégie de protection du corps humain visant à minimiser l'augmentation de l'amplitude des vibrations au cours de l'effort. Les auteurs spéculent cette hausse de vibrations des tissus mous par une **baisse des capacités d'amortissement de la part des fibres II** (rapides et glycolytiques). En effet, ces fibres pourraient développer leurs tensions maximales en 85 ms alors que les fibres I (lentes et oxydantes) auraient un temps de contraction plus lent, de l'ordre de 99 ms (Taylor, 1979). Or, les vibrations des tissus mous surviennent dans les 80 ms après l'impact, il semblerait donc que les fibres II jouent un rôle essentiel dans l'amortissement des vibrations (Wakeling et al., 2002). Par ailleurs, il est reconnu que les fibres II se fatiguent plus rapidement que les fibres I (Burke et al., 1973). Ainsi, la fatigue précoce de ce type de fibres pourrait réduire la capacité des muscles à contribuer activement au processus d'amortissement des vibrations, notamment proche de l'épuisement. Ces trois études s'intéressant à l'évolution des vibrations

des tissus mous avec la fatigue en courant à plat n'ont pas évalué la fatigue neuromusculaire engendrée avec les méthodes décrites ci-dessus.

Les variations vibratoires observées lors d'un protocole de 40 minutes de descente (pente à -15 %) avec le port d'un manchon contrôle reviennent confirmer une augmentation des vibrations avec la fatigue (Ehrström et al., 2018). Cependant, le système musculosquelettique ne réagirait pas de la même façon lors de courses vallonnées de longues distances. Une récente étude incluant des coureurs des courses de l'UTMB allant de 41 à 171 km (Trama et al., 2022) a observé une diminution de l'amplitude, de la fréquence et de l'amortissement des vibrations sur le muscle *vastus lateralis* et aucune modification pour le *gastrocnemius medialis*. Une première explication serait que l'augmentation de la fréquence de l'impact associée à la diminution de la fréquence de vibration du *vastus lateralis* entraîne une diminution du phénomène de résonance (figure 21). Une seconde hypothèse serait que le *vastus lateralis* serait plus sollicité lors d'effort sur terrain vallonné, pouvant potentiellement induire une plus grande altération de ce dernier et ainsi engendrer un comportement de protection à la suite de course d'ultra-trail (Mao et al., 2017; Park et al., 2019). Par ailleurs, la diminution de la fréquence et de l'amplitude des vibrations pourraient être la conséquence d'une diminution de raideur musculaire ou d'une augmentation locale de la masse dû à un œdème inflammatoire (Andonian et al., 2016).

- ➔ Les présents travaux de thèse se sont focalisés sur un de ces facteurs pouvant potentiellement réduire les vibrations des tissus mous : la **dureté de semelle**.



RÉSUMÉ DU CADRE THÉORIQUE

- La course à pied est l'un des sports de loisirs les plus pratiqués au monde. Chaque coureur possède ses propres caractéristiques anthropométriques et biomécaniques.
- La chaussure de course à pied a beaucoup évolué depuis les premiers modèles apparus au XXème siècle. L'amorti d'une chaussure est sa capacité à amortir le choc du contact pied-sol en emmagasinant l'énergie mécanique. La semelle intermédiaire, de par sa dureté, est le composant de la chaussure assurant cette fonction.
- A chaque contact pied-sol, une contrainte mécanique s'applique au coureur. Les forces de réaction du sol verticales se caractérisent par leur montée en charge (taux de charge) et leur intensité (pics passif et actif). L'onde de choc se propage au sein des tissus mous. Les fréquences des forces d'impact et des tissus mous coïncident. Un phénomène de résonance apparaît et amplifie donc les vibrations des tissus mous.
- Le système musculosquelettique atténue naturellement l'impact pied-sol. Les muscles participent aussi activement à l'atténuation des vibrations, en se pré-activant avant l'impact : c'est le *muscle tuning*.
- Ces vibrations génèrent de l'inconfort et affectent la performance. Aucun lien entre vibrations des tissus mous et blessures n'a été établi à ce jour.
- Des ajustements biomécaniques (i.e. réduire la vitesse de course, taper le sol avec une frappe de pied naturelle) et le port de vêtements compressifs, sont des facteurs réduisant les vibrations des tissus mous. La semelle de chaussure peut également assurer une baisse de ces vibrations. Cependant, de récentes études ont montré que les réponses vibratoires face à différentes duretés de semelles sont spécifiques à chaque sujet.
- Ainsi, si une chaussure peut minimiser les vibrations, elle pourrait donc potentiellement réduire la fatigue neuromusculaire.

PROBLÉMATIQUES

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



1. Le temps de course mentionné en amont de mesurer les vibrations diffèrent selon les études de 30 s à 10 minutes (Behling et al., 2021, 2019; Trama et al., 2022, 2019a). **Cet intervalle de temps est-il adéquat pour mesurer les vibrations des tissus mous ?**

De plus, beaucoup de paramètres sont énoncés et utilisés dans la littérature scientifique pour caractériser les vibrations des tissus mous. **Quel paramètre est le plus pertinent pour caractériser fidèlement la dose d'entrée du stress mécanique et le plus discriminant entre différentes duretés de semelle ?**

Cette problématique sera abordée dans les pré-études de thèse #1 et #2.



2. La majorité des études biomécaniques ont examiné les effets d'une condition de chaussure donnée sur une population de coureurs restant homogène en termes de niveau de course et de caractéristiques anthropométriques et biomécaniques. Aucune étude ne s'est focalisée sur les effets d'une condition de chaussure sur des groupes plus larges et hétérogènes de coureurs. Ce constat est surprenant puisque les coureurs ont des besoins différents auxquels les caractéristiques du produit chaussant peuvent répondre (Clifton et al., 2013). Par conséquent, adapter les propriétés de la dureté de semelle aux caractéristiques du coureur semble être une nécessité actuelle. Les variables indépendantes telles que la composition corporelle (Giandolini et al., 2019a), la vitesse de course (Trama et al., 2019a) ou la pose de pied (Giandolini et al., 2017) sont des paramètres communément étudiés. Au contraire, les propriétés mécaniques des tissus mous (i.e. fréquence naturelle de vibration) seraient pertinentes à tester lors de l'étude des vibrations des tissus mous en course à pied (Wakeling et al., 2001). Ainsi, une partie de ce travail de thèse se propose de répondre aux questions suivantes : **Quelles sont les réponses vibratoires individuelles d'une large et hétérogène population de coureurs face à différentes duretés de semelle ? Quelles caractéristiques anthropométriques et biomécaniques les caractérisent ?**

Cette problématique sera abordée dans l'étude de thèse #3.



3. Cinq études ont permis de quantifier l'évolution des vibrations avec la fatigue. Certaines d'entre elles comprenaient un temps de course relativement court ($< 1h$) avec une vitesse correspondant à un pourcentage précis de la capacité aérobie maximale du coureur (Friesenbichler et al., 2011; Khassestarash et al., 2019, 2015b). La fatigue se caractérisait ici par l'incapacité du coureur à poursuivre l'exercice c'est-à-dire en réalité l'épuisement. D'autres se focalisaient sur des temps de course relativement long et la fatigue a été évaluée avant et après l'effort (Ehrström et al., 2018; Trama et al., 2022). De façon intéressante, une réduction des vibrations par le port de manchons compressifs a montré des effets bénéfiques immédiats sur la fatigue centrale et des effets bénéfiques retardés sur la fatigue périphérique. A ce jour, aucune étude n'a évalué si une dureté de semelle réduisant les vibrations avait un effet bénéfique sur la fatigue neuromusculaire. Cette partie de travail de thèse vise donc à répondre à la question suivante : **Est-ce qu'une dureté de semelle minimisant les vibrations des tissus mous lors d'un semi-marathon engendre moins de fatigue neuromusculaire ?**

Cette problématique sera abordée dans l'étude de thèse #4.



TRAVAUX DE RECHERCHE

Les travaux de thèse se divisent en quatre parties. Chacune d'elle inclut les publications et communications associées à l'étude, éventuellement les mots-clés auxquels elle fait référence et non définis dans le cadre théorique et un résumé en français. La pré-étude de thèse #1 ainsi que les études de thèse #3 et #4 sont ensuite détaillées en anglais sous forme d'article scientifique.



PRÉ-ÉTUDE DE THÈSE #1

Proposition méthodologique pour l'évaluation des vibrations des tissus mous en course à pied – choix du temps de mesure

1. Publications et communications associées à cette étude

Cette pré-étude a été le sujet de stage d'un étudiant en Master 2 STAPS de l'Université Jean Monnet que j'ai encadrée. Les résultats de cette pré-étude ont fait l'objet d'une présentation orale au congrès de l'International Society in Biomechanics in Sports (ISBS) en juillet 2022. Ces travaux donnent lieu à un article intitulé *Treadmill running : how long before soft tissue vibrations reach a steady state ?* en cours de révision dans le journal *Footwear Science*. L'article recense et détaille entièrement tous les ajustements vibratoires et biomécaniques observés au cours de 3 essais de course à pied d'une durée de 8 minutes sur tapis roulant dans 3 conditions de dureté de semelle différente. Nous nous focalisons ci-dessous sur les adaptations concernant les paramètres vibratoires.

2. Mots-clés

Familiarisation : temps durant lequel des différences entre mesures répétées d'un paramètre biomécanique sont significatives (Matsas et al., 2000).

Etat stable : Fin de la familiarisation (Huang et al., 2022; Lavcanska et al., 2005; Schieb, 1986).

3. Contexte

Dans la plupart des études, les participants courent sur tapis de course entre 3 et 10 minutes sans se familiariser avec le tapis roulant ou les conditions de chaussure à tester. Par conséquent, mesurer des paramètres biomécaniques avant d'atteindre l'état stable ne reflèterait pas le véritable pattern de course. Ainsi, les différences biomécaniques signalées entre les études peuvent, en partie, être dues à des mesures effectuées lors de la familiarisation encore en cours. Dans la littérature scientifique, des études se sont intéressées à la familiarisation au tapis (Divert et al., 2005; Lavcanska et al., 2005; Schieb, 1986; Simoni et al., 2020; White et al., 2002) ou à des conditions de chaussures (Delattre et al., 2013; Hardin et al., 2004; Huang et al., 2022; Mohr et al., 2021; TenBroek et al., 2013). Elles ont observé des altérations sur la foulée, l'activité musculaire et la cinématique de course.

Aucune étude n'a encore investigué si une familiarisation avec la dureté de semelle est nécessaire lors de l'évaluation des vibrations des tissus mous.

4. Matériel et méthodes

a. Participants

L'échantillon était composé de 133 coureurs amateurs et expérimentés qui ont été recrutés pour l'étude de thèse #3 (tableau 3 et annexe 2).

Tableau 3. Profil sujets (moyenne \pm écart type)

	Hommes (n = 77)	Femmes (n = 56)
Age (années)	37,3 \pm 11,4	38,9 \pm 12,7
Masse (kg)	71,0 \pm 7,3	57,6 \pm 7,3
Taille (cm)	176,0 \pm 6,2	164,8 \pm 5,4
Pratique de la course à pied		
Heures hebdomadaires	4,2 \pm 2,3	3,0 \pm 1,9
Kilomètres hebdomadaires	37,3 \pm 20,3	26,3 \pm 15,8
Années de pratique (années)	12,7 \pm 10	9,9 \pm 7,8

Pour cette pré-étude #1, les 45 premiers sujets (17 femmes et 28 hommes, 35,9 \pm 13,2 ans, 64,6 \pm 9,2 kg, 171,8 \pm 8,1 cm) recrutés ont été sélectionnés.

b. Chaussures

Trois prototypes de chaussures (Arc'teryx Norvan LD™, figure 33) de dureté de semelle différentes ont été testées (tableau 4).



Figure 33. Chaussures testées

La dureté de semelle a été mesurée à l'arrière de chaque semelle intermédiaire à l'aide d'un duromètre. Les propriétés mécaniques de la mousse ont été évaluées suivant le test d'impact ASTM (Schwanitz et al., 2010) avec une machine équipée d'un capteur de force et d'un accéléromètre (AD Engineering, Bergamo, Italie). Une masse rigide de 5 kg fixée à un ensemble coulissant a été lâchée d'une hauteur de 23,5 cm sur la partie arrière de la semelle intermédiaire. Le pic d'accélération, le temps jusqu'au pic et l'hystérésis ont été extraits. La table 4 fournit les propriétés des conditions de chaussures.

Tableau 4. Propriétés mécaniques des chaussures (moyenne \pm écart type)

	Dureté de semelle		
	Faible (i.e. molle)	Moyenne	Elevée (i.e. ferme)
Dureté (Asker C)	46,0 \pm 0.0	58,0 \pm 0,0	71,0 \pm 1,4
Pic d'accélération (g)	37,0 \pm 0.0	40,5 \pm 0,7	47,5 \pm 0,7
Temps jusqu'au pic (ms)	19,5 \pm 0.4	16,6 \pm 0,7	13,9 \pm 0,5
Hystéresis (%)	20,0 \pm 4.4	24,6 \pm 1,3	34,3 \pm 1,8
Masse (g)	300	298	297
Drop (mm)	9	9	9

c. Design expérimental

Les essais se sont déroulés sur tapis motorisé équipé de plateformes de force (Belli et al., 2001) (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) dont les dimensions étaient de 2,5 m x 0,5 m (figure 34).



Figure 34. Tapis de course utilisé

Après un échauffement de 10 minutes, les sujets ont été équipés d'un accéléromètre et d'électrodes électromyographiques positionnés sur le *gastrocnemius medialis* (figure 35A) et le *tibialis anterior* ainsi que de 21 marqueurs passifs sur le membre inférieur (figure 35B).

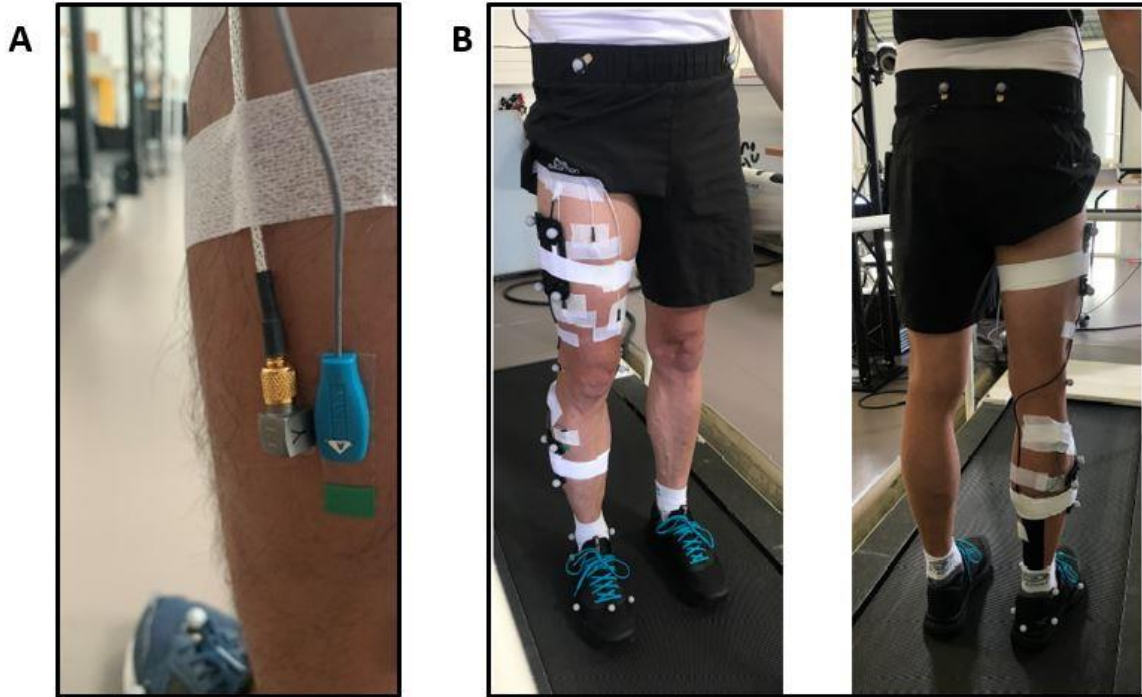


Figure 35. Placement de l'accéléromètre et de l'électrode musculaire sur le gastrocnemius medialis (A) et des marqueurs passifs (B) sur la chaussure droite et le membre inférieur droit du sujet.

Les coureurs ont effectué trois essais de 8,5 minutes à vitesse de confort dans les trois duretés de semelle. Des mesures vibratoires, cinétiques, cinématiques et électromyographiques d'une durée de 30 s ont été recueillies au début de l'épreuve de course une fois la vitesse stabilisée (T0), à la minute 2 (T2), 4 (T4), 6 (T6) et 8 (T8) (figure 36).

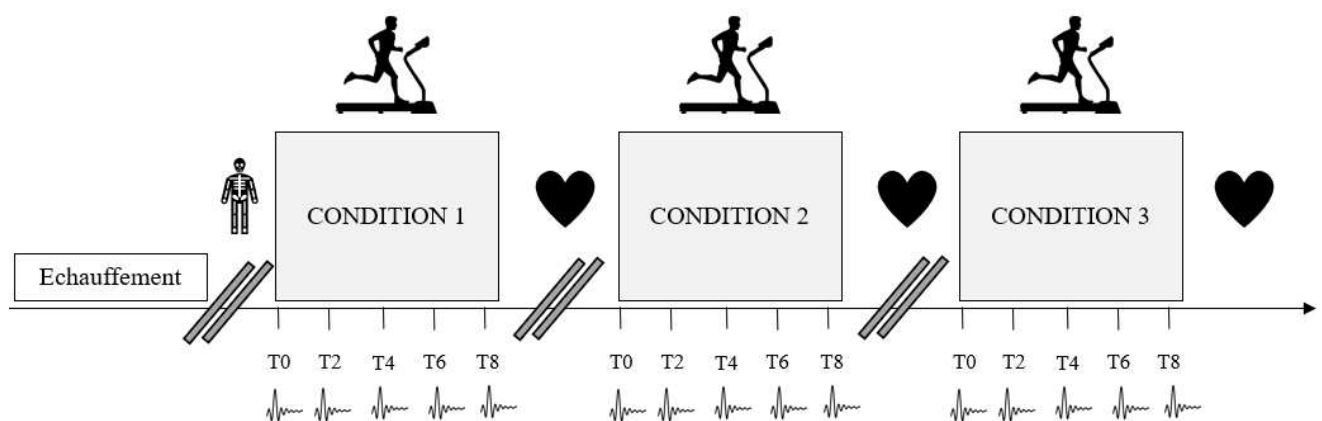


Figure 36. Protocole de course complet comprenant un échauffement, l'équipement (symbolisé par le squelette), le test des trois conditions de chaussure et l'évaluation de l'appréciation de chaussure (symbolisée par les cœurs) entre chaque condition (non abordée dans cette pré-étude #1).

d. Traitement des données

Les trois axes des signaux de vibration ont été pris en compte et la norme de la résultante a été calculée (Chadefaux et al., 2019; Giandolini et al., 2016b). Une transformée composée de 39 ondelettes de Morse (Trama et al., 2020) a été utilisée pour calculer l'amplitude, le coefficient d'amortissement et le *settling time* (Enders et al., 2012; Trama et al., 2020, 2019a).

e. Analyses statistiques

Une ANOVA deux facteurs (temps \times dureté) à mesures répétées (T0, T2, T4, T6 et T8) a été menée. Lorsque des différences significatives ont été détectées, des tests post-hocs de *Tukey* ont permis de connaître quel temps était significativement différent d'un autre. Le seuil de significativité fut fixé à 0,05.

5. Résultats

Aucune interaction (temps \times dureté) et différences significatives entre T0, T2, T4, T6 et T8 n'ont été détectées sur les paramètres vibratoires. L'amplitude, le coefficient d'amortissement et le *settling time* se sont stabilisés dès le début de l'essai sur tapis instrumenté.

L'état stable atteint peut se justifier par le mécanisme du *muscle tuning*, permettant au système nerveux central de maintenir le même niveau de vibration des tissus mous. D'un point de vue méthodologique, une acquisition fiable de paramètres vibratoires du muscle *gastrocnemius medialis* sur tapis roulant peut être effectuée dès la 2^{ème} minute de course, quelle que soit la dureté de semelle.

- ➔ **En réponse à la problématique 1, l'intervalle de temps utilisé dans les études précédentes pour quantifier les vibrations des tissus mous est adéquat.**
- ➔ **Pour l'étude de thèse #3 incluant à la fois des mesures vibratoires, électromyographiques, cinétiques et cinématiques, un temps de 8 minutes de course a donc été choisi.**

6. Article

1 **Treadmill running: how long before soft-tissue vibrations reach a steady**
2 **state?**

3 Marie-Caroline PLAY (ORCID 0000-0002-9790-3286)^a, Antoine RAVEL^a,
4 Guillaume Y MILLET(ORCID 0000-0002-6395-0762)^{a,b}, Marlène
5 GIANDOLINI (ORCID 0000-0003-1507-8356)^c , Jérémy ROSSI (ORCID
6 0000-0002-0559-208X)^{*a}

7 ^a *Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Inter-university Laboratory of Human Movement Biology,*
8 *EA 7424, F-42023, Saint-Etienne, France*

9 ^b *Institut Universitaire de France*

10 ^c *Amer Sports Footwear Innovation and Sport Sciences Lab, Salomon SAS, Annecy, France*

11 *Corresponding author:

12 Jérémy Rossi

13 LIBM, Campus Santé Innovations

14 10 chemin de la Marandière

15 42270 Saint-Priest-en-Jarez, France

16 Tel: +33 4 77 42 18 92

17 Email: jeremy.rossi@univ-st-etienne.fr

18

19 **Treadmill running: how long before soft-tissue vibrations reach a steady**
20 **state?**

21

22 The aims of this study was to determine whether a steady state was reached over time in
23 soft-tissue vibrations (STV) when running with different midsole hardness. Kinematics,
24 kinetics and electromyography changes were also investigated in an attempt to be as
25 comprehensive as possible. Forty-five physically active adults (17 females) with
26 experience in treadmill running performed an 8.5 minutes trial at a self-selected speed
27 with soft, medium and hard midsoles. STV of *gastrocnemius muscle*, kinetics, kinematics
28 and electromyographic activity of *gastrocnemius muscle* and *tibialis anterior* were
29 recorded for 30 seconds at minutes 0, 2, 4, 6 and 8. No time effects were found for STV,
30 passive peak, loading rate and leg muscle activity. No significant footwear \times time
31 interactions were observed, suggesting that familiarisation is independent of midsole
32 hardness. The fastest adjustments were an increase of foot inversion and active peak
33 within the first 4 minutes respectively before reaching a steady state. Step frequency and
34 vertical stiffness decreased and plateaued at minute 6. Duty factor and contact time
35 increased whereas flight time decreased during the entire running trial. Results indicate
36 that a familiarisation to midsole hardness is not needed for STV reliable measurements.
37 Depending on the other biomechanical parameters assessed, we recommend at least a 6-
38 minute running trial and a longer running trial for contact and flight times assessment.

39 Keywords: Soft-tissue vibrations, Biomechanical adaptations; Electromyography; Familiarisation;
40 Treadmill running

41 INTRODUCTION

42 Over the last 20 years, the interest in running biomechanics has substantially increased as a result of a
43 larger participation in running. Spatiotemporal parameters, kinematics, kinetics and electromyography
44 in running play a major role in the understanding of running pattern (Lohman et al., 2011; Nigg, 1986;
45 Novacheck, 1995; van Oeveren et al., 2021). Numerous studies have been conducted to investigate the
46 effect of shoe characteristics (e.g., shoe drop, midsole stiffness) on biomechanics (Baltich et al., 2015;
47 Besson et al., 2019; Fuller et al., 2015; Sun et al., 2020). Soft-tissue vibrations (STV) have become a
48 topic of interest in recent years. Soft tissue includes muscle, subcutaneous fat, ligaments, tendons and
49 skin. When a soft tissue compartment is exposed to a shock, it vibrates in a damped manner reducing
50 the amplitude of oscillations (Nigg et al., 2003; Nigg and Wakeling, 2001). Reducing STV is needed to
51 guarantee comfort (Du et al., 2018; Ehrström et al., 2018), minimise damage (Valle et al., 2019) and
52 thus to improve performance (Chadefaux et al., 2017). Several factors (e.g. foot strike pattern, type of
53 footwear, compression garments) have been shown to substantially affect the amplitude and damping of
54 STV (Play et al., 2022) and biomechanics (Sun et al., 2020).

55 In most studies, the experimenters asked the participants to run with the tested shoes for 3 to 10 minutes
56 without familiarisation to the footwear and/or the treadmill. However, running surface or footwear could
57 affect STV and biomechanics. Familiarisation may be defined as a short adaptation process whereby
58 differences in repeated measurements of a specific parameter stabilise within a running session (Matsas
59 et al., 2000). Thus, individuals need this familiarisation period to achieve a steady state running pattern
60 (i.e. non-significant changes in at least two consecutive measures) (Huang et al., 2022; Lavcanska et al.,
61 2005; Schieb, 1986). Assessing biomechanics within this familiarisation period may not reflect authentic
62 movement patterns whereas reported biomechanical differences between studies may partly be due to
63 insufficient consideration of the influence of familiarisation time (Van Hooren et al., 2020).

64 Concerning treadmill familiarisation, an amount of time within one running session seems to be needed.
65 Changes in ground reaction forces in novice treadmill runners occurred rapidly during the first 30
66 seconds in treadmill running and then, plateaued (White et al., 2002). Significant increase in pelvis, hip,
67 knee and ankle flexion angles were observed during the first 6 minutes (Lavcanska et al., 2005).

68 Alterations on stride characteristics (Schieb, 1986) as well as increase of contact time (Simoni et al.,
69 2020) were also depicted. Interestingly, one study focusing on treadmill familiarisation between
70 barefoot and shod conditions highlighted that runners adjusted their leg and vertical stiffness during
71 shod condition till minute 4 whereas running pattern remained stable from the beginning of the trial
72 during barefoot running (Divert et al., 2005). Concerning shoe familiarisation, all studies included a 4-
73 6 minutes of warm-up and mentioned a main effect of time without significant [footwear x time effect]
74 (Delattre et al., 2013; Hardin et al., 2004; Huang et al., 2022; Mohr et al., 2021; TenBroek et al., 2013).
75 More precisely, a significant reduction of *gastrocnemius medialis* (GM), *vastus lateralis* (VL) and
76 *tibialis anterior* (TA) muscle activities over the first 7 minutes was observed in overground running
77 before reaching a steady state (Mohr et al., 2021). A short familiarisation (3 minutes) was needed for
78 kinematics and tibial vibration when wearing diverse midsole drop or geometry (Huang et al., 2022;
79 TenBroek et al., 2013). 7 minutes were needed for the foot strike pattern to reach a steady state with a
80 minimalist footwear condition in treadmill running (Delattre et al., 2013). In brief, familiarisation seems
81 to be more sensitive by time than shoe conditions.

82 To date, no study has investigated whether a familiarisation of midsole hardness is needed when
83 assessing STV. Yet, in previous studies assessing STV, time of running trials lasted from 30 s (Trama
84 et al., 2022) to 4-5 minutes (Behling et al., 2021, 2019; Enders et al., 2014) or 10 minutes (Trama et al.,
85 2019). Among other reasons, material limitations may have restricted previous studies from coupling
86 vibration measurements with electromyographic, kinematics and kinetics. Instead of focusing separately
87 on each parameter, gathering all these data simultaneously could improve our understanding of the
88 habituation mechanisms during treadmill running.

89 Hence, the aim was to determine whether a steady state was reached over time in STV when running
90 with different midsole hardness. Kinematics, kinetics and electromyography changes were also
91 investigated in an attempt to be as comprehensive as possible. In line with the previous literature, we
92 hypothesized that (i) changes across variables would occur during the first few minutes of running before
93 plateauing and, (ii) the time-course of these changes will not differ between midsole hardness.

95 **METHODS**

96 ***1. Sample size calculation***

97 The experimental sample size was calculated using G*Power (Version 3.1.3, University of Kiel,
98 Germany) (Faul et al., 2007) and estimated from previous treadmill running familiarisation studies with
99 medium to large effect size reported in the changes of gait kinematics (Matsas et al., 2000; Schieb,
100 1986). Using a two-way repeated measures ANOVA model (at least three measurement points with
101 three shoe models), with an alpha of 0.05, a beta of 0.2, and a correlation amongst repeated measures of
102 0.5, a total of at least 20 participants were required to power the present study.

103 ***2. Participants***

104 Forty-five physically active adults (17 females) were recruited (age: 35.9 ± 13.2 years, mass: 64.6 ± 9.2
105 kg, height: 171.8 ± 8.1 cm, BMI: 21.8 ± 2.2 kg/m², running hours per week: 3.8 ± 2.5 , weekly mileage:
106 32.1 ± 19.7 km, running experience: 11.9 ± 9 years). Participants were included in the study if they were
107 running at least once a week on a regular basis. Among the 33 out of 45 subjects that reported their
108 treadmill use during the year preceding the study, all of them had experienced treadmill running, the
109 average practise over the last year being 11.7 ± 9.1 times, with a mean duration of approximately 15
110 minutes for each session as part of their training. Once the entire procedure had been fully explained to
111 the participants, they gave their written informed consent to participate in this study, which was
112 approved by the local ethical committee (IRBN 1662021/CHUSTE) in agreement with the Declaration
113 of Helsinki.

114 ***3. Experimental design***

115 Participants warmed up for 10 minutes with their personal running shoes on the motorized treadmill
116 (stiffness = 9.5×10^8 kN/m) equipped with force sensors as explained in (Belli et al., 2001) (ADAL
117 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). None of them had already run on the specific
118 treadmill of the present study. The speed dial was hidden. For all runners, the treadmill speed was 8
119 km/h during the first five minutes. To determine their self-selected running speed (i.e. the speed they

120 could comfortably maintain during at least 30 minutes), the speed was increased from 8 km/h with
121 increments of 0.5 km/h at time intervals (20 seconds) during the last five minutes (Mercer and Horsch,
122 2015; Moore et al., 2019) .

123 After shaving and cleaning the skin over the *gastrocnemius medialis* (GM) and *tibialis anterior* (TA)
124 muscles, runners were equipped with a wireless transmitter including electrodes linked to it with thin
125 cables of ten cm length (Trigno Avanti Sensor, Delsys, Natick, MA, sampling frequency: 2,222 Hz;
126 bandwidth: 20-450 Hz; gain: 1,000). Following Seniam recommendations, the GM electrode was placed
127 on the most prominent bulge of the muscle during plantarflexion and the TA electrode was placed at a
128 third on the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus. The participants were
129 also equipped with a tri-axial lightweight accelerometer (3273A4 Series, Dytran Instrument, Marilla St,
130 Chatsworth, CA; mass = 3 g; sampling frequency = 2,222 Hz; range = ± 100 g; sensitivity = 50 mV/g).
131 The accelerometer was placed on the GM muscle belly as close as possible to the electromyography
132 (EMG) electrode placement. The accelerometer was strapped to ensure a good skin contact and
133 connected to a common battery and a customized Trigno Trigger Adapter (Delsys) used for data
134 transmission. The package (battery and transmission sensor) was placed in a customized Salomon SLAB
135 Sense 2 Set® minimalist backpack. This ensured natural freedom of movement during the trials.

136 Twenty-one reflective markers were attached to the following anatomical positions: left and right
137 posterior superior iliac spines, left and right anterior superior iliac spines, medial and lateral femoral
138 epicondyles, medial and lateral malleoli, calcaneus, medial and lateral calcaneus, first and fifth
139 metatarsal heads, and second metatarsal base. Additional clusters of four and three markers were
140 respectively placed on the right thigh and leg. The participants were asked to stand in the middle of the
141 treadmill with feet pointing anteriorly and shoulder width apart for a 5 seconds static pose. The marker
142 trajectories were collected using an 11-camera motion capture system (Qualysis AB, Göteborg, Sweden)
143 at a sampling frequency of 200 Hz. Ground reaction forces were measured with platforms included in
144 the treadmill at 4,000 Hz (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France).

145 Then, three different shoe conditions built from the shoe model Arc'teryx Norvan LD™ (for shoe size
146 8.5 UK: mass = 298 g; drop = 9 mm) differing only in their midsole hardness (soft: Asker 40C; medium:
147 Asker 55C; hard: Asker 65C) were tested in a randomized order.

148 In line with previous literature and to avoid any fatigue bias (Sanno et al., 2021), participants ran in each
149 footwear condition for 8.5 minutes at their self-selected running speed. STV, kinetics, kinematics and
150 electromyography (detailed in part 4. *Data Processing*) were collected at the beginning of the running
151 trial once the speed stabilised (T0), at minute 2 (T2), 4 (T4), 6 (T6) and 8 (T8). A minimum 5 minutes
152 rest period was given to the participants between footwear conditions.

153 **4. Data processing**

154 Ten consecutive steps for each shoe condition and time points (i.e. T0, T2, T4, T6 and T8) were
155 analysed. The vertical ground reaction force signal was firstly filtered with a low-pass fourth-order
156 Butterworth filter using a 50 Hz cut-off frequency. Then, subsamples were extracted using the vertical
157 force signal with a 30-N detection threshold. STV parameters were the primary variables of interest.
158 Other parameters allowed to validate (or not) the previous literature results and provide a mechanistic
159 reasoning.

160 *Soft-tissue vibrations*

161 For the analysis of STV, the three components (i.e. x, y and z axes) of the raw acceleration signals were
162 considered and the resultant was calculated (Chadefaux et al., 2019; Giandolini et al., 2016). We
163 calculated peak-to-peak accelerations (A_{peak} , expressed in g), damping (i.e. the decay of the initial
164 vibration intensity over time, expressed in seconds^{-1}) and settling time (i.e. the time between the
165 maximum vibration intensity and the time that the intensity reaches 10% of its maximum magnitude,
166 expressed in seconds) (for details see (Khassetarash et al., 2019; Trama et al., 2019)).

167 *Ground reaction force*

168 Ground reaction force was normalized to the participants' body weight (BW). Only the vertical ground
169 reaction force was analysed (Boyer and Nigg, 2007). Passive peak was automatically detected or defined

170 as 13% of the stance phase depending on the runner foot strike pattern (Abolins et al., 2019). Once
171 passive peak was determined, average vertical loading rate (aVLR) was calculated as the average slope
172 between 20% and 80% of the time to passive peak (Futrell et al., 2020). Active peak was determined as
173 the maximum of the ground reaction force (F_{max}).

174 *Spatiotemporal parameters*

175 Contact (T_c) and flight times (T_f) were defined as the time from foot strike to toe-off and from toe-off
176 to foot strike of the same foot respectively. Duty factor (DF) was calculated as follows: $\frac{T_c}{T_c+T_f}$ (Patoz et
177 al., 2019) and step frequency (SF) defined as: $\frac{1}{T_c+T_f}$.

178 *Vertical stiffness*

179 The vertical stiffness K_{vert} (equation 1) was expressed as the ratio of the measured maximal ground
180 reaction force (F_{max}) over the vertical displacement of the centre of mass (Δy_c) when it reaches its
181 lowest point, determined by double integration of the vertical acceleration over time (Cavagna, 1975).

$$182 \quad K_{vert} = F_{max} \times \frac{1}{\Delta y_c} \quad (\text{equation 1})$$

183 *Kinematics*

184 Kinematics data were processed using Visual 3D software (C-Motion, Rockville, MD). Raw data were
185 filtered using a low 10 Hz Butterworth filter. From these signals, ankle plantarflexion/dorsiflexion, foot
186 inversion, knee flexion and hip flexion angles at foot strike were extracted. In addition, the foot strike
187 angle (i.e., foot/ground angle at foot strike) was extracted.

188 *Electromyography*

189 The EMG signals were analysed from a time window of 150 milliseconds before foot strike to quantify
190 the muscle pre-activation (Müller et al., 2010). The anterior-posterior ground reaction force was used to
191 divide muscle activation during the braking and propulsive phase. A bandpass fourth-order Butterworth
192 filter with passband frequencies between 10 and 400 Hz was applied on the raw signal and the root-
193 mean-square (RMS) was calculated for pre-activation, braking and propulsive phase.

194 **5. Statistics**

195 Data were analysed using GraphPad Prism 8.1.1. software. Normality of the data was checked by using
196 the Shapiro-Wilk test. A two-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures (time ×
197 footwear) was performed first to detect possible significant time and/or footwear hardness influence on
198 the outcome variables. As no time × footwear interactions were found, one-way (time) repeated-
199 measures ANOVA was carried out on the variables averaged across all shoe conditions at each time.
200 When a significant time effect was found, Bonferroni post-hoc tests enabled identification of which time
201 points were significantly different from another. The level of significance was set at 0.05. The effect
202 size was calculated using partial eta squared (η_p^2) where values of 0.14, 0.06 and 0.01 represent large,
203 medium and small effect sizes respectively (Fritz et al., 2012).

204 **RESULTS**

205 As no time × footwear interactions were found, the following table summarizes variables averaged
206 across all shoe conditions, at T0, T2, T4, T6 and T8.

Table 1. Biomechanical parameters (mean \pm SD) at 0, 2, 4, 6 and 8min of treadmill running averaged over all subjects and shoe conditions.

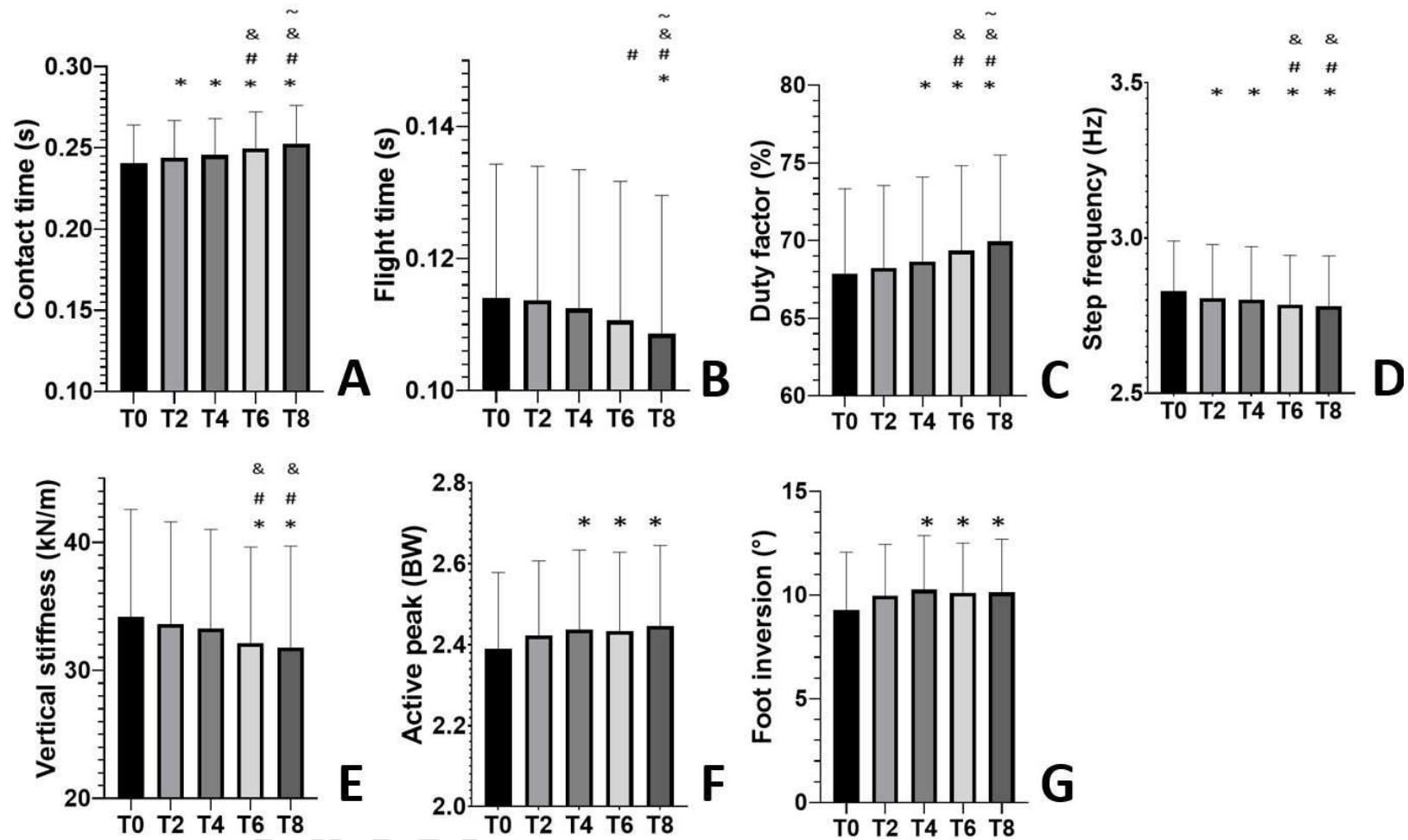
	T0	T2	T4	T6	T8	p-value	η_p^2
<i>Gait spatio-temporal parameters and kinetics</i>							
SF (Hz)	2.83 \pm 0.16	2.81 \pm 0.17	2.80 \pm 0.17	2.78 \pm 0.16	2.78 \pm 0.16	< 0.001	0.34 ²⁰⁹
T _c (ms)	241 \pm 2.3	244 \pm 2.3	246 \pm 2.2	250 \pm 2.2	252 \pm 2.4	< 0.001	0.615 ²¹⁰
T _f (ms)	114 \pm 2.0	114 \pm 2.0	112 \pm 2.0	111 \pm 2.0	109 \pm 2.0	0.002	0.217 ²¹⁰
DF (%)	67.9 \pm 5.4	68.3 \pm 5.3	68.7 \pm 5.4	69.4 \pm 5.5	69.9 \pm 5.6	< 0.001	0.387 ²¹¹
Passive peak (BW)	1.45 \pm 0.25	1.50 \pm 0.24	1.49 \pm 0.28	1.50 \pm 0.26	1.49 \pm 0.26	0.074	0.086
Active peak (BW)	2.39 \pm 0.19	2.42 \pm 0.18	2.44 \pm 0.20	2.43 \pm 0.20	2.45 \pm 0.20	0.001	0.223 ²¹²
aVLR (BW/s)	58.7 \pm 20.1	60.5 \pm 19.0	60.2 \pm 20.5	59.8 \pm 19.9	59.0 \pm 18.5	0.393	0.034 ²¹³
K _{vert} (kN/m)	34.2 \pm 8.4	33.6 \pm 8.0	33.3 \pm 7.7	32.1 \pm 7.5	31.8 \pm 7.9	< 0.001	0.382 ²¹³
<i>Soft-tissue vibration</i>							
A _{peak} (g)	10.9 \pm 4.6	11.0 \pm 4.6	10.9 \pm 5.0	11.0 \pm 4.9	11.2 \pm 5.1	0.998	<0.001 ²¹⁴
Damping (/s)	18.7 \pm 4.6	18.1 \pm 3.7	18.3 \pm 3.4	18.0 \pm 3.4	18.0 \pm 3.9	0.910	0.007 ²¹⁵
Settling time (ms)	161.3 \pm 3.8	161.2 \pm 3.1	166.3 \pm 3.2	161.3 \pm 3.2	157.6 \pm 3.3	0.948	0.005 ²¹⁶
<i>Joint kinematics at initial contact</i>							
Hip angle (°)	30.5 \pm 2.6	30.4 \pm 3.7	30.6 \pm 3.2	30.5 \pm 4.0	30.1 \pm 3.5	0.781	0.021 ²¹⁷
Knee angle (°)	-9.5 \pm 6.9	-10.0 \pm 6.4	-10.4 \pm 8.0	-10.2 \pm 6.8	-11.0 \pm 7.7	0.279	0.044
Ankle angle (°)	1.0 \pm 5.4	1.1 \pm 5.4	0.9 \pm 5.7	0.9 \pm 4.7	0.4 \pm 5.6	0.696	0.016 ²¹⁸
Foot strike angle (°)	11.0 \pm 10.4	11.1 \pm 9.4	10.4 \pm 11.7	10.7 \pm 10.8	11.3 \pm 8.4	0.980	0.002 ²¹⁹
Foot inversion (°)	9.3 \pm 2.8	10.0 \pm 2.5	10.3 \pm 2.6	10.1 \pm 2.4	10.1 \pm 2.6	0.002	0.174
<i>Muscular pre-activation</i>							
RMS GM (mV)	0.062 \pm 0.058	0.051 \pm 0.043	0.050 \pm 0.043	0.047 \pm 0.040	0.048 \pm 0.042	0.977	0.001 ²²⁰
RMS TA (mV)	0.162 \pm 0.024	0.167 \pm 0.025	0.169 \pm 0.026	0.157 \pm 0.024	0.159 \pm 0.026	0.670	0.009 ²²¹
<i>Muscle activation during braking</i>							
RMS GM (mV)	0.197 \pm 0.089	0.191 \pm 0.079	0.184 \pm 0.081	0.172 \pm 0.076	0.173 \pm 0.082	0.479	0.014 ²²²
RMS TA (mV)	0.112 \pm 0.026	0.115 \pm 0.027	0.111 \pm 0.027	0.113 \pm 0.027	0.113 \pm 0.027	0.872	0.007 ²²³
<i>Muscle activation during propulsion</i>							
RMS GM (mV)	0.201 \pm 0.012	0.192 \pm 0.012	0.184 \pm 0.013	0.175 \pm 0.012	0.174 \pm 0.012	0.963	0.002 ²²⁴
RMS TA (mV)	0.073 \pm 0.025	0.079 \pm 0.028	0.077 \pm 0.029	0.074 \pm 0.027	0.075 \pm 0.028	0.436	0.013 ²²⁵

SF: Step

Frequency, T_c: Contact Time, T_f: Flight Time; DF: Duty Factor; aVLR: average Vertical Loading Rate; K_{vert}: Vertical Stiffness; A_{peak}: Peak to Peak Acceleration, RMS: Root Mean Square,

GM: Gastrocnemius Medialis, TA: Tibialis Anterior

228 Participants ran at 2.9 ± 0.4 m/s. Regarding STV, A_{peak} , damping and settling time did not change over
229 the entire run (*table 1*). There was a significant time effect for T_c ($p < 0.001$,
230 $\eta_p^2 = 0.615$), T_f ($p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.217$), SF ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.347$), DF ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.387$) and K_{vert} (p
231 < 0.001 , $\eta_p^2 = 0.382$) (*table 1, figure 1*). From T0 to T8, T_c increased by 11 ms, T_f decreased by 5 ms
232 and DF increased by 3.1%. T_c , T_f and DF were still significantly different between T6 and T8. SF
233 decreased by 1.6% (-0.5 Hz equivalent to 4 steps per minutes) until T6 and K_{vert} decreased by 6.1% (-
234 2.1 kN/m) between T0 and T6. SF and K_{vert} reached a steady state at T6. There was a significant 2.5%
235 increase (+0.05 BW) in active peak before plateauing at T4 ($p = 0.001$, $\eta_p^2 = 0.223$) (*table 1, figure 1F*).
236 No time effect was found for aVLR and passive peak. At initial contact, hip, knee and ankle flexion
237 angles as well as foot strike angle kept a steady state from T0 to T8 (*table 1*). However, foot inversion
238 at foot strike significantly increased by 8.9% ($+1^\circ$) ($p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.174$) between T0 and T4 and started
239 to stabilise at T4 (*figure 1G, table 1*).

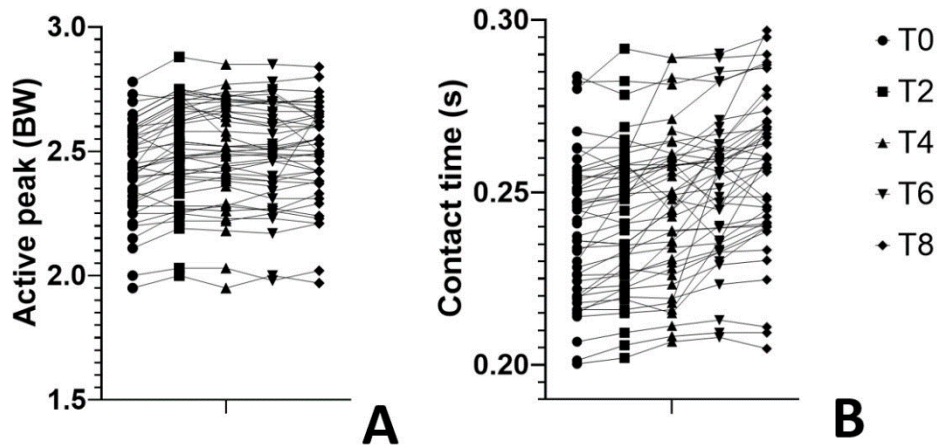


240

241 **Figure 1.** Temporal evolution of contact time (A), flight time (B), duty factor (C), step frequency (D), vertical stiffness (E), active peak (F), and
 242 foot inversion (G).

243 *Note: * denotes significant time effect compared to T0, # compared to T2, & compared to T4, ~ compared to T6 (p < 0.05)*

244 No time effect was found for muscle pre-activation nor for muscle activities over the braking and
245 propulsion phases. Individual changes across time were consistent with the whole group changes
246 (figure 2).



247

248 **Figure 2.** Individual changes across time for active peak (A) and contact time (B)

249

250 DISCUSSION AND IMPLICATIONS

251 The aim of this study was to determine whether a steady state was reached over time in STV when
252 running with different midsole hardness. Kinematics, kinetics and electromyography changes were also
253 investigated in an attempt to be as comprehensive as possible. In line with our first hypothesis, changes
254 across variables occurred during the first few minutes of running and changed to plateau (except duty
255 factor and contact and flight times). More specifically, our results showed that (i) there was no change
256 over time for STV, muscle activity, sagittal kinematics at initial contact, passive peak and loading rate;
257 (ii) a steady state was reached at T4 for active peak and foot inversion angle, while vertical stiffness and
258 step frequency stabilised at T6; (iii) some spatiotemporal parameters (i.e. contact and flight times, duty
259 factor) were still not stabilise at T8. Our second hypothesis was also confirmed as none of the preceding
260 changes were affected by differences in midsole hardness.

261 1. Mechanistic reasoning

262 No time effect was found for amplitude, damping and settling time of STV, suggesting a vibration level
263 constant during the running trial and thus, no familiarisation required. Our results are in accordance with

264 a previous study, admittedly, focusing on fatigue effect on STV, but collecting STV during successive
265 short time intervals (Khassetarash et al., 2019). During the first eight minutes, they also observed a
266 constant amplitude and settling time. Evidence for STV steady state has been previously documented
267 with the “*muscle tuning*” paradigm (Nigg and Wakeling, 2001), suggesting that the central nervous
268 system is able to keep a soft-tissue vibration level constant (Boyer and Nigg, 2004; Wakeling et al.,
269 2002; Wakeling and Nigg, 2001).

270 No time effect was depicted for average vertical loading rate (aVLR), passive peak, kinematics at initial
271 contact in sagittal plane and electromyography. More interestingly, it has been demonstrated that muscle
272 tuning is also capable to keep the ground reaction force constant during running regardless the shoe
273 hardness (Zadpoor and Nikooyan, 2010). In addition, with changing shoe conditions, aVLR and impact
274 peak could be regulated by passive mechanical components (e.g. effective mass, leg stiffness, knee
275 flexion) without changing muscle activities or kinematics (Wright et al., 1998). An important anatomical
276 factor within the impact regulation mechanism is the subcalcaneal fat pad, whose tissue deformation
277 would be adjusted depending on the midsole hardness (Kersting, 2011).

278 A significant increase of contact time, active peak and foot inversion, as well as a significant decrease
279 of step frequency and vertical stiffness have been observed in the present study. These changes are in
280 line with previous studies (Divert et al., 2005; Simoni et al., 2020; TenBroek et al., 2013). Moreover, it
281 has been already shown that stride characteristics and foot angles affect active peak (Frederick and Hagy,
282 1986). These observed alterations could be the consequences of an impaired capacity of the
283 neuromuscular system to generate maximal force levels or a different pacing strategy during the running
284 trial, associated with a lower vertical stiffness (Girard et al., 2013; Nummela et al., 2008).

285 **2. Footwear × time interactions**

286 No significant footwear × time interactions were found. Either midsole hardness differences were not
287 high enough or hardness did not play any role. Previous literature (Delattre et al., 2013; Hardin et al.,
288 2004; Huang et al., 2022; Mohr et al., 2021; TenBroek et al., 2013) did not find any significant footwear

289 × time interaction on kinematics and EMG, suggesting that the adaptation process remained the same
290 for all conventional footwear conditions.

291 **3. Practical implications**

292 Considering both temporal evolution during familiarisation and time to steady state would be necessary
293 for researchers to evaluate STV and running biomechanics within the adequate time. From shoe testing
294 perspectives, assessing STV during a short treadmill trial with different midsole hardness remains
295 reliable as we found no change over time. However, it seems essential to decipher the part due to
296 familiarisation and the part due to the shoe factor effect for all the variables characterized by a time
297 effect. For instance, investigating spatiotemporal parameters between shoes should not be done within
298 short running trials (i.e. some spatiotemporal parameters not stabilize at T8 in the present study).

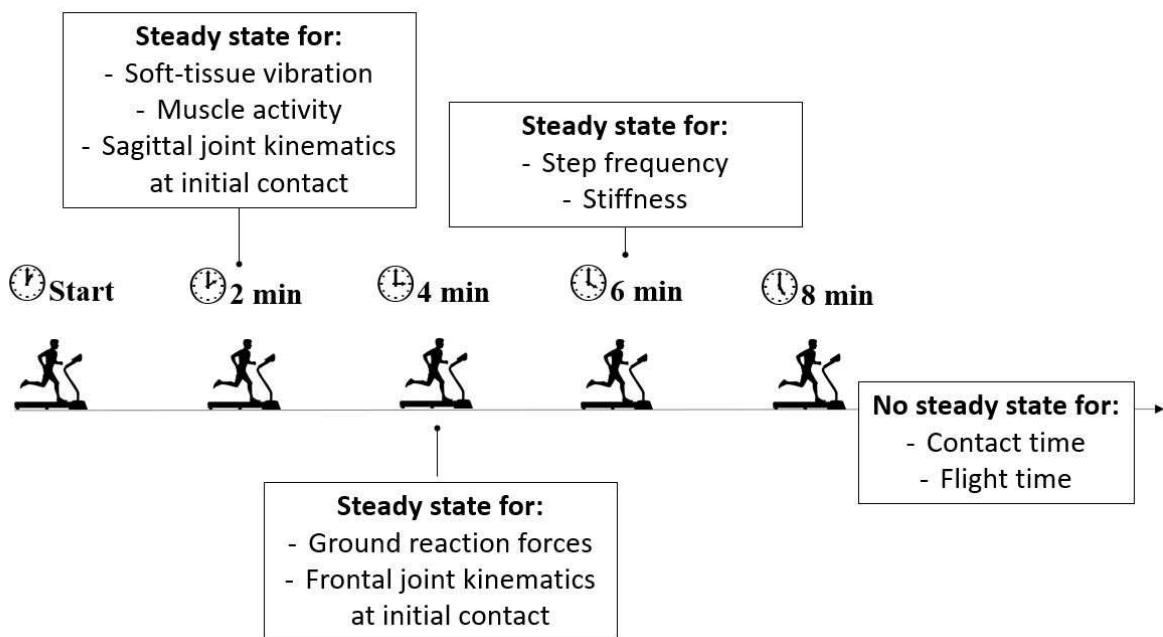
299 From a fatigue assessment perspective, avoiding biomechanics changes during familiarisation could
300 misinterpret results. For instance, the 6% decrease in vertical stiffness after a 5-km fatiguing overground
301 run could be reconsidered (Girard et al., 2013) when compared to the 6.1% decrease at minute 6 found
302 in the present study. Similarly, after a 3.5-km fatiguing treadmill run (Candau et al., 1998), the 1.8%
303 decrease in step frequency is also questionable given the present results (i.e. a decrease of step frequency
304 by 1.6% at minute 6). More interestingly, the amount of biomechanical changes of the present study are
305 similar to changes in Girard and Candau studies. Our results could illustrate the bi-linear model
306 suggested by (Sanno et al., 2021) with most of the alterations occurring at the beginning of the run.

307 Our practical recommendations are based on the following method: (i) we have grouped parameters
308 based on the time lapse at which a steady state has been consistently observed (e.g. we assumed a steady
309 state for ground reaction forces when passive, active peaks and loading rate have all reached a steady
310 state) and (ii) for parameters with no time effect, we assume that a steady state is reached at T2, given
311 the absence of significant differences during the entire running trial.

312 Regarding the present results, we recommend:

- 313 (i) To consider a minimum habituation period of 2 minutes when measuring STV, muscle
314 activity and/or sagittal joint kinematics.

- 315 (ii) To consider a minimum habituation period of 4 minutes when measuring ground reaction
 316 forces (then ensuring a steady state for passive and active peaks and loading rate) and/or
 317 frontal joint kinematics.
- 318 (iii) To consider a minimum habituation period of 6 minutes when measuring step frequency
 319 and/or vertical stiffness.
- 320 (iv) To consider longer running trials when measuring flight and contact times.



321

322 **Figure 3.** Graphical abstract

323

324 **LIMITATIONS**

325 These results remain valid under the experimental condition in which they were observed (i.e. short
 326 running trials in resting conditions on the treadmill). For instance, generalization of results to overground
 327 running should be done with caution. Indeed, no time effect on GM and TA were found in the present
 328 study either before or during the stance phase whereas a 25% and 50% decrease in GM and TA muscle
 329 activity during the first 6 minutes of a 10-min overground run were observed (Mohr et al., 2021). As
 330 our subjects ran on the treadmill at their self-selected speed (i.e. they don't have to adapt of a set speed),

331 this may explain that a steady state was reached at the beginning of each running trial in the present
332 study.

333 These results remain valid with experienced treadmill runners. Novice treadmill runners would probably
334 exhibit a longer familiarisation. Even if individual changes across time were consistent with the whole
335 group changes (figure 2), individual differences in STV and biomechanics should not be discounted.

336

337 **CONCLUSION**

338 The present findings provide methodological guidelines for studying STV and running
339 biomechanics in different midsole hardness on a treadmill running. Results indicate that a
340 familiarisation to midsole hardness is not needed for STV reliable measurements. Depending on
341 the other biomechanical parameters assessed, we recommend at least a 6-minute running trial and
342 a longer running trial for contact and flight times assessment. Future research should focus on
343 comparisons of STV familiarisation time between treadmill and overground running or between
344 novice and experienced treadmill runners.

345 The authors would like to thank Dr Callum Brownstein and Crane Rogers for the English
346 editing of the manuscript.

347 This work was supported by Salomon.

348 The authors report there have no competing interests to declare.

349 **REFERENCES**

- 350 Abolins, V., Nesenbergs, K., Bernans, E., 2019. Reliability of Loading Rate in Gait Analysis.
351 IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 575.
352 <https://doi.org/10.1088/1757-899X/575/1/012002>
- 353 Baltich, J., Maurer, C., Nigg, B.M., 2015. Increased vertical impact forces and altered running
354 mechanics with softer midsole shoes. PLoS ONE 10, 1–11.
355 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0125196>
- 356 Behling, A.-V., Giandolini, M., von Tscharnar, V., Nigg, B.M., 2021. Soft-tissue vibration
357 and damping response to footwear changes across a wide range of anthropometrics in
358 running. Plos One 16, e0256296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256296>
- 359 Behling, A.V., Tscharnar, V. von, Giandolini, M., Nigg, B., 2019. Strategies to reduce soft-
360 tissue vibrations in running. Footwear Science 11, S210–S211.
361 <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1606338>
- 362 Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A., Lacour, J.R., 2001. A treadmill ergometer for
363 three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. Journal of
364 Biomechanics 34, 105–112. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00125-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00125-1)
- 365 Besson, T., Morio, C., Millet, G.Y., Rossi, J., 2019. Influence of shoe drop on running
366 kinematics and kinetics in female runners. European Journal of Sport Science 19, 1320–
367 1327. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1603327>
- 368 Boyer, K.A., Nigg, B.M., 2007. Quantification of the input signal for soft tissue vibration
369 during running. Journal of Biomechanics 40, 1877–1880.
370 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.008>
- 371 Boyer, K.A., Nigg, B.M., 2004. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force

372 characteristics. *Journal of Biomechanics* 37, 1583–1588.
373 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.002>

374 Candau, R., Belli, A., Millet, G.Y., Georges, D., Barbier, B., Rouillon, J.D., 1998. Energy
375 cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans.
376 *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 77, 479–485.
377 <https://doi.org/10.1007/s004210050363>

378 Cavagna, G.A., 1975. Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology* 39, 174–
379 179. <https://doi.org/10.1152/jappl.1975.39.1.174>

380 Chadeaux, D., Gueguen, N., Thouze, A., Rao, G., 2019. 3D propagation of the shock-
381 induced vibrations through the whole lower-limb during running. *Journal of*
382 *Biomechanics* 96, 109343. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109343>

383 Chadeaux, D., Rao, G., Androuet, P., Berton, E., Vigouroux, L., 2017. Active tuning of
384 stroke-induced vibrations by tennis players. *Journal of Sports Sciences* 35, 1643–1651.
385 <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227868>

386 Chambon, N., Delattre, N., Guéguen, N., Berton, E., Rao, G., 2015. Shoe drop has opposite
387 influence on running pattern when running overground or on a treadmill. *European*
388 *Journal of Applied Physiology* 115, 911–918. [https://doi.org/10.1007/s00421-014-3072-](https://doi.org/10.1007/s00421-014-3072-x)
389 [x](https://doi.org/10.1007/s00421-014-3072-x)

390 Delattre, N., Chambon, N., Berton, E., Gueguen, N., Rao, G., 2013. Effect of time during a
391 running session with minimal footwear. *Computer Methods in Biomechanics and*
392 *Biomedical Engineering* 16, 104–105. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.815924>

393 Divert, C., Baur, H., Mornieux, G., Mayer, F., Belli, A., 2005. Stiffness adaptations in shod
394 running. *Journal of Applied Biomechanics* 21, 311–321.

395 <https://doi.org/10.1123/jab.21.4.311>

396 Du, B.B., Bigelow, P.L., Wells, R.P., Davies, H.W., Hall, P., Johnson, P.W., 2018. The
397 impact of different seats and whole-body vibration exposures on truck driver vigilance
398 and discomfort. *Ergonomics* 61, 528–537.
399 <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1372638>

400 Ehrström, S., Gruet, M., Giandolini, M., Chapuis, S., Morin, J.-B., Vercruyssen, F., 2018.
401 Acute and Delayed Neuromuscular Alterations Induced by Downhill Running in Trained
402 Trail Runners: Beneficial Effects of High-Pressure Compression Garments. *Frontiers in*
403 *Physiology* 9, 1627. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01627>

404 Enders, H., von Tscharnner, V., Nigg, B.M., 2014. The effects of preferred and non-preferred
405 running strike patterns on tissue vibration properties. *Journal of Science and Medicine in*
406 *Sport* 17, 218–222. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.03.015>

407 Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.G., Buchner, A., 2007. G*Power 3: A flexible statistical
408 power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior*
409 *Research Methods* 39, 175–191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>

410 Frederick, E.C., Hagy, J.L., 1986. Factors Affecting Peak Vertical Ground Reaction Forces in
411 Running. *Journal of Applied Sport Biomechanics* 2, 41–49.
412 <https://doi.org/10.1123/ijbs.2.1.41>

413 Fritz, C.O., Morris, P.E., Richler, J.J., 2012. Effect size estimates: Current use, calculations,
414 and interpretation. *Journal of Experimental Psychology: General* 141, 2–18.
415 <https://doi.org/10.1037/a0024338>

416 Frost, G., Bar-Or, O.O., Dowling, J., Dyson, K., 2002. Explaining differences in the metabolic
417 cost and efficiency of treadmill locomotion in children. *Journal of Sports Sciences* 20,

418 451–461. <https://doi.org/10.1080/02640410252925125>

419 Fuller, J.T., Bellenger, C.R., Thewlis, D., Tsiros, M.D., Buckley, J.D., 2015. The Effect of
420 Footwear on Running Performance and Running Economy in Distance Runners. *Sports*
421 *Medicine* 45, 411–422. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0283-6>

422 Futrell, E.E., Gross, K.D., Reisman, D., Mullineaux, D.R., Davis, I.S., 2020. Transition to
423 forefoot strike reduces load rates more effectively than altered cadence. *Journal of Sport*
424 *and Health Science* 9, 248–257. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2019.07.006>

425 Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G.Y., Samozino, P., Morin, J.B., 2016. Foot
426 strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock
427 acceleration and attenuation in downhill trail running. *Journal of Biomechanics* 49,
428 1765–1771. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.04.001>

429 Girard, O., Millet, G.P., Slawinski, J., Racinais, S., Micallef, J.P., 2013. Changes in running
430 mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *International Journal of*
431 *Sports Medicine* 34, 832–840. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329958>

432 Hardin, E.C., Van Den Bogert, A.J., Hamill, J., 2004. Kinematic Adaptations during Running:
433 Effects of Footwear, Surface, and Duration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*
434 36, 838–844. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40>

435 Huang, M., Mo, S., Pak-Kwan Chan, P., Chan, Z.Y.S., Zhang-Lea, J.H., Cheung, R.T.H.,
436 2022. The influence of running shoes on familiarization time for treadmill running
437 biomechanics evaluation. *Sports Biomechanics* 00, 1–14.
438 <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2046144>

439 Kersting, U.G., 2011. Regulation of impact forces during treadmill running. *Footwear Science*
440 3, 59–68. <https://doi.org/10.1080/19424280.2011.552074>

441 Khassestarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M.M., Oskouei, A.E., 2019. Vibration settling
442 time of the gastrocnemius remains constant during an exhaustive run in rear foot strike
443 runners. *Journal of Biomechanics* 93, 140–146.
444 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.026>

445 Lavcanska, V., Taylor, N.F., Schache, A.G., 2005. Familiarization to treadmill running in
446 young unimpaired adults. *Human Movement Science* 24, 544–557.
447 <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>

448 Lohman, E.B., Balan Sackiriyas, K.S., Swen, R.W., 2011. A comparison of the
449 spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and
450 minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport* 12,
451 151–163. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004>

452 Malisoux, L., Gette, P., Chambon, N., Urhausen, A., Theisen, D., 2017. Adaptation of
453 running pattern to the drop of standard cushioned shoes: A randomised controlled trial
454 with a 6-month follow-up. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20, 734–739.
455 <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.01.238>

456 Matsas, A., Taylor, N., McBurney, H., 2000. Knee joint kinematics from familiarised
457 treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired
458 subjects. *Gait and Posture* 11, 46–53. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X)

459 Mercer, J.A., Horsch, S., 2015. Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike
460 pattern on impact force. *Journal of Exercise Science and Fitness* 13, 29–34.
461 <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2014.12.001>

462 Mohr, M., von Tscherner, V., Nigg, S., Nigg, B.M., 2021. Systematic reduction of leg muscle
463 activity throughout a standard assessment of running footwear. *Journal of Sport and*
464 *Health Science* 00, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.01.003>

465 Moore, I.S., 2016. Is There an Economical Running Technique ? A Review of Modifiable
466 Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*.
467 <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>

468 Moore, I.S., Ashford, K.J., Cross, C., Hope, J., Jones, H.S.R., McCarthy-Ryan, M., 2019.
469 Humans Optimize Ground Contact Time and Leg Stiffness to Minimize the Metabolic
470 Cost of Running. *Frontiers in Sports and Active Living* 1, 1–10.
471 <https://doi.org/10.3389/fspor.2019.00053>

472 Müller, R., Grimmer, S., Blickhan, R., 2010. Running on uneven ground: Leg adjustments by
473 muscle pre-activation control. *Human Movement Science* 29, 299–310.
474 <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.01.003>

475 Nigg, B.M., 1986. Biomechanics aspects of running. *Biomechanics of running shoes* 1–25.
476 <https://doi.org/10.2165/00007256-198502020-00006>

477 Nigg, B.M., Stefanyshyn, D., Cole, G., Stergiou, P., Miller, J., 2003. The effect of material
478 characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running.
479 *Journal of Biomechanics* 36, 569–575. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00428-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00428-1)

480 Nigg, B.M., Wakeling, J.M., 2001. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm.
481 *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29, 37–41. [https://doi.org/10.1097/00003677-](https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008)
482 [200101000-00008](https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008)

483 Novacheck, T., 1995. The biomechanics of running. *Journal of Back and Musculoskeletal*
484 *Rehabilitation* 5, 273–279. <https://doi.org/10.3233/BMR-1995-5404>

485 Nummela, A.T., Heath, K.A., Paavolainen, L.M., Lambert, M.I., St Clair Gibson, A., Rusko,
486 H.K., Noakes, T.D., 2008. Fatigue during a 5-km running time trial. *International Journal*
487 *of Sports Medicine* 29, 738–745. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989404>

488 Patoz, A., Gindre, C., Thouvenot, A., Mourot, L., Hébert-Losier, K., Lussiana, T., 2019. Duty
489 factor is a viable measure to classify spontaneous running forms. *Sports* 7, 1–8.
490 <https://doi.org/10.3390/sports7110233>

491 Play, M.C., Trama, R., Millet, G.Y., Hautier, C., Giandolini, M., Rossi, J., 2022. Soft Tissue
492 Vibrations in Running : A Narrative Review. *Sports Medicine - Open* 8, 131.
493 <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00524-w>

494 Sanno, M., Epro, G., Brüggemann, G.P., Willwacher, S., 2021. Running into Fatigue: The
495 Effects of Footwear on Kinematics, Kinetics, and Energetics. *Medicine and Science in*
496 *Sports and Exercise* 53, 1217–1227. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002576>

497 Schieb, D.A., 1986. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research*
498 *Quarterly for Exercise and Sport* 57, 1–7.
499 <https://doi.org/10.1080/02701367.1986.10605381>

500 Simoni, L., Pasquini, G., Pancani, S., Vannetti, F., Macchi, C., Pogliaghi, S., 2020. Time-
501 course of running treadmill adaptation in novice treadmill runners. *Journal of Sports*
502 *Sciences* 38, 2321–2328. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1782567>

503 Sterzing, T., Schweiger, V., Ding, R., Cheung, J.T.M., Brauner, T., 2013. Influence of
504 rearfoot and forefoot midsole hardness on biomechanical and perception variables during
505 heel-toe running. *Footwear Science* 5, 71–79.
506 <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.757810>

507 Sun, X., Lam, W.K., Zhang, X., Wang, J., Fu, W., 2020. Systematic review of the role of
508 footwear constructions in running biomechanics: Implications for running-related injury
509 and performance. *Journal of Sports Science and Medicine* 19, 20–37.

510 TenBroek, T.M., Rodrigues, P., Frederick, E.C., Hamill, J., 2013. Effects of unknown

511 footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of
512 running. *Footwear Science* 5, 27–37. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.744360>

513 Trama, R., Blache, Y., Hautier, C., 2019. Effect of rocker shoes and running speed on lower
514 limb mechanics and soft tissue vibrations. *Journal of Biomechanics* 82, 171–177.
515 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.023>

516 Trama, R., Blache, Y., Hintzy, F., Rossi, J., Millet, G.Y., Trama, R., 2022. Does
517 neuromuscular fatigue generated by trail running modify foot-ground impact and soft-
518 tissue vibrations ? *European Journal of Sport Science* 1–26. [https://doi.org/doi:](https://doi.org/doi:10.1080/17461391.2022.2093649)
519 [10.1080/17461391.2022.2093649](https://doi.org/doi:10.1080/17461391.2022.2093649)

520 Valle, X., Til, L., Drobnic, F., Turmo, A., Montoro, J.B., Valero, O., Artells, R., 2019.
521 Compression garments to prevent delayed onset muscle soreness in soccer players.
522 *Muscle Ligaments and Tendons Journal* 03, 295.
523 <https://doi.org/10.32098/mltj.04.2013.10>

524 Van Hooren, B., Fuller, J.T., Buckley, J.D., Miller, J.R., Sewell, K., Rao, G., Barton, C.,
525 Bishop, C., Willy, R.W., 2020. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically
526 Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of
527 Cross-Over Studies. *Sports Medicine* 50, 785–813. [https://doi.org/10.1007/s40279-019-](https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z)
528 [01237-z](https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z)

529 van Oeveren, B.T., de Ruiter, C.J., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2021. The biomechanics of
530 running and running styles: a synthesis. *Sports Biomechanics* 00, 1–39.
531 <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1873411>

532 Wakeling, J.M., Nigg, B., Rozitis, A., 2002. Muscle activity damps the soft tissue resonance
533 that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied*
534 *Physiology* 93, 1093–1103. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00142.2002>

- 535 Wakeling, J.M., Nigg, B.M., 2001. Modification of soft tissue vibrations in the leg by
536 muscular activity. *Journal of Applied Physiology* 90, 412–420.
537 <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.412>
- 538 White, S.C., Gilchrist, L.A., Christina, K.A., 2002. Within-day accommodation effects on
539 vertical reaction forces for treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics* 18, 74–
540 82. <https://doi.org/10.1123/jab.18.1.74>
- 541 Wright, I.C., Neptune, R.R., Van Den Bogert, A.J., Nigg, B.M., 1998. Passive regulation of
542 impact forces in heel-toe running. *Clinical Biomechanics* 13, 521–531.
543 [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00025-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00025-4)
- 544 Zadpoor, A.A., Nikooyan, A.A., 2010. Modeling muscle activity to study the effects of
545 footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *Journal*
546 *of Biomechanics* 43, 186–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.028>
- 547

PRÉ-ÉTUDE DE THÈSE #2

Proposition méthodologique pour l'évaluation des vibrations des tissus mous en course à pied – choix d'une variable vibratoire

1. Publications et communications associées à cette étude

Les résultats de cette pré-étude ont fait l'objet d'une communication affichée au congrès de European College of Sport Science (ECSS) en août 2022 (annexe 3). J'ai également été finaliste du concours poster de la Journée de la Recherche de l'Ecole Doctorale Sciences Ingénierie Santé en juin 2022.

2. Mots-clés

Variable discriminante : paramètre qui permet de différencier des sujets au sein d'une population.

Clustering : méthode de classification basée sur une variable d'entrée dont le but est de regrouper des sujets présentant des réponses similaires.

Répondants : groupe de sujets répondant de manière similaire à une condition de chaussure donnée. Un groupe de répondants forme un cluster (Hoerzer et al., 2015).

3. Contexte

Le paramètre le plus discriminant pour quantifier l'intensité de l'impact est le taux de charge (Samozino et al., 2008). Concernant les vibrations des tissus mous, beaucoup de paramètres sont énoncés et utilisés dans la littérature scientifique (Play et al., 2022).

Aucune étude ne s'est encore intéressée à démontrer quel paramètre vibratoire est le plus pertinent et surtout discriminant pour évaluer l'effet de différentes duretés de semelles sur les vibrations des tissus mous.

4. Matériel et méthodes

a. Participants

Les données cinétiques et vibratoires issues des 133 coureurs (tableau 3) ont été analysées pour les trois conditions de chaussures (tableau 4). Elles sont issues des mesures effectuées dans le design expérimental précédent (figure 36).

b. Traitement des données

Le traitement des données vibratoires est identique à la pré-étude #1. Les paramètres cinétiques (pic passif, pic actif et taux de charge) ont été extraits à partir des signaux de force verticaux.

Le taux de charge, l'amplitude et le coefficient d'amortissement ont été testés comme variables discriminantes pour la Classification Hiérarchique Ascendante – CAH (en anglais « *Hierarchical Clustering Analysis* – HCA), méthode de clustering choisie dans le cadre de cette thèse. Pour chaque condition, ces trois paramètres ont été normalisés par rapport à la semelle de dureté moyenne. En d'autres mots, le but a été d'identifier la variable vibratoire permettant d'identifier différents types de réponses à la chaussure (clusters) chez les coureurs.

La CAH peut se diviser en trois étapes (Phinyomark et al., 2015). Initialement, tous les sujets constituent un seul et unique cluster. Ils représentent un nuage de points dans un espace à n-dimensions. La distance euclidienne entre chaque sujet est calculée par la méthode du plus proche voisin (critère de Ward). Ils sont ainsi appairés en clusters binaires, du plus proche voisin au plus distant (figure 37A). Ainsi, les deux sujets dont la distance entre eux est la plus proche appartiennent à un même cluster. Puis, la distance entre ce nouveau cluster et chaque sujet est calculée. Après répétitions de cette étape, le dendrogramme se forme (figure 37B) et peut être inspecté visuellement pour définir le nombre de groupes approprié (figure 37C). Cette décision se base sur 3 critères : maximiser la variance inter-groupe tout en minimisant la variance intra-groupe, (ii) assurer une taille d'échantillon relativement importante et (iii) assurer une certaine singularité à chaque groupe. Cette analyse permet un affichage graphique intuitif, le dendrogramme, conduisant à une interprétation facile des clusters.

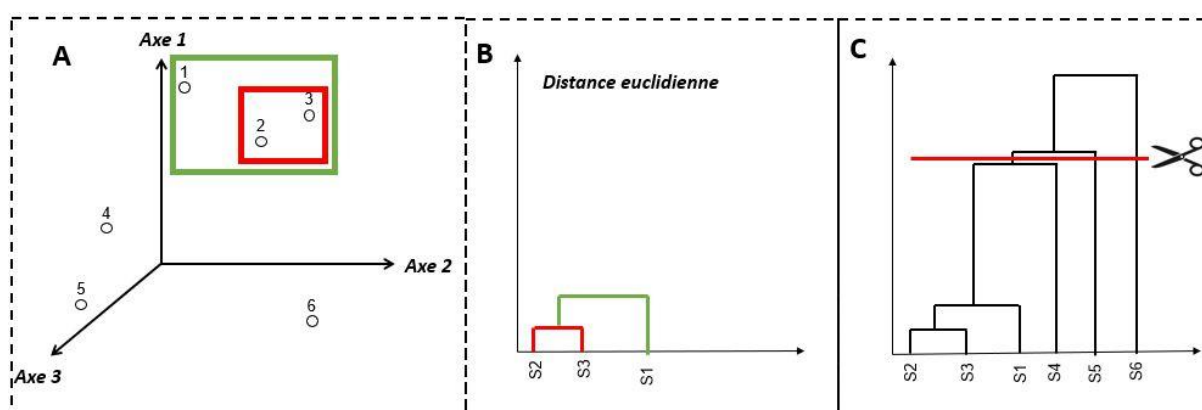


Figure 37. Représentation schématique de la classification hiérarchique ascendante avec appariement des points (A), formation du dendrogramme par la distance euclidienne (B) et ligne de coupure définissant le nombre de clusters (C)

c. Analyses statistiques

Dans un premier temps, des régressions linéaires ont été réalisées entre les variables cinétiques et vibratoires pour l'ensemble du groupe (**résultat #1**). Puis, la méthode du clustering évoquée ci-dessus a été adoptée pour former des clusters. Une ANOVA un facteur (dureté) à mesures répétées suivie de tests post-hoc de *Tukey* ont été effectués pour s'assurer que l'amplitude de vibrations d'une condition de chaussure était bien significativement différente d'une ou des deux autres (**résultat #2**). Enfin, des corrélations effectuées au sein de chaque groupe ont permis de confirmer que l'amplitude des vibrations était la variable la plus corrélée avec le taux de charge et le pic passif comparé au coefficient d'amortissement (**résultat #3**). Le seuil de significativité fut fixé à 0,05.

5. Résultats

Résultat #1. Pour les trois conditions, l'amplitude des vibrations était corrélée avec le taux de charge ($r_s = 0,24$, $p = 0,008$) (figure 38A) et le pic d'impact ($r_s = 0,35$, $p < 0,001$) (figure 38B).

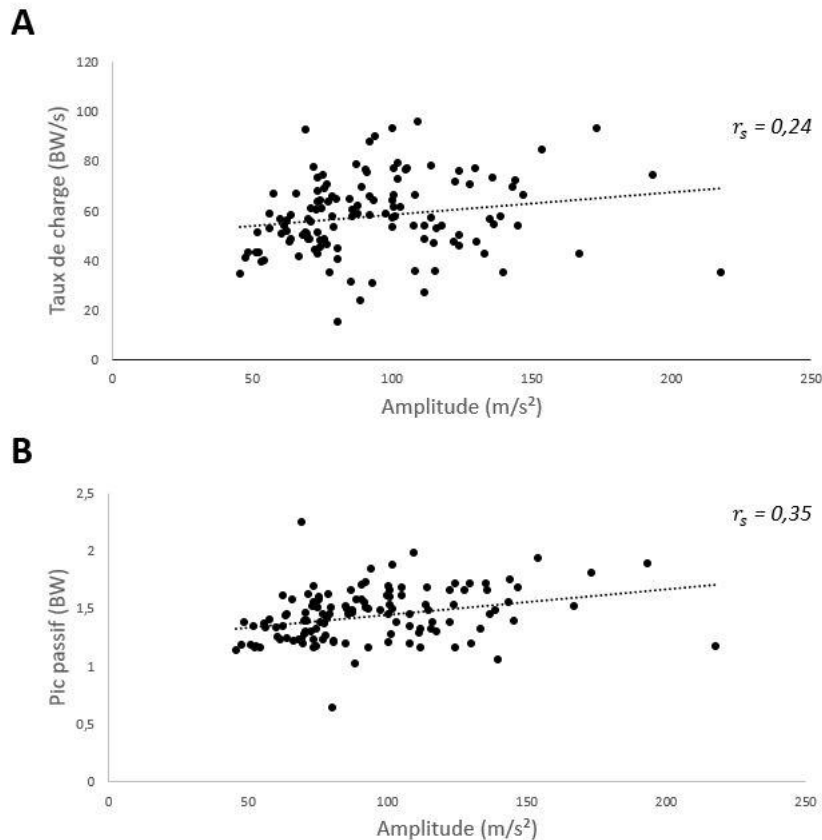


Figure 38. Evolution du taux de charge (A) et du pic passif (B) en fonction de l'amplitude des vibrations.

Le coefficient d'amortissement et le *settling time* ne présentaient aucune relation significative avec les paramètres cinétiques.

Résultat #2. L'amplitude des vibrations, le coefficient d'amortissement et le taux de charge ont été utilisés comme variable discriminante pour la CAH (tableau 5).

Tableau 5. Taille des clusters pour les 3 variables d'entrée testées dans la CAH sur les 133 coureurs

Variable d'entrée	Cluster	Nombre de sujets
Taux de charge	Répondants à la semelle molle	34
	Répondants à la semelle moyenne	13
	Non-répondants	86
Amplitude	Répondants à la semelle molle	81
	Répondants à la semelle moyenne	14
	Répondants à la semelle non-ferme	38
Coefficient d'amortissement	Répondants à la semelle moyenne	45
	Répondants à la semelle non-moyenne	69
	Répondants à la semelle non-ferme	19

Répondants à la semelle molle / moyenne : la semelle molle / moyenne réduit significativement la variable d'entrée ; Répondants à la semelle non-moyenne / non-ferme : la semelle moyenne / ferme augmente significativement la variable d'entrée ; Non-répondants : aucune dureté de chaussure réduit ou augmente significativement la variable d'entrée.

Si le taux de charge était choisi comme variable discriminante, il y aurait 86 sujets pour lesquels aucune dureté optimale (i.e. réduisant significativement le taux de charge) ou délétère (i.e. augmentant significativement le taux de charge) n'aurait été identifiée. Si le coefficient d'amortissement était sélectionné, il y aurait 19 et 69 sujets pour lesquels, respectivement, la dureté ferme et moyenne aurait significativement augmenté le coefficient d'amortissement, mais sans savoir quelle dureté réduisait ce paramètre.

Ainsi, choisir l'amplitude des vibrations permettait d'affirmer que (i) pour 81 et 14 sujets, respectivement, la semelle molle et moyenne réduisait significativement l'amplitude des vibrations (i.e. répondants à la semelle molle (figure 39A) et moyenne (figure 39B)), et (ii) pour 38 sujets, la semelle ferme augmentait significativement les vibrations, sans forcément de dureté bénéfique (i.e. répondants à la semelle non-ferme (figure 39C)).

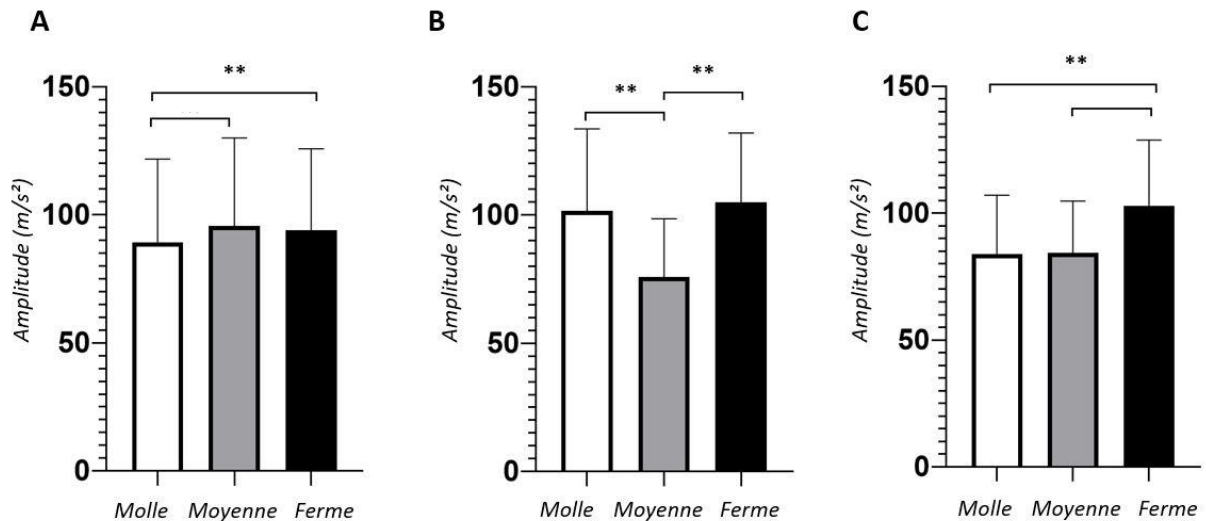


Figure 39. Moyenne \pm écart type de l'amplitude des vibrations en fonction de la dureté de semelle pour les répondants à la semelle molle (A), moyenne (B) et non-ferme (C). ** Effet dureté ($p < 0.001$)

Résultat #3. Dans chaque groupe de répondants, l'amplitude des vibrations était la variable la plus corrélée avec le taux de charge et le pic passif comparé au coefficient d'amortissement (tableau 6).

Tableau 6 : P-values et coefficient de Spearman (intervalle de confiance à 95 %) des corrélations entre amplitude et pic passif, amplitude et taux de charge, coefficient d'amortissement et taux de charge pour les trois groupes de répondants.

Répondants à la...	Corrélations entre...		
	Amplitude et pic passif	Amplitude et taux de charge	Coefficient d'amortissement et taux de charge
Semelle molle	$p < 0,001^*$ $r_s = 0,38 [0,17 ; 0,56]$	$p = 0,01^*$ $r_s = 0,29 [0,06 ; 0,48]$	$p = 0,97$ $r_s = -0,004 [-0,23 ; 0,22]$
Semelle moyenne	$p = 0,59$ $r_s = 0,16 [-0,42 ; 0,64]$	$p = 0,004^*$ $r_s = 0,78 [0,36 ; 0,93]$	$p = 0,87$ $r_s = 0,06 [-0,5 ; 0,6]$
Semelle non-ferme	$p = 0,02^*$ $r_s = 0,39 [0,07 ; 0,64]$	$p = 0,16$ $r_s = 0,24 [-0,10 ; 0,53]$	$p = 0,99$ $r_s = -0,001 [-0,33 ; 0,33]$

* : corrélation significative

Au sein de chaque groupe de répondants, l'amplitude des vibrations semblait donc être le paramètre le plus pertinent pour représenter l'*input vibratoire* (i.e. au contact initial) et était le paramètre le plus discriminant pour identifier différents types de réponses à la dureté de semelle. Les résultats ont suggéré le coefficient d'amortissement et le *settling time* comme étant deux paramètres traduisant plutôt la stratégie d'adaptation du muscle pour minimiser les vibrations post-contact initial durant la phase de freinage (i.e. est-ce que la vibration est amorti rapidement ou lentement) et ne permettant que très peu d'identifier différents types de répondants.

- En réponse à la problématique 1, le paramètre le plus pertinent pour caractériser fidèlement la dose d'entrée du stress mécanique est l'amplitude des vibrations.
- Pour l'étude de thèse #3, l'amplitude des vibrations a donc été sélectionnée comme variable discriminante et dépendante.



ÉTUDE DE THÈSE #3

Effets de la dureté de semelle sur les vibrations des tissus mous chez un large panel de coureurs

1. Publications et communications associées à cette étude

La partie expérimentale de cette étude de thèse a été, en partie, effectuée avec un étudiant en Master 2 STAPS de l'Université Jean Monnet que j'ai encadrée. Le protocole expérimental a été validé par le Comité d'Éthique du CHU de Saint-Etienne. J'ai aussi présenté le contexte et le protocole expérimental de cette étude lors d'une conférence à la *PhDay* du campus Santé Innovations en juillet 2022. Ces travaux donnent également lieu à l'article scientifique intitulé *Effect of midsole hardness on soft tissue vibrations : an ascendant hierarchical clustering on 133 runners*, en cours de révision dans le journal *Medicine and Science in Sports and Exercise* (MSSE). Une partie des données enregistrées ont permis à mon encadrante industrielle de thèse d'effectuer une communication orale au congrès ECSS en août 2022 intitulée *Effect of midsole hardness on knee abduction angular impulse : an ascendant hierarchical clustering in 123 runners* (annexe 4).

2. Contexte

La chaussure est un des facteurs pouvant contribuer à réduire les vibrations des tissus mous (Giandolini et al., 2019b). Cependant, de récentes études ont montré que chaque coureur répond différemment à une dureté de semelle donnée (Behling et al., 2021, 2019).

Aucune étude n'a encore recruté un large panel de coureurs aux caractéristiques morphologiques et habitudes de course très différentes, avec lequel, des mesures vibratoires, mais également cinétiques, cinématiques et électromyographiques ont été effectuées.

But de l'étude #3: Investiguer les réponses vibratoires individuelles face à différentes duretés de semelles et, si existants, caractériser des clusters.

Hypothèse n°1 : Les coureurs montrent des réponses vibratoires différentes selon les duretés de semelles : on peut donc les classer en clusters.

Hypothèse n°2 : Les caractéristiques morphologiques et biomécaniques ainsi que le type de pratique caractérisent ces clusters.

3. Matériel et méthodes


a. Participants

Les 133 coureurs (tableau 3) ont constitué le panel de cette étude #3. Ils ont testé les trois duretés de semelle (tableau 4).

b. Design expérimental

L'étude s'est divisée en deux sessions. La première session comprenait un questionnaire sur leur pratique sportive et leurs habitudes de consommation concernant le produit chaussant, des mesures anthropométriques et l'évaluation des caractéristiques mécaniques du muscle *gastrocnemius medialis*. La deuxième session correspondait au protocole de la figure 36. Après chaque condition de chaussure, ils notaient leur appréciation de la chaussure comme suit (figure 40).

1. Notez votre appréciation de la semelle de la chaussure.
Toutes les chaussures sont notées sur la même échelle.



2. Achèteriez-vous cette chaussure pour votre pratique de course à pied sur route ?

Condition A oui non Condition B oui non Condition C oui non

Figure 40. Echelle concernant l'appréciation de la dureté semelle (question 1) et l'intention d'achat (question 2)

c. Traitement des données

Le traitement des données vibratoires est identique aux pré-études #1 et #2. Les clusters ont été déterminés avec la méthode de clustering décrite dans la pré-étude #2 prenant comme variable d'entrée l'amplitude des vibrations. Les mesures anthropométriques et morphologiques, les caractéristiques mécaniques du muscle *gastrocnemius medialis* ainsi que les données cinétiques, cinématiques et électromyographiques ont été analysées pour chaque participant. Ces données ont permis de créer les profils coureurs et de caractériser chaque cluster.

d. Analyses statistiques

Pour comparer les clusters (figure 39), des ANOVA un facteur (groupe) à mesures répétées (répondants semelle molle, moyenne, non-ferme) ont été effectuées sur chaque variable (i.e. paramètres

anthropométriques, morphologiques, cinétiques, cinématiques et électromyographiques). Si un effet groupe était significatif, des tests post-hoc de *Tukey* ont été utilisés pour déterminer les différences entre les clusters (**résultat #1**). Puis, pour évaluer au sein de chaque groupe si la dureté de semelle minimisant les vibrations était bien la plus appréciée, une ANOVA un facteur (dureté) à mesures répétées (molle, moyenne, ferme) suivie de tests post-hoc de *Tukey* ont été utilisés sur les notes d'appréciation (**résultat #2**). Le seuil de significativité fut fixé à 0,05.

4. Résultats

Trois clusters ont été identifiés (figure 41). A noter qu'aucune différence significative concernant la vitesse n'a été détectée (le cas échéant, l'analyse décrite ci-dessous n'aurait eu aucun sens puisque la vitesse de course influe sur les vibrations (Trama et al., 2019a)).

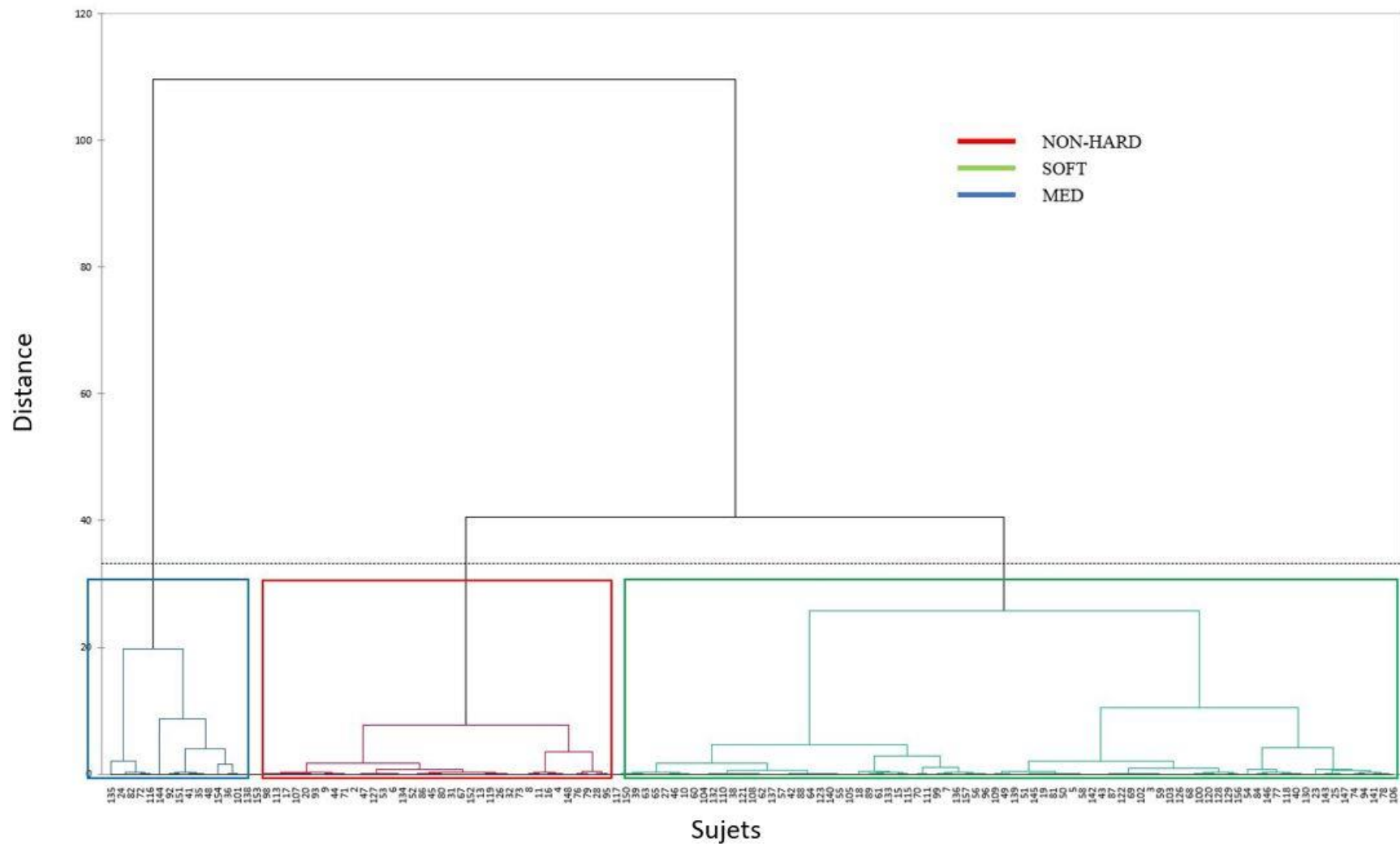


Figure 41. Dendrogramme représentant les 3 clusters. NON-HARD : coureurs dont la semelle ferme (i.e. dureté élevée) augmente significativement les vibrations, SOFT : coureurs dont la semelle molle (i.e. dureté faible) réduit significativement les vibrations, MED : coureurs dont la semelle moyenne (i.e. dureté moyenne) réduit significativement les vibrations.

Comme énoncé dans la pré-étude #2, le premier groupe a regroupé 61 % des sujets pour qui la dureté de semelle molle réduisait significativement leurs vibrations (**répondants SOFT**). Le second a regroupé 11 % des sujets pour qui la dureté de semelle moyenne réduisait significativement leurs vibrations (**répondants MED**) Enfin, le troisième groupe a réuni 28 % des sujets pour qui la dureté de semelle dure augmentait significativement l'amplitude des vibrations (**répondants NON-HARD**) (figure 39 et 41).

Résultat #1. Les répondants SOFT possédaient une masse grasse plus importante, un temps de vol plus court, une attaque talon et une dorsiflexion de la cheville plus prononcées que les répondants MED et NON-HARD. Les MED étaient majoritairement des hommes et présentaient un kilométrage hebdomadaire plus important que les SOFT et NON-HARD. Les NON-HARD se caractérisaient par une attaque milieu pied ainsi que par une flexion plantaire de cheville plus prononcée et un kilométrage hebdomadaire plus faible que les SOFT et MED.

Résultat #2. La semelle la plus appréciée chez les SOFT fut la semelle molle et celle la plus dépréciée chez les NON-HARD fut la semelle ferme. Les MED ne présentaient pas de différences significatives en termes d'appréciation de chaussure.

→ **En réponse à la problématique 2, les réponses individuelles vibratoires d'une large et hétérogène population de coureurs ont pu être classées en trois clusters : le groupe SOFT pour lequel les vibrations ont diminué avec la dureté de semelle molle, le groupe MED pour lequel les vibrations ont diminué avec la dureté de semelle moyenne et le groupe NON-HARD pour qui les vibrations ont significativement augmenté avec la dureté de semelle ferme. Ces clusters se distinguent par des différences morphologiques (e.g. masse grasse) et biomécaniques (e.g. pose de pied, flexion de la cheville, temps de vol), ainsi que des pratiques de course variées (e.g. kilométrage hebdomadaire).**

5. Article

**Effect of midsole hardness on soft tissue vibrations:
an ascendant hierarchical clustering on 133 runners**

Marie-Caroline PLAY (ORCID 0000-0002-9790-3286)¹, Marlène GIANDOLINI (ORCID 0000-0003-1507-8356)², Antoine RAVEL (ORCID 0000-0003-3430-4929)¹, Guillaume Y MILLET (ORCID 0000-0002-6395-0762)^{1,3}, Jérémy ROSSI (ORCID 0000-0002-0559-208X)*¹

¹ *Université Jean Monnet Saint-Etienne, Inter-university Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, F-42023, Saint-Etienne, France*

² *Amer Sports Footwear Innovation and Sport Sciences Lab, Salomon SAS, Annecy, France*

³ *Institut Universitaire de France (IUF)*

*Corresponding author:

Jérémy Rossi

LIBM, Campus Santé Innovations

10 chemin de la Marandière

42270 Saint-Priest-en-Jarez, France

Tel: +33 4 77 42 18 92

Email: jeremy.rossi@univ-st-etienne.fr

**Effect of midsole hardness on soft tissue vibrations:
an ascendant hierarchical clustering on 133 runners**

Abstract

Introduction: Soft tissue vibrations (STV) generate discomfort during running and are dampened by muscle activity. As the primary foot/ground interface, footwear affects the amplitude of STV but it is not known how the optimal footwear depends on the runner's characteristics. **Purpose:** to investigate the runner specific STV responses to various midsole hardness and to identify functional groups, i.e. groups of runners responding similarly to a given intervention. **Methods:** An heterogenous sample of 133 runners (56 females) with a wide range of anthropometrics and running habits performed an 8.5-minute trial at a self-selected speed with three different midsole hardness (soft i.e. 46 Asker C, medium i.e. 58 Asker C and hard i.e. 71 Asker C). STV, kinetics, kinematics and electromyographic activity of *gastrocnemius medialis* muscle was recorded at minute 8. Mechanical properties of calf muscles were obtained through a standardized impact test on the calf muscles. An ascendant hierarchical clustering was computed to cluster individuals based on their STV amplitudes in the three conditions. **Results:** Three functional groups with distinctive STV responses were identified. STV amplitude decreased for 61% of runners with the soft condition (SOFT group) and for 11% of runners with the medium condition (MED group), whereas 28% of runners demonstrated greater STV amplitude in the hard condition (NON-HARD group). The findings revealed differences between groups in term of body fat percentage, weekly running mileage, foot/ground angle at initial contact, ankle plantarflexion and flight time. **Conclusion:** The present study shows that the effects of midsole hardness on STV is runner-specific. It provides guidelines to recommend footwear reducing STV amplitude based on anthropometrics, running practice and biomechanical characteristics of the runners.

Key words: running, footwear, vibrations, clustering, functional groups

1 **Introduction**

2 In running, each foot-ground contact causes an impact considered as the initial input into the
3 musculoskeletal system (1). This foot/ground contact induces a shock wave that travels from the foot to
4 the head through bones and soft tissues (2–4). Soft tissues (including muscles, tendons, adipose tissue,
5 ligaments and skin) exhibit a composite structural organization, resulting in a viscoelastic behaviour
6 oscillating in all directions when exposed to a shock (5,6). These soft tissue vibrations (STV) generate
7 discomfort and may have detrimental effects on the musculoskeletal structures (7,8). Consequently,
8 reducing STV is needed to guarantee comfort (9,10), minimize damage (11) and thus to improve
9 performance (12).

10 STV are vibratory signals described by their frequency, amplitude and damping (13). From a temporal
11 standpoint, STV amplitude at foot/ground contact reflects the amount of initial input whereas damping
12 characterizes vibration attenuation over the stance phase (14). While shifts in frequency are minimal,
13 several interventions (e.g. type of footwear, compression garments) have been shown to substantially
14 affect the amplitude and damping of STV (13). From a biomechanical standpoint, runner's preferred
15 foot strike pattern (15) and muscle tuning (i.e. increase in muscle activity before foot/ground impact)
16 (16–18) contribute to reduce the amplitude and improve the damping of STV. Besides, footwear, which
17 is the primary interface between ground and runner, has been shown to affect STV properties. More
18 precisely, it has been demonstrated that changes in midsole viscoelasticity (19,20), geometry (21,22)
19 and hardness (14,17,23,24) influence the amplitude and damping of STV. Recently, it has been observed
20 that runners respond differently to midsole hardness changes, i.e. a specific midsole hardness can be
21 beneficial for one runner but not for another. Runners whose responses are similar can be grouped into
22 a functional group, defined as a group of runners responding similarly to footwear intervention (25). For
23 instance, Behling et al. (2021) observed that part of their sample improved STV damping with a soft
24 midsole whereas the other part improved STV damping with a hard shoe. Runners improving damping
25 with hard midsole showed a trend toward a slightly greater body mass index, slower preferred running
26 speed, greater calf volume and soft tissue mass (using pre-defined equations of anthropometry (26))
27 compared to runners improving damping with soft midsole. Although previous studies have significantly

28 contributed to understanding how footwear affects STV, some concerns remain. The sample sizes of
29 most studies were typically small (between 8 and 20) and homogeneous (male, lean runners, rearfoot
30 strikers). This can prevent the translation of the findings to the general population (27). Body
31 composition (28), running speed (21) or foot strike pattern (19) are often investigated as independent
32 variables whereas mechanical properties of soft tissue compartments, closely linked to sex and
33 anthropometrics (29–32) are additional variables that should be investigated. The purposes of this study
34 were thus to (i) investigate the runner specific STV responses to changes in midsole hardness and (ii)
35 identify functional groups. We hypothesized that (i) runners would demonstrate different responses to
36 changes in midsole hardness and (ii) morphological variables (e.g. percentage of body fat, muscle mass,
37 and mechanical properties of soft tissue compartments) as well as type of running practise and
38 biomechanics (e.g. foot strike pattern) would discriminate functional groups.

39

40 **Methods**

41 *Participants*

42 One hundred and fifty-eight runners were initially recruited. Because of injury (n=9), unavailability for
43 the entire study or lack of motivation (n=14) and aberrant vibration signal (n=2), 133 runners were
44 included in the present study. They were divided in 77 males (age: 37.3 ± 11.4 years, mass: 71.0 ± 7.3
45 kg, height: 176.0 ± 6.2 cm, running hours per week: 4.2 ± 2.3 , weekly mileage: 37.3 ± 20.3 km, running
46 experience: 12.7 ± 10 years) and 56 females (age: 38.9 ± 12.7 years, mass: 57.6 ± 7.3 kg, height: 164.8
47 ± 5.4 cm, running hours per week: 3.0 ± 1.9 , weekly mileage: 26.3 ± 15.8 km, running experience: 9.9
48 ± 7.8 years). Participants were included in the study if they ran at least once a week on a regular basis.
49 Once the entire procedure had been fully explained to the participants, they gave their written informed
50 consent to participate in this study, which was approved by the local ethical committee (IRBN
51 1662021/CHUSTE) in agreement with the Declaration of Helsinki.

52

53

54 **Shoe conditions**

55 Three shoe prototypes differing only in their midsole hardness were used: ‘soft’, ‘medium’ and ‘hard’.
56 Hardness was measured at the rear part of each midsole using a durometer. Foam properties were
57 assessed using a custom mechanical procedure inspired by the standardized impact test ASTM F 1614.
58 The impact testing machine used for the procedure was a MAU 1002 ZWA equipped with a force
59 transducer and an accelerometer (AD Engineering, Bergamo, Italy). For the test, the shoe was assembled
60 on a rigid shoe last fixed to the machine. The laces of the shoes were well tightened to minimize
61 transversal movement between the last and the shoe. A 5 kg rigid mass attached to a sliding assembly
62 was dropped from 23.5 cm height onto the rear part of the midsole. Acceleration peak, time to peak and
63 hysteresis were extracted. Table 1 provides the properties of shoe conditions.

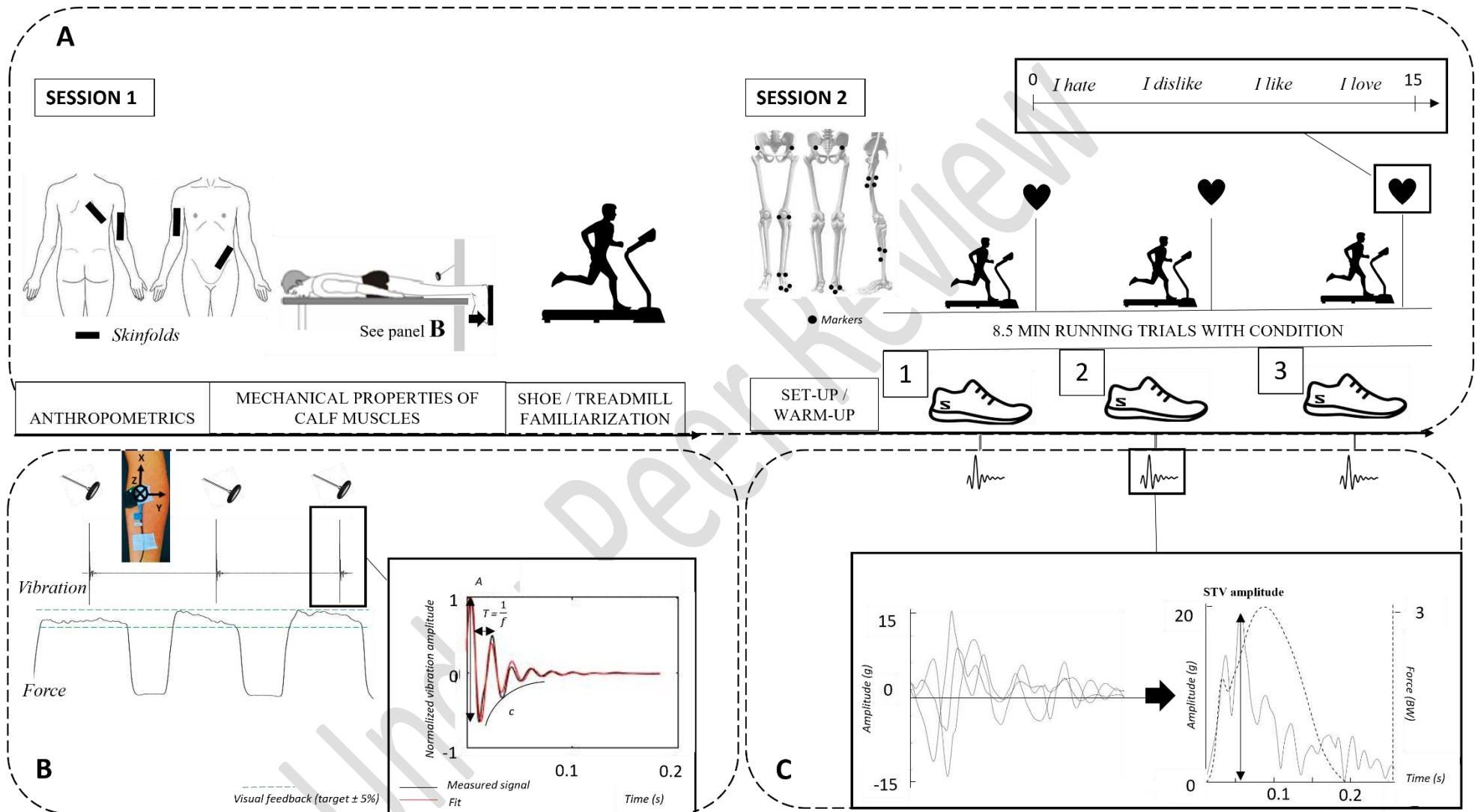
64 **Table 1.** Mechanical shoe properties (data are mean \pm SD)

	Midsole conditions		
	Soft	Medium	Hard
Hardness (Asker C)	46.0 \pm 0.0	58.0 \pm 0.0	71.0 \pm 1.4
Peak acceleration (g)	37.0 \pm 0.0	40.5 \pm 0.7	47.5 \pm 0.7
Time to peak acceleration (ms)	19.5 \pm 0.4	16.6 \pm 0.7	13.9 \pm 0.5
Hysteresis (%)	20.0 \pm 4.4	24.6 \pm 1.3	34.3 \pm 1.8
Mass (g)	300	298	297
Drop (mm)	9	9	9

65

66 **Experimental design**

67 The study consisted of two visits in the laboratory (Figure 1A). The first session aimed at evaluating
68 anthropometrics and mechanical properties of calf muscles. These measurements allowed to build
69 runners profiles and to characterize each functional group. During the second session (i.e. biomechanical
70 session), participants tested three midsole hardness. Among all biomechanical variables collected, STV
71 amplitude was used to create functional groups.



72

73 **Figure 1.** A/ Overview of the experimental design; B/ Assessment of mechanical properties of soft tissue compartments; C/ Vibration signal during running trial with x, y and
 74 z axis, and vibration resultant with STV amplitude as dependent variable.

75 *Session 1*

76 The inclusion session started with a questionnaire where subjects had to specify their running habits.
77 Then, anthropometrics were measured. Height, body mass and body mass index (BMI) and skinfold
78 measurements were collected. Biceps, triceps, supraillac and subscapular skinfolds were taken to
79 determine the body density (33) which was converted to body fat percentage using the Brozek equation
80 (34). Body mass, upper thigh girth, maximum calf girth, tibial-malleolar length, foot length and
81 metatarsal girth were measured to predict thigh, leg, foot segment masses and *triceps surae* masses (26).
82 Mechanical properties of calf muscles were then assessed (Figure 1B). Subjects laid down in a prone
83 position on plantar flexor ergometer (Contrex by Medimex, Sainte-Foy-Les-Lyon, France). They were
84 equipped with a tri-axial lightweight accelerometer (3273A4 Series, Dytran Instrument, Chatsworth,
85 CA) (mass = 3 grams, sampling frequency = 2,000 Hz, range = ± 50 g, sensitivity = 50 mV/g) on the
86 most prominent bulge of the *gastrocnemius medialis* (GM) muscle, according to SENIAM
87 recommendations. The accelerometer was aligned with the z-axis normal to the skin surface, the x-axis
88 parallel to the long axis of the leg segment, and the y-axis perpendicular to the x-z plane. The external
89 shock was induced by a strike from a reflex hammer, dropped from an angle of 90° with respect to the
90 horizontal and normal to the skin surface at a marked position 40 mm proximal to the accelerometer,
91 ensuring a repeatable impact. After a warm-up including a dozen of submaximal voluntary contractions,
92 two maximal voluntary contractions (MVC) were performed. Four strikes (i.e. four trials) were done at
93 each force level (0%, 50% and 100% MVC). Visual feedback was displayed on a computer screen to
94 help the participant targeting the force level $\pm 5\%$. Finally, treadmill and shoe familiarization were
95 performed.

96 *Session 2*

97 Participants warmed up for 10 minutes with their personal running shoes on an instrumented motorized
98 treadmill (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). The speed dial was hidden.
99 During the first five minutes, the treadmill speed started at 8 km/h for all runners. During the last five
100 minutes, the speed was increased from 8 km/h with increments of 0.5 km/h at time intervals (30 s) to

101 determine their self-selected running speed (i.e. the speed they could comfortably maintain during at
102 least 30 minutes), (35,36).

103 After shaving and cleaning the skin over the GM muscle, runners were equipped with a wireless EMG
104 (Trigno Avanti Sensor, Delsys, Natick, MA) (sampling frequency: 2,222 Hz; bandwidth: 20-450 Hz;
105 gain: 1,000). Following SENIAM recommendations, the GM electrode was placed on the most
106 prominent bulge of the muscle during plantarflexion. The participants were also equipped with a tri-
107 axial lightweight accelerometer (3273A4 Series, Dytran Instrument, Marilla St, Chatsworth, CA) (mass
108 = 3 g; sampling frequency = 2,222 Hz; range = ± 100 g; sensitivity = 50 mV/g). The accelerometer was
109 placed on the GM muscle belly as close as possible to the EMG electrode placement. The accelerometer
110 was strapped to the skin and connected to a common battery and a customized Trigno Trigger Adapter
111 (Delsys) used for data transmission. The package (battery and transmission sensor) was placed in a
112 customized Salomon SLAB Sense 2 Set® minimalist backpack. This ensured natural freedom of
113 movement during the trials.

114 Twenty-one reflective markers were attached to the following anatomical positions: left and right
115 posterior superior iliac spines, left and right anterior superior iliac spines, medial and lateral femoral
116 epicondyles, medial and lateral malleoli, calcaneus, medial and lateral calcaneus, first and fifth
117 metatarsal heads, and second metatarsal base. Additional clusters of four and three markers were
118 respectively placed on the right thigh and leg. The participants were asked to stand in the middle of the
119 treadmill with feet pointing anteriorly and shoulder width apart for a 5-s static pose. The marker
120 trajectories were collected using a 10-camera motion capture system (Qualysis AB, Göteborg, Sweden)
121 at a sampling frequency of 200 Hz. Ground reaction forces were measured with platforms included in
122 the instrumented treadmill (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) at 4,000
123 Hz.

124 Then, the three shoe conditions built from the shoe model Arc'teryx Norvan LD™ were tested in a
125 randomized order. Participants ran in each footwear condition at their self-selected running speed for
126 8.5 minutes to ensure running pattern stabilisation (37,38). Kinetics, kinematics, electromyography and
127 vibration data (detailed in part *Data Processing*) were collected at minute 8 without telling the subjects

128 the data were collected. A minimum of 5-minute rest period was given to the participants between
129 footwear conditions.

130

131 *Data processing*

132 *Properties of calf muscles (session 1)*

133 Each dominant vibration signal (i.e. normal to the skin surface) was analysed to determine the dominant
134 frequency (i.e. natural frequency), using a least-squares minimization method (Levenberg–Marquardt)
135 on Matlab R2021B (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) with the following equation:

$$136 \quad s = A e^{-ct} \sin(2\pi ft + \varphi) \quad [1]$$

137 where s is the measured signal, A the amplitude of the vibration, c the damping coefficient, f the natural
138 frequency, and φ the phase coefficient (39). Natural frequency was extracted from the time window
139 providing the best fit between the measured and predicted vibration (i.e. when the Rank–Pearson
140 correlation coefficient r reached its maximum value) (Figure 1B).

141 *Biomechanical measurements (session 2)*

142 Ten consecutive steps were analysed for each shoe condition.

143 *Ground reaction force*

144 The vertical ground reaction force (GRF) signal was first filtered with a low-pass fourth-order
145 Butterworth filter using a 50 Hz cut-off frequency. Only the vertical GRF was analysed (40). It was
146 normalized to the participants' body weight. Passive peak was automatically detected or defined as 13%
147 of the stance phase depending on the runner foot strike pattern (41). Once passive peak was determined,
148 average vertical loading rate (aVLR) was calculated as the average slope between 20% and 80% of the
149 time to passive peak (42). Active peak was determined as the maximum vertical GRF (F_{max}).

150 *Soft tissue vibrations*

151 STV subsamples were extracted using the vertical force signal with a 30-N detection threshold. The
152 three components (i.e. x, y and z axes) of the raw acceleration signals were considered by calculating
153 the resultant (2,43). Then, STV amplitude (expressed in g) was calculated (Figure 1C).

154 Spatiotemporal parameters

155 Contact (T_c) and flight (T_f) times were defined as the time from foot strike to toe-off and from toe-off
156 to foot strike of the same foot respectively. Duty factor (DF) was calculated as follows:

$$157 \quad DF = \frac{T_c}{T_c + T_f} \quad [2]$$

158 Kinematics

159 Kinematics data were processed using Visual 3D software (C-Motion, Rockville, MD). Raw data were
160 filtered using a low-pass 10 Hz Butterworth filter. From these signals, ankle plantarflexion/dorsiflexion,
161 foot inversion, knee flexion and hip flexion angles at initial contact as well as range of motion were
162 extracted. In addition, the foot strike angle (i.e., foot/ground angle at foot strike) was extracted.

163 Electromyography

164 The EMG signals were analysed from a time window of 150 milliseconds before foot strike to quantify
165 the muscle pre-activation (44). The anterior-posterior ground reaction force was used to divide muscle
166 activation during the braking and propulsive phase. A bandpass fourth-order Butterworth filter with
167 passband frequencies between 10 and 400 Hz was applied on the raw signal and the root-mean-square
168 (RMS) was calculated for pre-activation, braking and propulsive phase.

169 Midsole liking

170 A 15-cm visual analog scale (VAS) was used to assess midsole liking (from 0: '*I hate*' to 15: '*I love*')
171 (Figure 1A). Prior to running trials, VAS was explained to runners. During the last minute of each trial,
172 they were asked to think about their midsole appreciation. Then, VAS was provided to participants
173 immediately after the 8.5 min running trial.

174 *Statistical analysis*

175 STV amplitude was considered as the dependent variable to compute the ascendant hierarchical
176 clustering (AHC) using XLSTAT 2022.4.1 (Addinsoft, Paris, France). It consisted of three steps:
177 calculation of the distance matrix between runners, computation of a linkage function and definition of
178 clusters. More precisely, first, the Euclidian distance between every pair of runners was calculated.
179 Second, individual runners were paired into binary clusters based on the distance information using the
180 Ward linkage method. Third, newly formed clusters were grouped into larger clusters until the
181 dendrogram was formed (45). The Ward minimum variance method was used to minimise the total
182 within-cluster variance. Thus, at each step, the cluster pair with a minimum between-cluster distance
183 was merged. Finally, the dendrogram was visually inspected to define the number of clusters to keep.
184 This decision was based on three criteria: (1) maximizing the inter-cluster variance while minimizing
185 the intra-cluster variance, (2) ensuring a substantial sample size for each cluster, and (3) providing
186 response singularity (i.e., the condition effect should be unique for each cluster) (45). STV amplitude
187 values were normalized to STV amplitude in the medium condition, and relative STV amplitude values
188 were used for the AHC to ensure classification on the footwear effect rather than on the absolute STV
189 amplitude values which are highly speed-dependent (21). The relative STV amplitude values of the 3
190 midsoles conditions of the 133 subjects were the columns and rows of the input matrix for the AHC
191 matrix, respectively. For each cluster, the effect of footwear on STV amplitude was tested using a one-
192 way repeated ANOVA (factor = midsole). When a significant footwear effect was denoted, Tukey post-
193 hoc tests were done. This permits to assess whether a condition is optimal or detrimental for each cluster,
194 or whether footwear did not affect STV. Then, to compare clusters, independent measures ANOVA
195 were computed on each independent variable (i.e., kinematics, spatiotemporal parameters,
196 demographics, anthropometrics, soft tissue mechanical properties, practice-related variables, etc.).
197 When a significant cluster effect was denoted, Tukey post-hoc tests were computed to determine
198 differences across the three functional groups. Finally, for each group, to assess whether the best
199 conditions in terms of STV reduction was the most appreciated, a one-way repeated measures ANOVA
200 was computed across shoe conditions on midsole liking. When a significant footwear effect was denoted,
201 a Tukey post hoc test was performed to test for differences across the three conditions. The level of
202 statistical significance for each test was set at 0.05.

203 **Results**

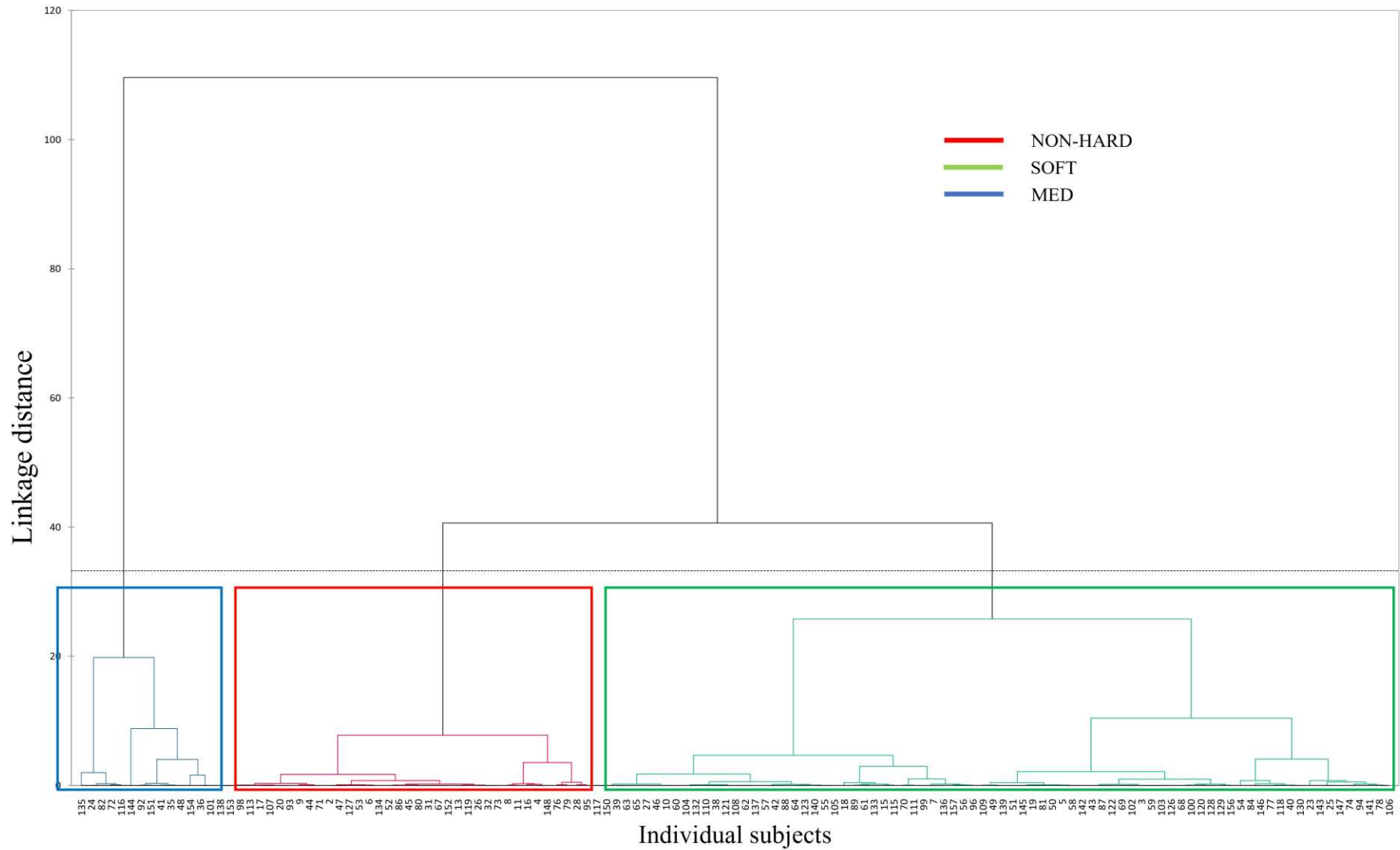
204 The dendrogram provided by the AHC are shown in Figure 2. Based on three criteria mentioned above,
205 the number of clusters was set at three. The first cluster gathered individuals demonstrating the lowest
206 STV amplitude with the soft condition (SOFT, 61% of the subjects). The second cluster gathered
207 individuals minimizing STV amplitude with the medium condition (MED, 11%). The third cluster
208 gathered individuals demonstrating the highest STV amplitude with the hard condition while
209 demonstrating no substantial benefit in-between the soft and medium condition (NON-HARD, 28%).

Under Peer Review

210 **Table 2.** Biomechanical and anthropometrics characteristics for the three functional groups (data are mean \pm SD, significant RM ANOVA p-values are marked
 211 in bold)

Independent variable	SOFT (n=81)	MED (n=14)	NON-HARD (n=38)	p-value	Post-hoc
Preferred running speed (km/h)	9.89 \pm 0.15	10.57 \pm 0.23	10.17 \pm 0.38	0.212	
Sex	40 females / 41 males	3 females / 11 males	13 females / 25 males	0.100	
Age (years)	38.47 \pm 1.33	40.57 \pm 3.19	34.08 \pm 1.94	0.106	
Running weekly hours	3.72 \pm 0.24	4.32 \pm 0.58	3.37 \pm 0.35	0.369	
Running weekly mileage	33.47 \pm 2.11	42.86 \pm 5.07	26.88 \pm 3.08	0.024	NON-HARD < MED
Fat mass (% Body Fat)	21.74 \pm 0.73	18.81 \pm 1.77	18.70 \pm 1.07	0.040	-
Height (cm)	170.47 \pm 0.87	172.29 \pm 2.10	173.21 \pm 1.28	0.193	
Mass (kg)	65.10 \pm 1.09	66.03 \pm 2.61	65.38 \pm 1.59	0.944	
BMI (kg/m ²)	22.32 \pm 0.26	22.22 \pm 0.63	21.70 \pm 0.38	0.404	
Foot segment mass (kg)	1.50 \pm 0.01	1.55 \pm 0.03	1.53 \pm 0.02	0.188	
Leg segment mass (kg)	2.48 \pm 0.05	2.52 \pm 0.12	2.50 \pm 0.07	0.943	
Thigh segment mass (kg)	3.49 \pm 0.05	3.48 \pm 0.12	3.48 \pm 0.08	0.996	
Triceps surae mass (kg)	1.72 \pm 0.03	1.72 \pm 0.07	1.72 \pm 0.04	0.999	
Natural frequency at 0% MVC (Hz)	13.89 \pm 0.47	16.45 \pm 1.15	14.40 \pm 0.70	0.124	
Natural frequency at 50% MVC (Hz)	44.05 \pm 1.33	45.54 \pm 3.20	46.33 \pm 1.95	0.613	
Natural frequency at 100% MVC (Hz)	60.85 \pm 1.51	61.96 \pm 3.64	63.30 \pm 2.21	0.655	
Flight time (ms)	98.10 \pm 2.90	108.48 \pm 6.97	110.11 \pm 4.23	0.047	-
Contact time (ms)	266.09 \pm 3.00	253.90 \pm 7.06	261.66 \pm 4.28	0.250	
Duty factor (%)	73.14 \pm 0.74	70.17 \pm 1.79	70.47 \pm 1.08	0.071	
Passive peak (BW)	1.43 \pm 0.03	1.40 \pm 0.06	1.48 \pm 0.04	0.476	
Active Peak (BW)	2.24 \pm 0.03	2.36 \pm 0.08	2.27 \pm 0.05	0.350	
Loading rate (BW/s)	56.70 \pm 1.77	55.53 \pm 4.24	62.24 \pm 2.58	0.171	
MUSCULAR PRACTIVATION					
RMS GM (mV)	0.067 \pm 0.067	0.069 \pm 0.057	0.069 \pm 0.054	0.331	
MUSCULAR ACTIVATION DURING STANCE PHASE					
RMS GM (mV)	3.845 \pm 1.959	3.386 \pm 1.560	3.105 \pm 1.252	0.162	
ANGLE AT INITIAL CONTACT					
Foot/ground angle (°)	10.62 \pm 0.71	12.39 \pm 1.70	13.83 \pm 1.03	0.037	SOFT < NON-HARD
Foot inversion (°)	4.15 \pm 0.44	4.03 \pm 1.07	5.16 \pm 0.65	0.407	
Ankle dorsiflexion (°)	-1.28 \pm 0.70	-1.56 \pm 1.69	2.53 \pm 1.03	0.008	MED < NON-HARD

Table 2. (continued)					
Knee flexion (°)	-8.64 ± 0.78	-7.83 ± 1.88	-10.73 ± 1.14	0.248	
Hip flexion (°)	30.69 ± 0.75	27.34 ± 1.81	30.36 ± 1.10	0.233	
RANGE OF MOTION DURING STANCE PHASE					
Foot inversion (°)	13.60 ± 0.52	14.82 ± 1.25	13.83 ± 0.76	0.671	
Ankle (°)	33.85 ± 0.55	32.07 ± 1.33	34.21 ± 0.81	0.381	
Knee (°)	27.88 ± 0.55	29.51 ± 1.30	28.93 ± 0.79	0.353	
Hip (°)	36.42 ± 0.53	36.56 ± 1.28	35.85 ± 0.78	0.811	



213
214
215

Figure 2. Dendrogram of the ascendant hierarchical cluster (AHC) analysis of STV amplitude representing the three-cluster solution. Three groups are highlighted by blue colour for MED, red colour for NON-HARD and green colour for SOFT. Participants numbers are indicated.

216 For all functional groups, there was an increase in natural frequency with an increase of force
 217 production. No significant differences between functional groups were found for running speed (Table
 218 2). SOFT demonstrated a higher fat mass (21.7%; 95% CI 20.3-23.2), a more pronounced heel strike
 219 (10.6°; 95% CI 9.2-12.0) and a more dorsiflexed ankle at initial contact (-1.3°; 95% CI -4.9-1.8) and a
 220 lower flight time (98.0 ms; 95% CI 92.0-104.0) than MED and NON-HARD. MED were mainly
 221 represented by men (79%) whereas NON-HARD and SOFT were more balanced regarding sex. MED
 222 presented higher running weekly mileage (42.6 km; 95% CI 32.8-52.9) and a more dorsiflexed ankle at
 223 initial contact (-1.56°; 95% CI (-4.9)-1.7) compared to NON-HARD. NON-HARD demonstrated a
 224 lower weekly running mileage (26.9 km; 95% CI 20.8-33.0) and a more plantarflexed ankle at initial
 225 contact (2.5°; 95% CI 0.5-4.6) compared to MED as well as a less pronounced heel strike (13.8°; 95%
 226 CI 11.8-15.9) than SOFT. No significant differences between functional groups were found for other
 227 independent variables.

228 For SOFT, the best condition in terms of STV reduction (i.e. soft midsole) was the most appreciated
 229 (Table 3). For NON-HARD, the worst condition that significantly increased STV (i.e. hard midsole)
 230 was the most depreciated. MED rated no difference in terms of liking across shoes.

231 **Table 3.** Shoe liking (data are mean \pm SD, significant RM ANOVA p-values are marked in bold)

	Shoe condition			p-value	Post-hoc
	Soft	Medium	Hard		
SOFT (n=81)	10.55 \pm 2.26	9.55 \pm 2.65	7.91 \pm 2.92	< 0.001	Soft, Medium > Hard
MED (n=14)	10.44 \pm 2.05	9.84 \pm 2.16	9.32 \pm 2.96	0.481	
NON-HARD (n=38)	11.35 \pm 2.44	9.83 \pm 2.41	8.02 \pm 3.01	< 0.001	Soft > Medium > Hard

232

233 Discussion

234 The purpose of this study was to investigate the runner specific STV responses to changes in midsole
 235 hardness and identify functional groups. In line with our first hypothesis, inter-individual variability in
 236 STV responses to footwear intervention occurred with three distinct functional groups: SOFT, MED

237 and NON-HARD. Our second hypothesis was also confirmed since it was possible to determine
238 functional groups based on running mileage, fat mass and biomechanics.

239 *Individual STV responses*

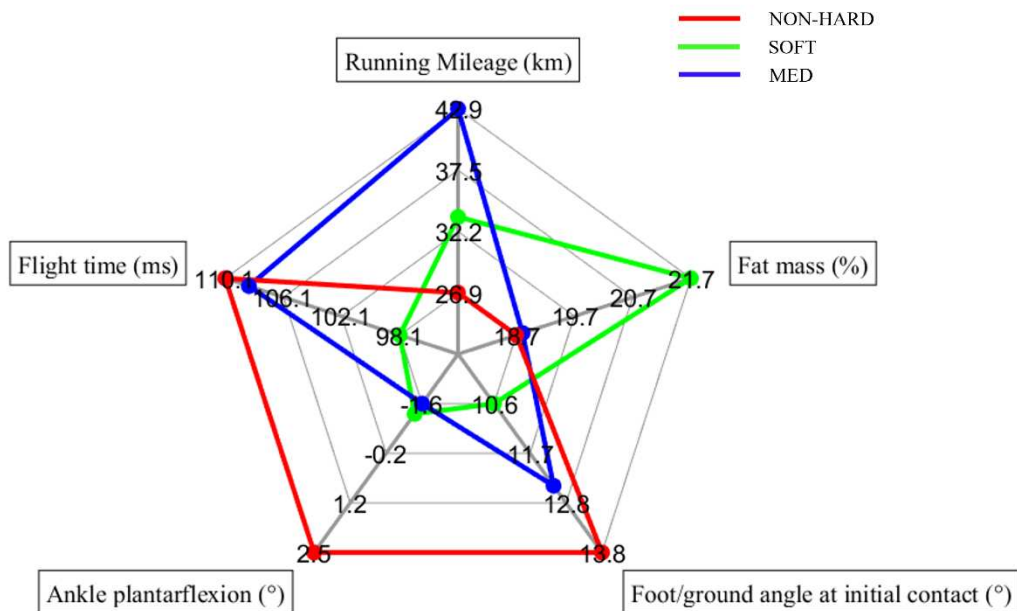
240 It has recently been emphasized that runners demonstrated subject-specific gait patterns (45,46) and
241 responses to footwear interventions (14,23,47). To the best of our knowledge, this study is the first to
242 assess the effect of midsole hardness on a such large (n=133) and heterogeneous sample of runners. In
243 the present study, three functional groups were identified (i) STV were reduced by 5.3% with the soft
244 hardness for 61% of runners (SOFT) (ii) STV were reduced by 26.4% with the medium hardness for
245 11% of runners (MED), and (iii) no best hardness was identified for 28% of runners yet hard midsole
246 increased significantly STV by 22.2% in this functional group (NON-HARD). These results are
247 consistent with the studies of Behling et al. (2021, 2019) who highlighted individual STV responses to
248 midsole hardness manipulation. However, proportions are different as they showed that 62.5% of their
249 runners reduced STV with hard shoes (Asker 64C). Yet, it is worth noting that shoe conditions, preferred
250 running speed and data processing were different from the present study.

251 *Functional group description and practical implications*

252 The present study showed that midsole hardness between 46 and 58C reduced STV and thus, cover the
253 need in terms of STV of approximately 70% of the general running population. Future studies should
254 investigate the precise needs of novice runners with low weekly running mileage (i.e. the 28% of the
255 NON-HARD subjects). The present study demonstrated that some parameters such as weekly running
256 mileage, foot strike pattern, flight time or fat mass could help shoe manufacturers, running coaches and
257 athletes to recommend the best midsole in terms of STV reduction and thus, for performance and
258 comfort improvement (Figure 3).

259 From a biomechanical standpoint, SOFT demonstrated a more pronounced heel strike, a more
260 dorsiflexed ankle at initial contact and a lower flight time than MED and NON-HARD. Thus, one can
261 assume that SOFT were more terrestrial runners with a rearfoot foot strike pattern (48). From an
262 anthropometric standpoint, SOFT showed a trend toward a lower muscle natural frequency on relaxed

263 state than MED and NON-HARD, which may suggest a more ample wobbling mass, a higher soft tissue
 264 compartment mass and/or subcutaneous fat (13,31,49). Interestingly, SOFT represented the functional
 265 group with the highest fat mass.



266

267 **Figure 3.** Profile of each functional group based on independent variables demonstrating a significant
 268 cluster-effect ($p < 0.05$)

269

270 Muscle activity remained similar across functional groups. This might be because the midsole hardness
 271 reducing STV did not require adjustments in muscle activation to reduce a potential discomfort (20).

272 Previous research found that a difference in peak acceleration of 1.12 g was sufficient to elicit different
 273 cushioning perception (50). In the present study, soft and medium shoes have a difference of 3.0 g, and
 274 medium and hard shoes have a difference of 7.5 g, ensuring possibilities for the runners to detect
 275 differences and tell about their appreciation. Concerning midsole liking, SOFT and NON-HARD
 276 demonstrated preferences: the most appreciated being the soft midsole and the least appreciated being
 277 the hard midsole for these two groups. Their appreciations agreed with the biomechanical
 278 recommendations (i.e. the best condition in terms of STV reduction was the most appreciated).

279

280

281 ***Limitations***

282 For simplifications, this study assumed that soft tissue compartments behave like simple mass-spring
283 models, with one single characteristic for a given soft tissue compartment. It is noteworthy that there
284 are potentially different vibration characteristics (in terms of amplitude, damping and frequency) within
285 one soft tissue compartment (51). For locomotion tasks, assessing STV with accelerometer is more
286 convenient, but subcutaneous soft tissue layers may cause some artefacts (31). The present study tested
287 a large population of participants (n = 133) with different subcutaneous thickness. Even if skinfold was
288 quantified under the accelerometer and vibration signals were checked to ensure clean data for
289 processing, accelerometry might not accurately reflect only GM STV. During the first session,
290 properties of calf muscles were only investigated in the direction normal to the skin (i.e. dominant
291 vibration signal) whereas the strike may induce vibrations in the other directions. Furthermore, these
292 results remain valid under the experimental condition in which they were observed, i.e. short running
293 trials in resting conditions. However, the changes in STV with fatigue (52,53) could modify these
294 individual responses.

295

296 **Conclusion**

297 STV responses across heterogeneous runners can be clustered into functional groups using an ascendant
298 hierarchical clustering. These functional groups demonstrated significant differences in terms of
299 morphology, running habits and biomechanics, easily identifiable. By having a more runner-centric
300 approach, shoe manufacturers could offer a range of midsole hardness to provide the best shoe in terms
301 of STV reduction and sensory preferences.

302

303

304 **Acknowledgments**

305 This study was supported by Salomon. The results of the study are presented clearly, honestly, and
306 without fabrication, falsification, or inappropriate data manipulation. The present study do not constitute
307 endorsement by ACSM.

308

309 **References**

- 310 1. Cavanagh P, Lafortune M. GRF in distance running. *J Biomech.* 1980;13(5):397–406.
- 311 2. Chadeaux D, Gueguen N, Thouze A, Rao G. Chadeaux D, Gueguen N, Thouze A, Rao G. 3D
312 propagation of the shock-induced vibrations through the whole lower-limb during running. *J*
313 *Biomech.* 2019;11(96):109343.
- 314 3. Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and
315 attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci.* 2014;3(2):113–121.
- 316 4. Trama R, Hautier C, Blache Y. Input and soft-tissue vibration characteristics during sport-
317 specific tasks. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(1):112-119.
- 318 5. Dumas R, Jacquelin E. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal
319 decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *J Biomech.*
320 2017;6(62):47-52.
- 321 6. Bonifasi-lista C, Lake SP, Small MS, Weiss JA. Viscoelastic properties of the human medial
322 collateral ligament under longitudinal , transverse and shear loading. *J Orthop Res.*
323 2005;23(1):67–76.
- 324 7. Lafortune MA, Henning EM, Lake MJ. Dominant role of interface over knee angle for
325 cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *J Biomech.* 1996;29(12):1523–9.
- 326 8. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with
327 tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(2):323–8.

- 328 9. Ehrström S, Gruet M, Giandolini M, Chapuis S, Morin JB, Vercruyssen F. Acute and delayed
329 neuromuscular alterations induced by downhill running in trained trail runners: Beneficial
330 effects of high-pressure compression garments. *Front Physiol.* 2018;28(9):1627.
- 331 10. Du BB, Bigelow PL, Wells RP, Davies HW, Hall P, Johnson PW. The impact of different seats
332 and whole-body vibration exposures on truck driver vigilance and discomfort. *Ergonomics.*
333 2018;61(4):528–37.
- 334 11. Valle X, Til L, Drobnic F, Turmo A, Montoro JB, Valero O, et al. Compression garments to
335 prevent delayed onset muscle soreness in soccer players. *Muscle Ligaments Tendons J.*
336 2014;3(4):295-302.
- 337 12. Chadeaux D, Rao G, Androuet P, Berton E, Vigouroux L. Active tuning of stroke-induced
338 vibrations by tennis players. *J Sports Sci.* 2017;35(16):1643–1651.
- 339 13. Play MC, Trama R, Millet GY, Hautier C, Giandolini M, Rossi J. Soft tissue vibrations in
340 running: A narrative review. *Sports Med Open.* 2022;22(8):131.
- 341 14. Behling AV, Giandolini M, von Tscharner V, Nigg B. Soft-tissue vibration and damping
342 response to footwear changes across a wide range of anthropometrics in running. *PLoS One.*
343 2021;16(8):e0256296.
- 344 15. Enders H, von Tscharner V, Nigg B. The effects of preferred and non-preferred running strike
345 patterns on tissue vibration properties. *J Sci Med Sport.* 2014;17(2):218–22.
- 346 16. Nigg B, Wakeling J. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev.*
347 2001;29(1):37–41.
- 348 17. Boyer KA, Nigg BM. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force
349 characteristics. *J Biomech.* 2004;37(10):1583–8.
- 350 18. Boyer KA, Nigg BM. Changes in muscle activity in response to different impact forces affect
351 soft tissue compartment mechanical properties. *J Biomech Eng.* 2007;129(4):594–602.
- 352 19. Giandolini M, Munera M, Chiementin X, Bartold S, Horvais N. Footwear influences soft-tissue

- 353 vibrations in rearfoot strike runners. *Footwear Science*. 2017;9:25–7.
- 354 20. Giandolini M, Romain JP, Horvais N, Nigg BM. Midsole properties affect the amplitude of
355 soft-tissue vibrations in heel–toe runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;52(4):884–891.
- 356 21. Trama R, Blache Y, Hautier C. Effect of rocker shoes and running speed on lower limb
357 mechanics and soft tissue vibrations. *J Biomech*. 2019;82(3):171–177.
- 358 22. Gellaerts J, Pirard M, Muzic J, Peseux M, Ménétrier A. Maximalist vs. minimalist shoes: Dose-
359 effect response of elastic compression on muscular oscillations. *J Sports Med Phys Fitness*.
360 2017;57(10):1290–1298.
- 361 23. Behling AV, Tschanner V, Giandolini M, Nigg BM. Strategies to reduce soft-tissue vibrations
362 in running. *Footwear Science*. 2019;11:210–211.
- 363 24. Jalali P, Noorani M, Hassannejad R, Etefagh M. Modeling the central nervous system
364 functionality in controlling the calf muscle activity during running with sport shoes. *Proc Inst
365 Mech Eng H*. 2019;233(2):254–266.
- 366 25. Hoerzer S, Tschanner V, Nigg BM. Defining functional groups based on running kinematics
367 using self-organizing maps and support vector machines. *J Biomech*. 2015;48(10):2072–9.
- 368 26. Clarys JP, Marfell-Jones MJ. Soft tissue segmentation of the body and fractionation of the
369 upper and lower limbs. *Ergonomics*. 1994;37(1):217–29.
- 370 27. Oliveira AS, Pirscoveanu CI. Implications of sample size and acquired number of steps to
371 investigate running biomechanics. *Sci Rep*. 2021;11(1):3083.
- 372 28. Giandolini M, Bartold S, Horvais N. Interaction between body composition and impact-related
373 parameters in male and female heel-toe runners. *Gait Posture*. 2019;70:355–360.
- 374 29. Wakeling JM, Nigg B, Rozitis A. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs
375 in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal Appl Physiol*. 2002;93(3):1093–103.
- 376 30. Chen C, Yang W, Chen Y, Chen V, Liu C, Shiang T. High vibration frequency of soft tissue

- 377 occurs during gait in power-trained athletes. *J Sports Sci.* 2021;39(4):439–445.
- 378 31. Trama R, Hautier C, Souron R, Lapole T, Fouré A. Is accelerometry an effective method to
379 assess muscle vibrations in comparison to ultrafast ultrasonography? *IEEE Trans Biomed Eng.*
380 2020;68(4):1409-1416.
- 381 32. Martínez A, Lam CKY, Tschanner V, Nigg BM. Soft tissue vibration dynamics after an
382 unexpected impact. *Physiol Reports.* 2019;7(2):e13990.
- 383 33. Durnin B, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from
384 skinfold thickness. *Br J Nutr.* 1973;32(1):77–97.
- 385 34. Guerra RS, Amaral TF, Marques E, Mota J, Restivo MT. Accuracy of Siri and Brozek
386 equations in the percent body fat estimation in older adults. *J Nutr Health Aging.*
387 2010;14(9):744–8.
- 388 35. Mercer JA, Horsch S. Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on
389 impact force. *J Ex Sci Fit.* 2015;13(1):29–34.
- 390 36. Moore IS, Ashford KJ, Cross C, Hope J, Jones HSR, McCarthy-Ryan M. Humans optimize
391 ground contact time and leg stiffness to minimize the metabolic cost of running. *Front Sports*
392 *Act Living.* 2019;4(1):53.
- 393 37. Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young
394 unimpaired adults. *Hum Mov Sci.* 2005;24(4):544–57.
- 395 38. Huang M, Mo S, Pak-Kwan Chan P, Chan ZYS, Zhang-Lea JH, Cheung RTH. The influence
396 of running shoes on familiarization time for treadmill running biomechanics evaluation. *Sports*
397 *Biomech.* 2022;00(00):1–14.
- 398 39. Wakeling JM, Pascual SA, Nigg BM, Von Tschanner V. Surface EMG shows distinct
399 populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. *Eur J*
400 *Appl Physiol.* 2001;86(1):40–7.
- 401 40. Boyer KA, Nigg BM. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running.

- 402 J Biomech. 2007;40(8):1877–80.
- 403 41. Willy R, Pohl M, Davis I. Calculation of vertical load rates in the absence of vertical impact
404 peaks. In: Proceedings of the 32nd Annual Conference of the American Society of
405 Biomechanics Conference. 2008. p. 875.
- 406 42. Futrell EE, Gross KD, Reisman D, Mullineaux DR, Davis IS. Transition to forefoot strike
407 reduces load rates more effectively than altered cadence. *J Sport Health Sci.* 2020;9(3):248–
408 257.
- 409 43. Giandolini M, Horvais N, Rossi J, Millet GY, Samozino P, Morin JB. Foot strike pattern
410 differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in
411 downhill trail running. *J Biomech.* 2016;49(9):1765–1771.
- 412 44. Müller R, Grimmer S, Blickhan R. Running on uneven ground: Leg adjustments by muscle
413 pre-activation control. *Human M Sci.* 2010;29(2):299–310.
- 414 45. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Ferber R. Kinematic gait patterns in healthy runners: A
415 hierarchical cluster analysis. *J Biomech.* 2015;48(14):3897–904.
- 416 46. Albiach JP, Mir-Jimenez M, Moreno VH, Moltó IN, Martínez-Gramage J. The relationship
417 between VO₂ max, power management, and increased running speed: Towards gait pattern
418 recognition through clustering analysis. *Sensors.* 2021;21(7).
- 419 47. Chollet M, Michelet S, Horvais N, Pavailler S, Giandolini M. Individual physiological
420 responses to changes in shoe bending stiffness: a cluster analysis study on 96 runners. *Eur J
421 Appl Physiol.* 2022;01:169-177.
- 422 48. Gindre C, Lussiana T, Hebert-Losier K, Mourot L. Aerial and terrestrial patterns: A novel
423 approach to analyzing human running. *Int J Sports Med.* 2015;37(1):25–9.
- 424 49. Hill AV. The pressure developed in muscle during contraction. *J Physiol.* 1948;107:518–26.
- 425 50. Isherwood J, Rimmer E, Fu F, Xie Z, Sterzing T. Biomechanical and perceptual cushioning
426 sensitivity based on mechanical running shoe properties. *Footwear Science.* 2021;13(3):221–

427 31.

428 51. Boyer KA, Nigg B. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *J Biomech.*
429 2006;39:645–51.

430 52. Friesenbichler B, Stirling L, Federolf P, Nigg BM. Tissue vibration in prolonged running. *J*
431 *Biomech.* 2011;44(1):116–20.

432 53. Khassetarash A, Hassannejad R, Ettefagh MM, Sari-Sarraf V. Fatigue and soft tissue vibration
433 during prolonged running. *Hum Mov Sci.* 2015;44:157–67.

434

Under Peer Review

ÉTUDE DE THÈSE #4

Effets d'une réduction des vibrations par la dureté de semelle sur la fatigue neuromusculaire lors d'un semi-marathon

1. Publications et communications associées à cette étude

Cette étude est une Recherche Impliquant la Personne Humaine de niveau 1 (RIPH 1). J'ai donc rédigé le protocole évalué par le Comité de Protection de Personnes (CPP) Sud Méditerranée III qui a donné son avis favorable. Les résultats de cette étude font l'objet d'un article intitulé : *Soft tissue vibrations and fatigue during prolonged running : does an individualized midsole hardness play a role ?* en cours de soumission.

2. Contexte

Les études existantes associant fatigue et vibrations sont au nombre de 5. Elles se sont intéressées soit à des temps de course court (< 1h) jusqu'à épuisement du sujet et/ou en descente (Friesenbichler et al., 2011; Khassetarash et al., 2019, 2015b), soit à des distances de course type trail longues (> 40 km) (Ehrström et al., 2018; Trama et al., 2022). Seulement deux études ont quantifié la fatigue neuromusculaire avant et après l'exercice (Ehrström et al., 2018; Trama et al., 2022). De façon intéressante, une réduction des vibrations par le port de manchons compressifs a montré des effets bénéfiques immédiats sur la fatigue centrale et des effets bénéfiques retardés (post 24h) sur la fatigue périphérique (Ehrström et al., 2018).

A ce jour, aucune étude n'a évalué si une dureté de semelle réduisant les vibrations avait un effet bénéfique sur la fatigue neuromusculaire.

But : Déterminer si une dureté de semelle limitant l'augmentation des vibrations au cours d'un semi-marathon réduit la fatigue neuromusculaire.

Hypothèse : La dureté de semelle limitant les vibrations génère moins de fatigue neuromusculaire.

3. Matériel et méthodes

a. Participants

L'échantillon était composé de 20 coureurs expérimentés (tableau 7 et annexe 5).

Tableau 7. Profil sujets (moyenne \pm écart type)

	Hommes (n = 20)
Age (années)	40,3 \pm 12,3
Masse (kg)	67,2 \pm 9,8
Taille (cm)	180,0 \pm 7,0
Volume hebdomadaire de course à pied (h)	4,9 \pm 2,0
Kilomètre hebdomadaire en course à pied (km)	51,2 \pm 20,7
Années de pratique (années)	15,9 \pm 10,8
Vitesse Maximale Aérobie (VMA) (km/h)	18,8 \pm 1,8
V_{O₂}max (ml/kg/min)	59,9 \pm 5,8

b. Chaussures

Trois prototypes de chaussures (Salomon Aero Blaze, drop = 8 mm, épaisseur talon = 32 mm, figure 42) de dureté de semelle différentes étaient à disposition pour l'étude : molle (45 Asker-C), moyenne (52 Asker-C) et ferme (65 Asker-C).



Figure 42. Chaussures testées

c. Design expérimental

L'étude s'est divisée en trois sessions (figure 43A).

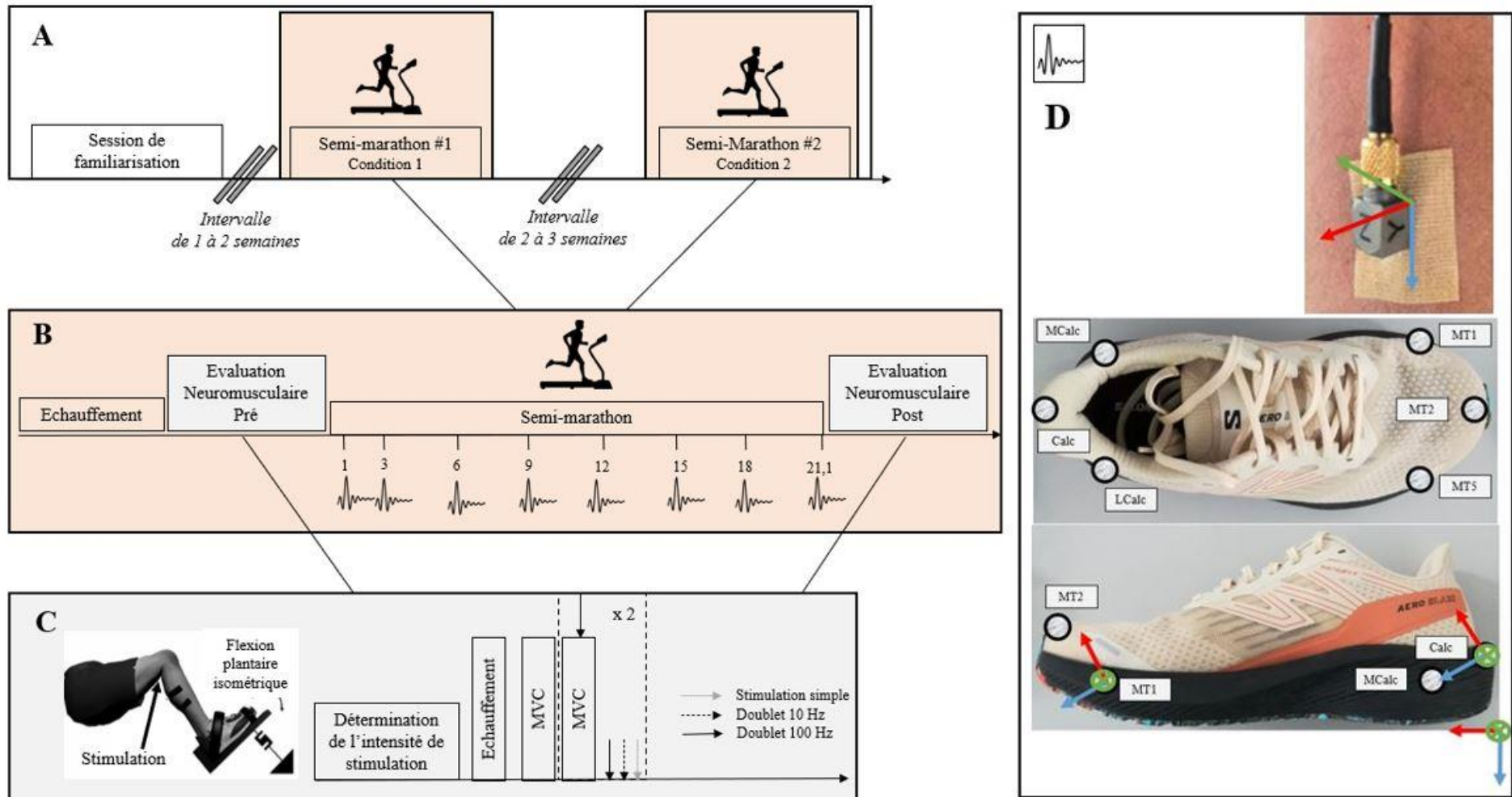


Figure 43. Protocole global de l'étude (A) et des sessions semi-marathon (B) avant et après lesquels la fatigue neuromusculaire de course a été évaluée (C). Positionnement de l'accéléromètre et des marqueurs passifs (D).

La première session comprenait tout d'abord la visite médicale avec électrocardiogramme au repos et un échauffement de 8 minutes. Puis, lors de la familiarisation avec les chaussures, le coureur s'est vu équipé d'un accéléromètre sur le muscle *gastrocnemius medialis*. Ces mesures ont permis de déterminer les deux conditions de chaussure (parmi les trois) minimisant et maximisant les vibrations du muscle *gastrocnemius medialis* (respectivement MIN = *individualized midsole hardness*, et MAX). Le test incrémental a ensuite permis de déterminer la vitesse de course à maintenir (équivalente à 95 % du second seuil ventilatoire) lors des deux prochaines visites. Cette première session s'est finalisée avec une familiarisation aux tests neuromusculaires.

Les deuxième et troisième sessions, espacées de deux à trois semaines, consistaient en un semi-marathon sur tapis roulant dans les deux conditions de chaussures (figure 43B). Après un échauffement de 10 minutes, les sujets ont été équipés d'un accéléromètre sur le *gastrocnemius medialis*. Six marqueurs passifs sur la chaussure ont été placés (au niveau des 1^{er}, 2^{ème} et 5^{ème} métatarsiens et au *calcaneum*, *calcaneum medialis* et *lateralis*) (figure 43D). Les mesures cinétiques, cinématiques et vibratoires ainsi que la perception de l'effort (RPE) (figure 44) et l'appréciation de la semelle (échelle identique à celle de l'étude #3) ont été recueillies tous les 3 km. La fatigue neuromusculaire a été évaluée pré et post semi-marathon (figure 43C).

ECHELLE DE BORG (6 - 20)

6	Pas d'effort
7	
8	Extrêmement léger
9	Très léger
10	
11	Léger
12	
13	Relativement difficile
14	
15	Difficile
16	
17	Très difficile
18	
19	Extrêmement difficile
20	Effort maximal

Figure 44. Echelle de Borg

d. Analyses statistiques

Présentant des réponses neuromusculaires différentes au début des deux semi-marathons, trois sujets ont été exclus de l'analyse. Des ANOVA à deux facteurs (temps × dureté) à mesures répétées (1^{er}, 3^{ème}, 6^{ème}, 9^{ème}, 12^{ème}, 15^{ème}, 18^{ème} et 21^{ème} km) ont été menées sur les mesures vibratoires, les paramètres cinétiques et cinématiques. Des ANOVA à deux facteurs (temps × dureté) à mesures répétées (pré, post) ont été effectuées sur les variables neuromusculaires. Lorsque des différences significatives ont été détectées, les tests post-hocs de *Tukey* ont permis de savoir quel kilomètre était significativement

différent d'un autre et le calcul du coefficient d de Cohen précisa la taille d'effet. Le seuil de significativité fut fixé à 0,05.

4. Résultats

Les coureurs ont effectué le semi-marathon à une vitesse de $12,9 \pm 1,2$ km/h. Avec la condition MAX, l'amplitude des vibrations a augmenté significativement de 13,3 %, alors que MIN assurait un niveau de vibrations constant (i.e. sans évolution significative) (figure 45A). Avec la condition MAX, une attaque talon moins prononcée (figure 45B) et une RPE plus importante (figure 45C) ont été démontrés comparativement à MIN. Avec MIN et MAX, la fréquence médiane des vibrations et la fréquence des pas ont diminué au cours du semi-marathon alors que le temps de contact et la fréquence d'impact ont significativement augmenté. Les coureurs ont témoigné d'une meilleure appréciation de la chaussure MIN comparé à MAX (figure 45D). Des différences significatives entre PRE et POST ont été observées pour toutes les variables neuromusculaires, et ce dans les deux conditions de chaussures (figure 46).

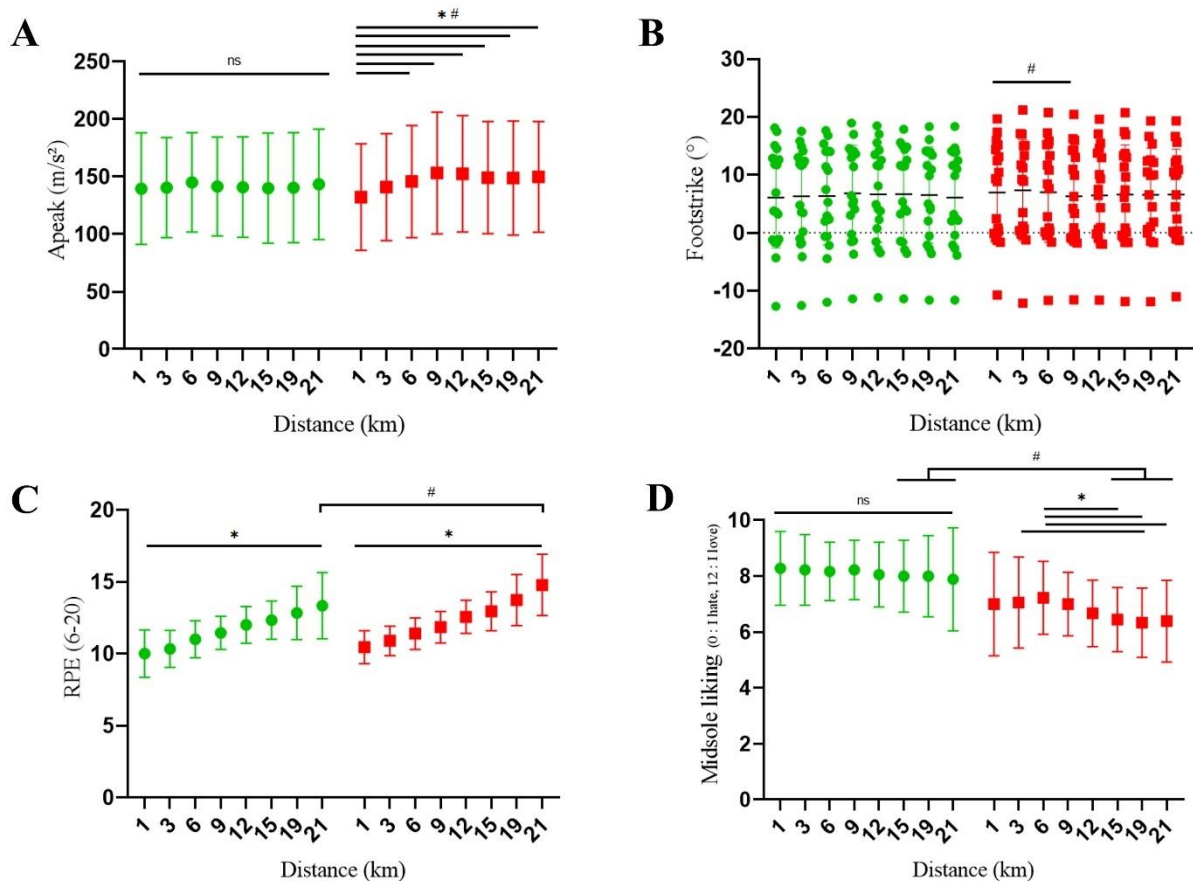


Figure 45. Evolution de l'amplitude des vibrations (A), de la pose de pied (B), de la RPE (C) et de l'appréciation de la dureté de semelle (D) en fonction de la distance (km) avec la chaussure MIN (vert) et MAX (rouge). * effet temps, $p < 0,05$; # effet dureté, $p < 0,05$; ns : non significatif.

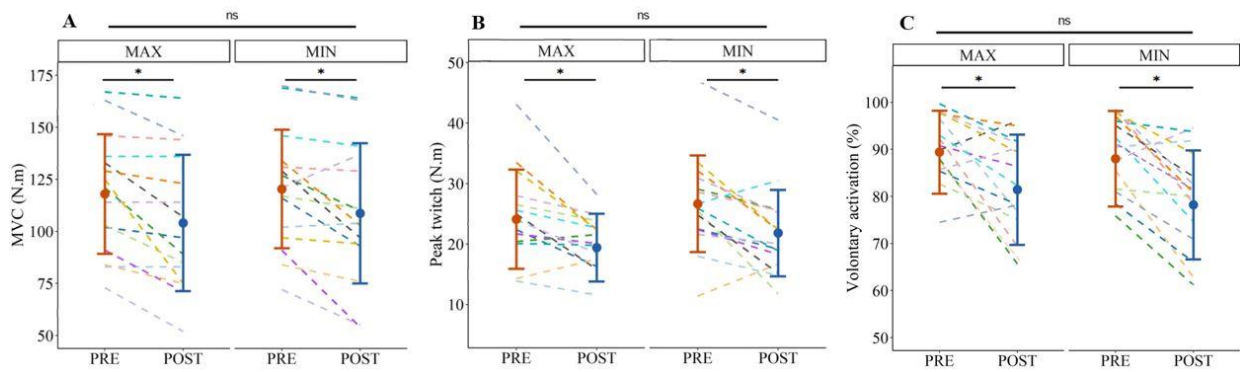


Figure 46. Variations de la MVC (A), de la twitch (B) et de l'activation volontaire (C) avant (PRE) et après (POST) le semi-marathon dans MIN et MAX. * effet temps, $p < 0,05$; ns : non significatif

→ En réponse à la problématique 3, les vibrations des tissus mous ont significativement augmenté avec la semelle MAX au cours du semi-marathon. La baisse de vibrations assurée par la semelle MIN a montré un effet bénéfique sur le confort et l'effort perçu. Cependant, MIN n'a pas montré d'effet bénéfique sur la fatigue neuromusculaire.

5. Article

1 **Soft tissue vibrations and fatigue during prolonged running: does an**
2 **individualized midsole hardness play a role?**

3 Marie-Caroline PLAY (ORCID 0000-0002-9790-3286)¹, Marlène GIANDOLINI
4 (ORCID 0000-0003-1507-8356)², Titouan P PERRIN (ORCID 0000-0001-8862-
5 8641)¹, Mélanie METRA (ORCID 0009-0009-6383-5076)¹, Léonard FEASSON
6 (ORCID 0000-0002-8163-5539)^{1,3}, Jérémy ROSSI (ORCID 0000-0002-0559-
7 208X)¹, Guillaume Y MILLET (ORCID 0000-0002-6395-0762)*^{1,4}

8
9 ¹ *Université Jean Monnet Saint-Etienne, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la*
10 *Motricité, F-42023, Saint-Etienne, France.*

11 ² *Amer Sports Footwear Innovation and Sport Sciences Lab, Salomon SAS, Annecy, France*

12 ³ *Service de physiologie Clinique et de l'exercice, CHU de Saint-Etienne, Saint-Etienne,*
13 *France*

14 ⁴ *Institut Universitaire de France (IUF)*

15
16 *Corresponding author:

17 Guillaume MILLET

18 LIBM, Campus Santé Innovations

19 10 chemin de la Marandière

20 42270 Saint-Priest-en-Jarez, France

21 Email: guillaume.millet@univ-st-etienne.fr

22

23

24

25

26 **Abstract**

27 The purpose of this study was to determine whether an individualized midsole hardness can minimize
28 soft tissue vibrations (STV) and neuromuscular (NM) fatigue during a half marathon. Twenty
29 experienced runners were recruited for three visits: a familiarization session including the identification
30 of midsole minimizing and maximizing STV amplitude (MIN and MAX, respectively), and two half
31 marathon sessions at 95% of speed at the second ventilatory threshold. STV of the *gastrocnemius*
32 *medialis* (GM) muscle, running kinetics, foot strike pattern, rating perceived exhaustion (RPE) and
33 midsole liking were recorded every 3 km. NM fatigue was assessed on plantar flexors (PF) before (PRE)
34 and after (POST) the half marathon. At POST, *small to very large* PF central and peripheral alterations
35 and changes in contact time, step frequency, STV median frequency and impact force frequency as well
36 as foot strike pattern were found in both MIN and MAX. No significant differences in damping, STV
37 main frequency, flight time, duty factor and loading rate were observed between conditions whatever
38 the time period. During the half marathon, STV amplitude of GM significantly increased over time for
39 the MAX condition (+13.3%) only. *Moderate to large* differences between MIN and MAX were
40 identified for RPE and midsole liking. Compared to other interventions (e.g., compressive garments), it
41 could be hypothesized that, while significant, the effect of midsole hardness on STV is too low to
42 substantially affect NM fatigue.

43 **Keywords:** Running, Soft tissue vibrations, Footwear, Fatigue.

44

45

46 **Introduction**

47 In running, each foot-ground contact causes an impact and ground reaction forces (GRF) are considered
48 as the initial input into the musculoskeletal system (Cavanagh and LaFortune, 1980). The foot-ground
49 contact induces a shock wave that travels from the foot to the head through bones and soft tissues
50 (Chadefaux et al., 2019; Gruber et al., 2014; Trama et al., 2019b). Soft tissues (including muscles,
51 tendons, adipose tissue, ligaments and skin) exhibit a composite structural organization, resulting in a
52 viscoelastic behaviour oscillating in all directions when exposed to a shock (Bonifasi-lista et al., 2005;
53 Dumas and Jacquelin, 2017). Soft tissue vibrations (STV) are vibratory signals described by their
54 frequency, amplitude and damping (Play et al., 2022). In endurance running, the frequencies of the input
55 signal (GRF) are between 10 and 20 Hz (Boyer and Nigg, 2007a). The natural frequencies of soft tissues
56 compartments are similar (Wakeling and Nigg, 2001), inducing a resonance phenomenon. Muscle
57 tuning, i.e. the increase in muscle activity to minimize STV, is highly pronounced when the input
58 frequency and natural frequency of a specific soft tissue compartments are close (Boyer and Nigg, 2004,
59 2007b; Nigg and Wakeling, 2001).

60 Footwear, the primary interface between ground and runner, has been shown to affect STV properties.
61 Changes in midsole viscoelasticity (Giandolini et al., 2019, 2017), geometry (Gellaerts et al., 2017;
62 Trama et al., 2019a) and hardness (Behling et al., 2021, 2019; Boyer and Nigg, 2004; Jalali et al., 2019)
63 influence STV amplitude and damping. Recently, it has been observed that runners respond differently
64 to midsole hardness changes, i.e. a given midsole hardness can be beneficial for one runner but not for
65 another. A group of runners responding similarly to footwear intervention forms a functional group
66 (Hoerzer et al., 2015). For instance, Behling et al. (2021) observed that during a 5-minutes level-running
67 bout, part of their sample improved STV damping with a soft midsole (i.e. damping decreased) whereas
68 the other part improved STV damping with a hard shoe.

69 As footwear could minimize STV, one may suggest that an individualized midsole hardness could
70 reduce neuromuscular (NM) fatigue during prolonged running. To the best of our knowledge, three
71 studies contributed to understand how fatigue affects STV during short and intense level running until
72 exhaustion (Friesenbichler et al., 2011; Khassestarash et al., 2019, 2015). STV amplitude of plantar

73 flexors (PF) increased by 10 to 30% and a 15 to 20% increase in damping was depicted, as suggested in
74 the predictions of a computer model (Zadpoor and Nikooyan, 2012). However, none of these studies
75 examined the role of the shoe to minimize STV and fatigue.

76 As the relative contribution of midsole hardness on STV and NM fatigue during long road races remains
77 unknown, the purpose of this study was to determine whether a midsole hardness minimizing STV at
78 the *gastrocnemius muscle* (GM) could consequently reduce NM fatigue of PF during a half marathon.
79 Foot strike pattern and kinetics changes were also collected to study whether the potential footwear
80 effect is associated with biomechanical changes. We hypothesized that reducing STV through the
81 utilisation of an appropriate midsole hardness during a half marathon would induced less NM fatigue.

82

83 **Methods**

84 *Participants*

85 Twenty experienced runners were recruited (age: 40.3 ± 12.3 years, mass: 67.2 ± 9.8 kg, height: 180.0
86 ± 7.0 cm, running hours per week: 4.9 ± 2.0 hours, weekly mileage: 51.2 ± 20.7 km, running experience:
87 15.9 ± 10.8 years). Participants were included in the study if they were doing at least one long run (20
88 km or longer) per week. Once the entire procedure was fully explained to the participants, they gave
89 their written informed consent to participate in this study, which was approved by the ethics committee
90 of Sud Méditerranée III (21CH248 – 2022-A00219-34) in agreement with the Declaration of Helsinki.

91 *Shoe conditions*

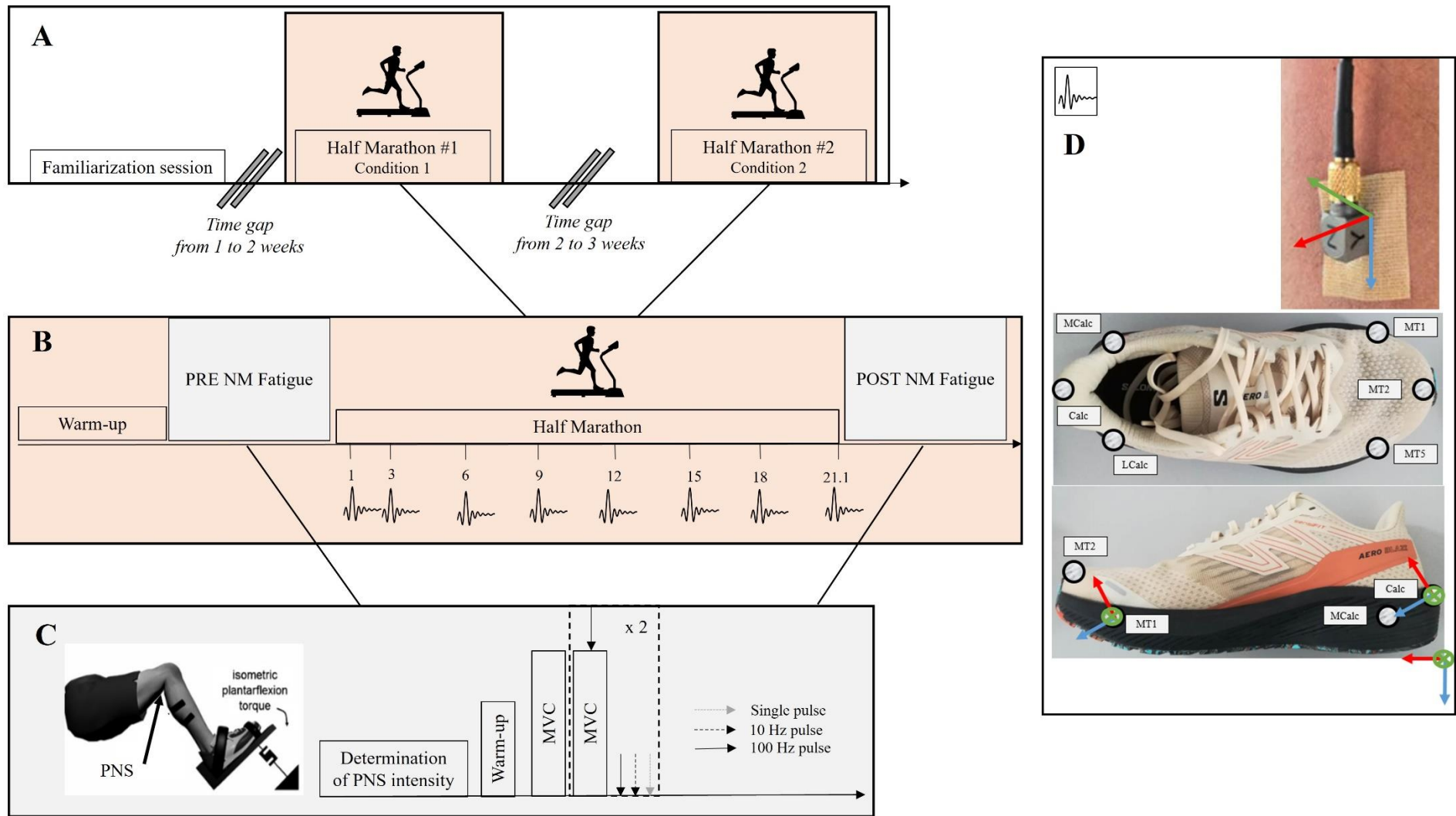
92 Three shoe prototypes differing only in their midsole hardness were used: ‘*soft*’ (45 Asker C), ‘*medium*’
93 (52 Asker C) and ‘*hard*’ (65 Asker C). Hardness was measured at the rear part of each midsole using a
94 durometer. Foam properties were assessed using a custom mechanical procedure inspired by the
95 standardized impact test ASTM F 1614. The impact testing machine used for the procedure was a MAU
96 1002 ZWA equipped with a force transducer and an accelerometer (AD Engineering, Bergamo, Italy).
97 For the test, the shoe was assembled on a rigid shoe last fixed to the machine. The laces of the shoes

98 were well tightened to minimize transversal movement between the last and the shoe. A 5 kg rigid mass
99 attached to a sliding assembly was dropped from 23.5 cm height onto the rear part of the midsole.

100 *Experimental design*

101 The study consisted of three visits in the laboratory (Figure 1A): a familiarization session, including the
102 identification of midsole minimizing and maximizing STV amplitude (MIN and MAX, respectively), a
103 first half marathon session performed one week after the familiarization session and a second half
104 marathon session done from two to three weeks after the first half marathon.

Draft



105

106 **Figure 1.** Overall protocol of the study (A) and during half-marathon sessions (B) including neuromuscular fatigue assessment (C). Accelerometer and markers
 107 placement (D)

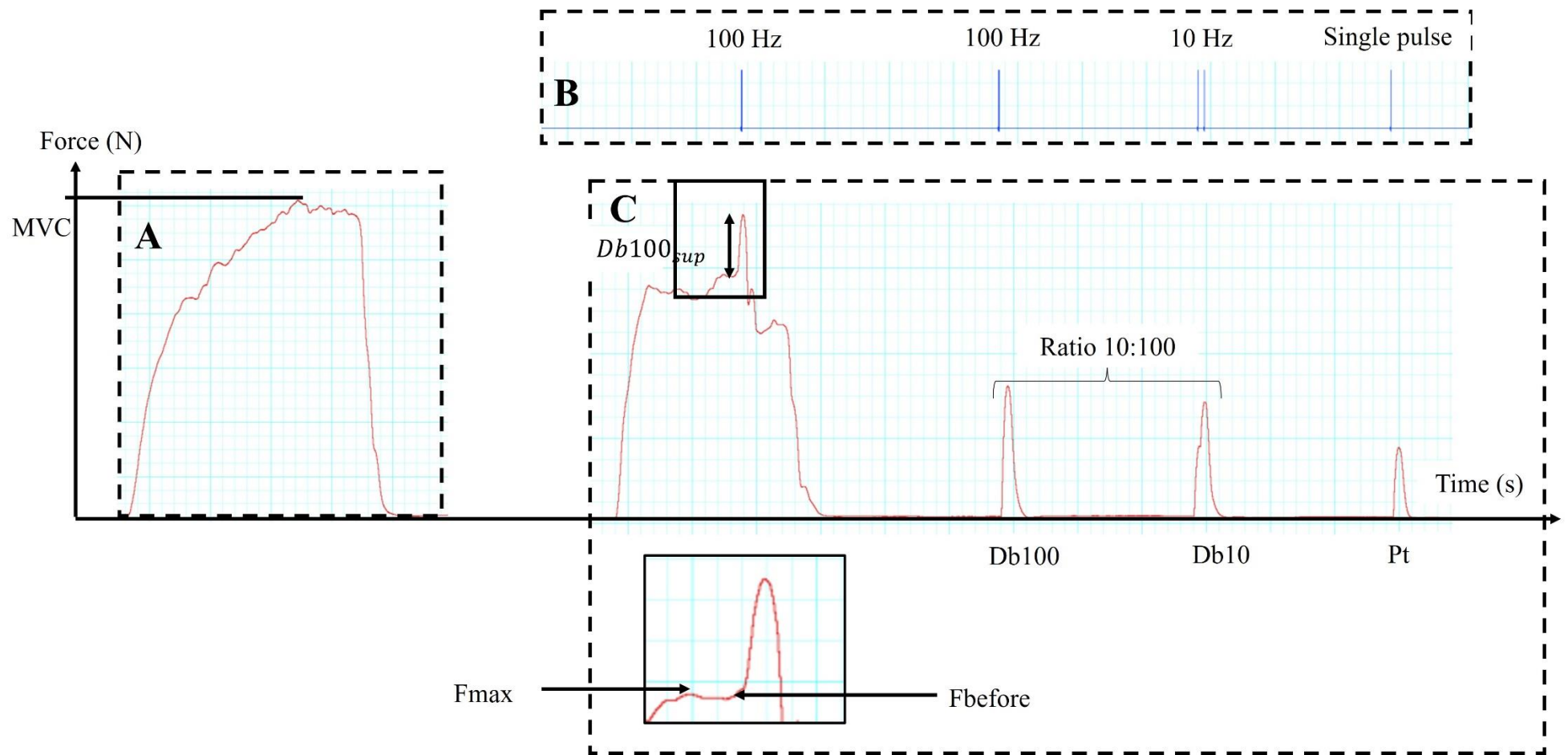
108 *Familiarization session*

109 The familiarization session comprised a medical examination with an electrocardiogram, a
110 familiarization of shoes and NM fatigue testing protocol as well as an incremental treadmill test to
111 determine maximal oxygen uptake and ventilatory thresholds. After a 7-minute warm-up, the shoes
112 familiarization consisted in a 4-minute running trial at comfort speed for each condition on the motorized
113 treadmill (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). The vibration data collected
114 at minute 4 (Zhang et al., 2023) enable us to determine the shoe condition minimizing STV among the
115 three (MIN, i.e. the individualized midsole hardness) and which one maximizing them (MAX) before
116 the first half marathon. The NM familiarization test consisted of 4-5 s MVCs on PF muscles. Participants
117 were then familiarized with electrical peripheral nerve stimulation on tibial nerve. For the incremental
118 test, the treadmill started at 6 km/h and the speed increased by 0.5 km/h every 30 s until exhaustion.

119 *Half marathon sessions*

120 MIN and MAX were tested in a randomized order. Participants warmed up for 7 minutes with the tested
121 shoes on the motorized treadmill (Figure 1B). Then, NM function was assessed on PF muscles (Figure
122 1C). Participants were seated on the chair in an upright position with the hip and the right knee at 90°
123 of flexion. PF torque was measured by an instrumental pedal placed at 45 degrees with respect to the
124 horizontal. Heel and forefoot were securely attached to the pedal with a homemade snow binding to
125 avoid displacement of the foot during MVC. EMG activity was recorded on *gastrocnemius medialis*
126 (GM) and *soleus* muscles using pairs of self-adhesive surface electrodes (Meditrace 100; Covidien,
127 Mansfield, MA) with a 10-mm recording diameter. The electrodes were placed in bipolar configuration
128 and spaced by a 30-mm interelectrode distance. A reference electrode was placed on the right medial
129 malleolus. Prior to placing the electrodes, the skin was prepared to obtain low impedance by shaving,
130 abrading the skin and cleaning it with alcohol. The electrode placement was drawn on the skin using a
131 permanent marker to ensure the same placement between PRE and POST half marathon measurements.
132 EMG data were recorded with PowerLab system (16/30 - ML880/P, ADInstruments, Bella Vista,
133 Australia) with a sampling frequency of 2000 Hz. The EMG signal was amplified with octal bio-
134 amplifier (Octal Bioamp, ML138, ADInstruments) with a bandwidth frequency ranging from 5 to 500

135 Hz (common mode rejection ratio = 85 dB, gain = 500), transmitted to the computer and analysed with
136 LabChart 8 software (ADInstruments). Single electrical stimuli of 1 ms duration and 400 V maximal
137 output voltage were delivered via constant-current stimulator (DS7A or DS7R; Digitimer, Welwyn
138 Garden City, Hertfordshire UK) to the right tibial nerve. The optimal intensity was determined by
139 delivering single stimuli incrementally to the relaxed muscles until maximal M-wave and the torque
140 response plateaued. A stimulation intensity of 130 % of the intensity that produced the maximal torque
141 response and M-wave amplitude was used to ensure supramaximality of the twitch responses. The
142 stimulation intensity was determined at the beginning of the PRE half marathon and checked at the
143 beginning of the POST half marathon. The NM testing protocol consisted of one MVC without
144 stimulation (Figure 2A), followed by two MVC's with paired-pulse (100 Hz) peripheral nerve
145 stimulation delivered at peak torque, and on relaxed muscle separated by 3 s (100 and 10 Hz paired-
146 pulse and single pulse; Db100, Db10 and Pt, respectively) (Figure 2B). During MVCs, participants were
147 instructed to contract as strongly as possible for ~4 s. A 30-s resting period separated two MVCs. The
148 NM function assessment was the same between PRE and POST half marathon measurements.



149

150 **Figure 2.** Neuromuscular fatigue assessment. Changes in maximal voluntary force (MVC), surimposed stimulations and stimulations on relaxed muscle
 151 represent global fatigue (A), central fatigue (B) and peripheral fatigue (C) respectively.

152 Prior to the half marathon, scales about rating of perceived exertion (RPE, from 6 – *Not exertion at all*
153 to 20 – *Maximal exertion*) (Borg, 1969) and midsole liking (from 0 – *I hate* to 15 – *I love*) were explained
154 to runners.

155 Then, participants were equipped with a tri-axial lightweight accelerometer (3273A4 Series, Dytran
156 Instrument, Marilla St, Chatsworth, CA) with the following characteristics: mass = 3 g; sampling
157 frequency = 2,222 Hz; range = ± 100 g; sensitivity = 50 mV/g, placed on the GM muscle belly (figure
158 1D). The accelerometer was strapped to ensure a good skin contact and connected to a common battery
159 and a customized Trigno Trigger Adapter (Delsys, Natick, MA) used for data transmission. The package
160 (battery and transmission sensor) was placed in a customized Salomon SLAB Sense 2 Set[®] minimalist
161 backpack. This ensured natural freedom of movement during the trials. Six reflective markers were
162 attached to the following anatomical positions: *calcaneus*, medial and lateral faces of the *calcaneus*,
163 first, second and fifth metatarsal base. (figure 1D). The participants were asked to stand in the middle
164 of the treadmill with feet pointing anteriorly and shoulder width apart for a 5 seconds static pose. The
165 marker trajectories were collected using a 10-camera motion capture system (Qualysis AB, Göteborg,
166 Sweden) at a sampling frequency of 200 Hz. Ground reaction forces were measured with platforms
167 included in the treadmill at 4,000 Hz. Participants ran in each footwear condition at 95% of the speed at
168 the second ventilatory threshold reached on the incremental treadmill test. STV, kinetics and foot strike
169 pattern, were collected at the first kilometre and then every 3 km during 30 s. Participants were also
170 asked to mark their RPE and midsole liking every 3 km. NM function was finally assessed POST half
171 marathon.

172 ***Data processing***

173 Three participants were excluded from the whole analysis if they were not able to do the PRE second
174 half marathon MVC ± 10 % equal to PRE first half marathon). All data analyses were processed with
175 customized scripts in Matlab R2021B (MathWorks, Natick, MA).

176 ***Gas exchange measurements***

177 Gas exchange and ventilatory data were interpolated to 5-s intervals for subsequent analysis. Ventilatory
178 thresholds were determined by the methodological approach proposed by (Binder et al., 2008). The
179 second ventilatory threshold was ascertained independently by two experimenters and determined after
180 the two agreed on the value.

181 *Biomechanics and soft tissue vibrations*

182 Processing was similar for the data collected during the familiarization and the half marathons. For the
183 familiarization, fifteen consecutive steps were analysed for each shoe condition, and that for each
184 distance interval concerning the half marathons.

185 The vertical ground reaction force signal was firstly filtered with a low-pass fourth-order Butterworth
186 filter using a 50 Hz cut-off frequency. Then, STV samples were extracted using the vertical force signal
187 with a 30-N detection threshold. Only the vertical GRF was analysed (Boyer and Nigg, 2007a). It was
188 normalized to the participants' body weight. Impact peak was automatically detected or defined as 13%
189 of the stance phase depending on the runner foot strike pattern (Willy et al., 2008). Once impact peak
190 was determined, average vertical loading rate (aVLR) was calculated as the average slope between 20%
191 and 80% of the time to passive peak (Futrell et al., 2020). Active peak was determined as the maximum
192 vertical GRF (F_{max}). A Fast Fourier Transform (FFT) was used to analyse the frequency content of
193 GRF signals, and extract the impact frequency.

194 The three components of the raw acceleration signals were considered and the resultant was calculated
195 (Chadefaux et al., 2019; Giandolini et al., 2016b). Then, a continuous wavelet transform (CWT), using
196 a filter bank of 39 Morse wavelets (Trama et al., 2020) was used to calculate STV amplitude
197 (A_{peak} expressed in g), main frequency (frequency of the most amplitude) and median frequency
198 (frequency that split the amplitude in half). In addition, the damping coefficient was calculated using
199 the decrement of logarithm power, estimated by the least-squares minimization (Enders et al., 2012;
200 Trama et al., 2020, 2019a).

201 Contact (T_c) and flight (T_f) times were defined as the time from foot strike to toe-off and from toe-off
202 to foot strike of the same foot respectively. Duty factor (DF) was calculated as follows:

203
$$DF = \frac{T_c}{T_c + T_f} \quad [1]$$

204 Finally, the foot strike angle (i.e., foot-ground angle at foot strike) was extracted. Marker trajectories
205 were low-pass filtered at 30 Hz using a 4th order Butterworth. Forefoot and rearfoot coordinate systems
206 were defined for foot reconstruction (figure 1D). Foot angle was calculated as the foot following
207 deduction of the static angle and with respect to the lab coordinate system. Foot strike was classified as
208 forefoot strike if the angle between the foot and the treadmill was negative (i.e. ankle plantarflexion)
209 and as rearfoot strike if the angle was positive (i.e. ankle dorsiflexion).

210 *NM fatigue*

211 The maximal torque values were determined as the highest peak torque recorded from the MVC
212 contractions. The ratio of the amplitude of the superimposed doublet to the resting doublet was
213 calculated to obtain the percentage of maximal voluntary activation (VA) as follows:

214
$$VA = \left[1 - \frac{(Db100_{sup} - F_{before}) \times \frac{F_{before}}{F_{max}}}{controlDb100} \right] \times 100 \quad [2]$$

215 where F_{max} the maximal force attained during the MVC, F_{before} the force just before the superimposed
216 doublet, $Db100_{sup}$ the peak force following the superimposed doublet and $controlDb100$ the peak
217 force on the relaxed muscle (Figure 2C) (Giandolini et al., 2016a).

218 *Statistical analysis*

219 Data were analysed using GraphPad Prism 8.1.1. software. All variables were analysed for normality
220 and homogeneity of variances using Shapiro-Wilk. Separate two-way ANOVAs (shoe [MIN, MAX] x
221 time [1, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21 km] or time [PRE, POST]) with repeated measures were applied for all
222 variables. When significant main effects were observed, Tukey post-hoc tests were done. For
223 significance level $p < 0.05$, the Cohen's d effect size was calculated where values < 0.2 , > 0.2 , > 0.6 , $>$
224 1.2 and > 2.0 represent *trivial*, *small*, *moderate*, *large* and *very large* effect sizes respectively (Hopkins
225 et al., 2009). Values are expressed as mean \pm 95 % confidence interval.

226

227 **Results**

228 The number of times each midsole hardness minimizing (MIN) and maximizing (MAX) the vibrations
229 are referred to Appendix 1 in Supplementary Materials. The half marathon speed reached 12.9 ± 1.2
230 km/h. Appendix 2 in Supplementary Materials summarizes soft tissue vibrations, spatiotemporal
231 parameters, kinetics, RPE and midsole liking data over the half marathon in MIN and MAX conditions.

232 ***STV responses***

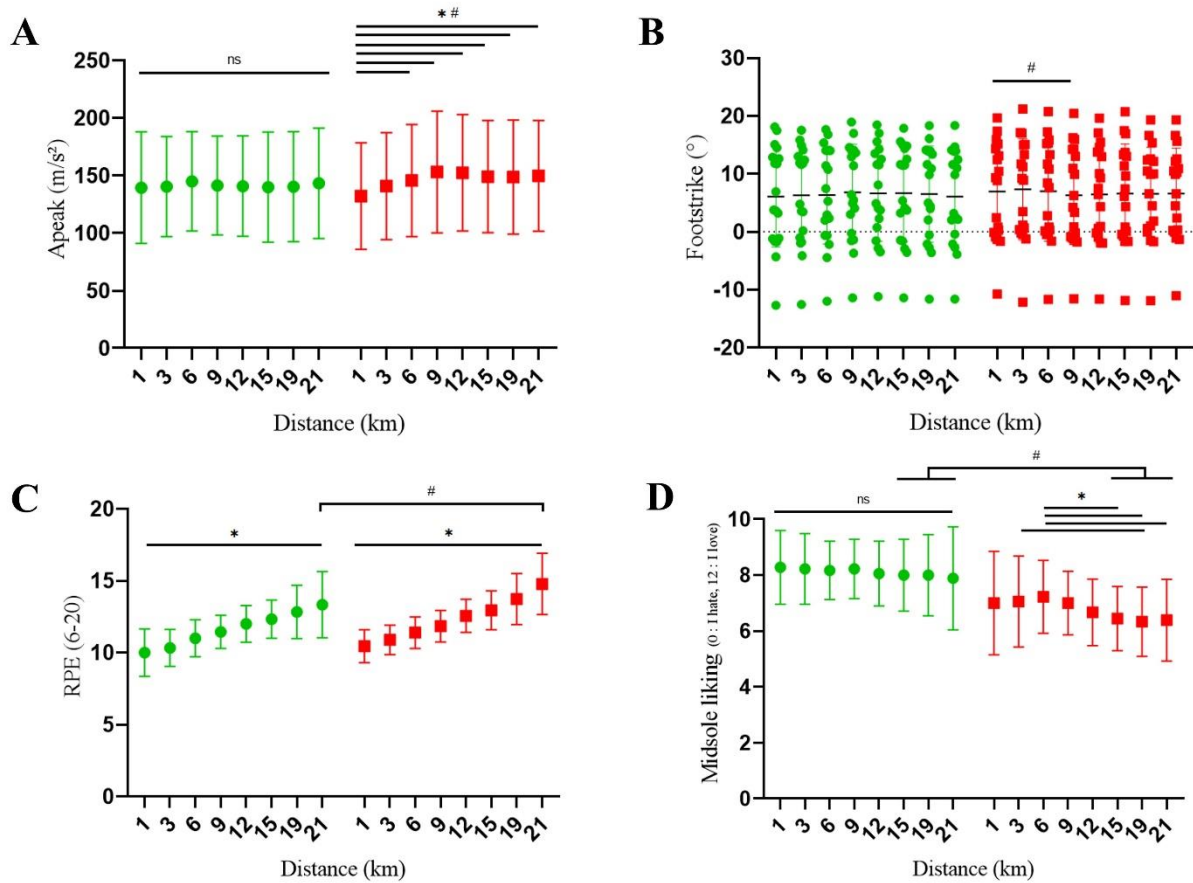
233 A significant time x shoe interaction was observed for STV amplitude ($p = 0.004$, figure 3A). In
234 particular, we observed a *small* increase of STV amplitude in MAX ($+13.3 \pm 22.7\%$, $d = 0.38$) whereas
235 no significant change was found in MIN. Over time, a *small* significant decrease was found for STV
236 median frequency ($p < 0.001$) in MIN and MAX. No significant main effects or interaction were found
237 for damping and STV main frequency.

238 ***Biomechanical alterations***

239 A significant time x shoe interaction was observed for footstrike angle ($p = 0.005$, figure 3B). In
240 particular, runners progressively adopted a less pronounced heel strike in MAX whereas no significant
241 change was found in MIN. Over time, a *trivial* significant increase was found for contact time ($p =$
242 0.002), a *small* increase was found for impact frequency ($p = 0.016$) and a *small* decrease of step
243 frequency was depicted ($p = 0.001$) in MIN and MAX. No significant main effects or interaction were
244 found for loading rate and flight time.

245 ***Subjective alterations***

246 A significant time x shoe interaction was found for RPE ($p = 0.027$, figure 3C). In particular, a greater
247 RPE at the end of the run ($+12.4 \pm 17\%$, $d = 0.63$, *moderate* effect) was observed when comparing
248 MAX to MIN. A significant time effect ($p = 0.001$) and shoe effect ($p = 0.002$) were observed for
249 midsole liking (figure 2D). More specifically, runners demonstrated a *large* worse midsole liking with
250 MAX compared to MIN.



251

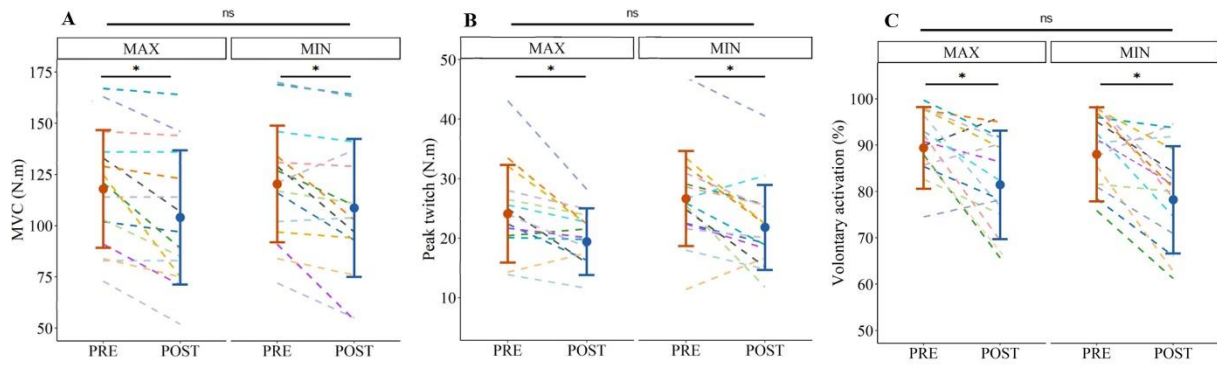
252 **Figure 3.** Evolution of vibration amplitude (A), footstrike pattern (B), RPE (C) and midsole liking (D)
 253 during the half-marathon with MIN (green) and MAX (red) shoes. * p < 0.05, time effect; # p < 0.05,
 254 shoe effect, ns: non-significant.

255

256

257 **NM alterations**

258 No significant time x shoe, interaction were found for NM variables. Over time, we observed *small*
 259 decrements in PF MVC (figure 4A), Db100, Db10 and Pt (figure 4B, p < 0.05) and *very large* decrements
 260 in VA (p < 0.001) (figure 4C).



261

262 **Figure 4.** Evolution of MVC (A), peak twitch (B) and voluntary activation (C) before (PRE) and after
 263 (POST) the half-marathon with MIN and MAX shoes. * $p < 0.05$, time effect; ns: non-significant.

264

265

266 **Discussion**

267 The purpose of this study was to determine whether an individualized midsole hardness can minimize
 268 STV of GM and, as a consequence, NM fatigue of PF during a half marathon. Our hypothesis has been
 269 partially confirmed, as the most important findings of the present study are (i) an increase of STV during
 270 the half marathon with MAX whereas no changes with MIN, and (ii) no significant differences on NM
 271 fatigue following the half marathons between MIN and MAX.

272 ***STV responses***

273 It has recently been emphasized that runners demonstrated subject-specific responses to footwear
 274 interventions (Behling et al., 2021, 2019; Chollet et al., 2022; Play et al., 2022). STV were mainly
 275 reduced with soft and medium midsole whereas MAX shoe distribution was quite equal among the three
 276 midsoles (Appendix 1). In accordance with Behling et al., runners whose STV were minimized with the
 277 medium midsole were slightly older (44.0 ± 18.8 years old) and had a greater BMI (22.4 ± 2.3 kg/m²)
 278 compared to runners whose STV were minimized with the soft midsole (38.8 ± 9.4 years old and 21.5
 279 ± 2.3 kg/m²). Because, to our knowledge, no study has reported how STV change during such a long-
 280 duration run as the half marathon studied here, the interpretation of the present STV results in light of
 281 existing studies is limited. Interestingly, we depicted a *small* non-linear increase of STV during the half
 282 marathon in MAX, with a stronger increase until the 9th km before reaching a steady state, significantly

283 higher than STV with MIN. In contrast, no significant STV changes were found for MIN. The absence
284 of significant main effects or interaction for damping suggests that STV are dissipated during the same
285 time whatever the shoe. Thus, one may suggest that STV with changing shoe condition may be regulated
286 by passive mechanical changes.

287 *NM alterations*

288 After the half marathon, MVC, Db100, Db10 and Pt showed a *small* decrease confirming the prolonged
289 running-induced fatigue in PF muscles. Several mechanisms can explain peripheral fatigue, including
290 impairments in sarcolemmal action potential conduction and excitability (Millet and Lepers, 2004),
291 depressed Ca²⁺ release from the sarcoplasmic reticulum (Hill et al., 2001; Martin and Millet, 2005) but
292 also decreased in Ca²⁺ sensitivity and force produced by active cross-bridges (Place et al., 2010). After
293 the half marathon, VA showed a *very large* deficit, highlighted a less efficient central drive including
294 excitatory and inhibitory reflex inputs from muscles (Millet et al., 2012). Although wearing MIN
295 successfully minimized STV during the half marathon, the present results do not support our hypothesis
296 that STV reduction would lessen peripheral and central fatigue. A previous study showed that wearing
297 high-pressure compression garments during downhill running that minimized STV had a beneficial
298 effect on central fatigue (i.e. a *moderate* -2.4% decrease in VA with compressive garments vs a *large* -
299 7.9% decrease with control garments) but no significant effect on peripheral fatigue (Ehrström et al.,
300 2018). The reduction in STV with the shoe intervention was similar to the one reported by Ehrström et
301 al. (2018) with the compression garments intervention (13.3% vs 11.6%, respectively), yet no reduction
302 of central fatigue was found in the present study. Equipment removal induced a time delay (7-10
303 minutes) between the end of the half marathon and the NM fatigue assessment, possibly masking the
304 beneficial effects of MAX on acute central and peripheral adaptations Compared to Ehrström et al.
305 (2018), it is noteworthy that the present study did not evaluated STV on the same muscle (knee extensors
306 vs plantar flexors respectively) and during the same task (level vs downhill running respectively).

307

308

309 ***Biomechanical alterations in MAX***

310 Since the best midsole hardness in terms of STV reduction did not automatically induce less NM fatigue,
311 one could speculate that biomechanical changes in MAX would have compensated for greater STV
312 (Giandolini et al., 2016a), the latter keeping higher in MAX than MIN. Thirteen out of 17 runners were
313 heel strikers during the entire half marathon. They demonstrated no changes in foot strike pattern in
314 MIN whereas a *trivial* less pronounced heel strike was adopted in MAX from the beginning of the half
315 marathon. Besides, it is known that runners adopt a foot strike pattern to counterbalance the increase of
316 STV (Enders et al., 2014). This foot strike alteration may justify the level of STV lower in MAX at the
317 first kilometre.

318 ***Subjective alterations in MAX***

319 A *moderate* stronger RPE and a *large* worse midsole liking was found in MAX. As perceived exertion
320 is a parameter determining performance (Froyd et al., 2013), one can suggest that STV minimization
321 would improve performance in endurance running.

322

323 **Conclusion**

324 A midsole hardness minimizing STV at the GM present beneficial effect on perceived exertion and
325 midsole liking. However, it seems to have no effect on the magnitude of NM fatigue after the exercise.
326 Compared to other interventions (e.g., compressive garments), it could be hypothesized that, while
327 significant, the effect of midsole hardness on STV is too low to substantially affect NM fatigue. Even if
328 we believe that the present study has high ecological validity in terms of distance, these results remain
329 valid during a treadmill running for this specific runner population and should be treated cautiously to
330 other real-running situations.

331

332

333

334 **Acknowledgments**

335 We thank Dr Léonard Féasson, Dr Clément Foschia and Dr Marion Ravelojaona for conducting medical
336 inclusions.

337 This work was supported by Salomon SAS as part of its research work.

338 The authors report there have no competing interests to declare.

339

340 **APPENDIXES**

341 **Appendix 1.** Number of subjects minimizing (MIN) and maximizing (MAX) soft-tissue vibration
342 (STV) amplitude with either soft, medium or hard midsole.

343

MIN			MAX		
Soft	Medium	Hard	Soft	Medium	Hard
11	5	1	5	6	6

344 *e.g. the soft hardness minimizing STV for 11 runners*

345

346 **Appendix 2:** Mean values \pm standard deviations (SD) for STV, spatiotemporal parameters, kinetics,
347 foot strike pattern, RPE and midsole liking for each shoe and distance.

348 Note: *f* frequency, * $p < .05$; significant difference compared to the first km, † $p < .05$; significant difference compared to the
349 third km, • $p < .05$; significant difference compared to the sixth km, ‡ $p < .05$; significant difference compared to the ninth km,
350 / $p < .05$; significant difference compared to the twelfth km, - $p < .05$; significant difference compared to the fifteenth km, □ p
351 $< .05$; significant difference compared to km in twos, # $p < .05$; significant difference compared to MIN.

352

	MIN								MAX								ANOVA		
	1	3	6	9	12	15	18	21	1	3	6	9	12	15	18	21	Time effect	Shoe effect	Time x Shoe interaction
Soft tissue vibrations																			
A_{peak} (m/s ²)	139.4 ± 48.4	140.4 ± 43.4	145 ± 43.1	141.3 ± 43.1	140.8 ± 43.6	139.9 ± 47.9	140.3 ± 47.9	143.3 ± 48.1	132.2 ± 46.2	140.9 ± 46.4	145.6* ± 48.7	153.2*## ± 52.8	152.4*# ± 50.6	149.1*# ± 48.7	148.7*# ± 49.6	149.8*# ± 48.2	0.006	0.229	0.004
Damping (sec)	19.6 ± 5.1	19.6 ± 4.8	20.0 ± 5.5	19.2 ± 5.8	19.2 ± 5.5	19.2 ± 5.3	19.9 ± 5.3	20.3 ± 5.4	19.6 ± 5.0	20.1 ± 4.5	19.3 ± 4.3	20.2 ± 5.1	20.3 ± 5.3	20.1 ± 5.2	20.8 ± 5.3	21.3 ± 5.6	0.151	0.470	0.505
Median f (Hz)	36.9 ± 3.9	36.6 ± 3.7	36.6 ± 4.2	35.9 ± 4.5	35.4 ± 4.3	35.0*†-L ± 4.8	35.1*†- ± 4.9	34.9*†- ± 5.1	37.0 ± 4.2	37.2 ± 3.9	36.8 ± 3.9	36.7 ± 4.3	36.5 ± 4.3	35.4*†-L ± 5.2	35.9*†- ± 4.2	36.1*†- ± 4.4	<0.001	0.225	0.458
Main f (Hz)	19.2 ± 8.7	17.9 ± 7.5	18.1 ± 7.6	17.3 ± 7.2	17.3 ± 7.4	17.3 ± 7.3	16.7 ± 6.8	17.6 ± 7.6	17.7 ± 6.5	18.2 ± 7.9	17.7 ± 7.5	18.2 ± 7.5	17.6 ± 8.0	17.2 ± 8.4	17.1 ± 6.8	17.2 ± 6.6	0.321	0.954	0.368
Spatiotemporal parameters																			
Contact time (ms)	234.3 ± 30.0	237.2* ± 29.2	236.7* ± 30.2	237.1 ± 30.7	237.3 ± 33.0	237.7* ± 31.9	237.4* ± 31.6	238.1* ± 32.0	234.0 ± 29.2	236.6* ± 29.6	237.7* ± 31.1	236.2 ± 31.0	236.5 ± 31.4	237.8* ± 30.4	238.2* ± 30.7	236.9* ± 31.4	0.002	0.674	0.495
Flight time (ms)	119.1 ± 29.0	118.4 ± 27.5	119.1 ± 26.3	119.7 ± 27.0	119.9 ± 29.8	118.2 ± 27.8	116.5 ± 28.6	117.9 ± 26.6	118.7 ± 28.1	115.9 ± 28.1	119.0 ± 27.3	120.9 ± 27.2	120.3 ± 27.2	118.6 ± 25.6	117.8 ± 28.2	120.8 ± 27.8	0.114	0.703	0.235
Step frequency (Hz)	2.84 ± 0.2	2.82 ± 0.2	2.82 ± 0.2	2.81* ± 0.1	2.81* ± 0.2	2.82 ± 0.2	2.83 ± 0.2	2.82* ± 0.2	2.84 ± 0.2	2.84 ± 0.2	2.81 ± 0.1	2.81* ± 0.1	2.81* ± 0.2	2.81 ± 0.1	2.81 ± 0.1	2.81* ± 0.2	0.001	0.912	0.280
Kinetics																			
Impact peak (BW)	1.57 ± 0.2	1.59 ± 0.3	1.61 ± 0.2	1.59 ± 0.2	1.57 ± 0.3	1.56 ± 0.3	1.54 ± 0.2	1.52 ± 0.3	1.54 ± 0.3	1.56 ± 0.3	1.56 ± 0.3	1.56 ± 0.3	1.56 ± 0.3	1.54 ± 0.3	1.54 ± 0.3	1.54 ± 0.3	0.015	0.270	0.129
Impact f (Hz)	20.3 ± 2.3	20.3 ± 2.2	20.5 ± 2.0	20.4 ± 2.2	20.6 ± 2.2	20.5 ± 2.1	20.7 ± 2.1	20.8*† ± 2.1	20.5 ± 2.1	20.2 ± 2.0	20.2 ± 2.0	20.3 ± 2.0	20.5 ± 2.0	20.5 ± 1.9	20.6 ± 2.0	20.7† ± 2.2	0.016	0.733	0.715
Loading rate (BW/s)	64.5 ± 16.0	65.4 ± 16.9	66.4 ± 15.4	65.3 ± 15.8	65.6 ± 16.8	64.7 ± 16.1	64.6 ± 15.3	64.1 ± 16.4	63.6 ± 16.5	63.9 ± 16.3	64.1 ± 16.4	64.1 ± 16.8	65.1 ± 16.5	63.9 ± 15.8	64.4 ± 16.4	64.7 ± 16.7	0.744	0.323	0.322
Footstrike angle (°)	6.1 ± 8.7	6.3 ± 8.5	6.4 ± 8.4	6.8 ± 8.3	6.6 ± 8.3	6.7 ± 8.4	6.5 ± 8.3	6.1 ± 8.3	7.0# ± 8.5	7.3# ± 8.7	7.0# ± 8.6	6.3 ± 8.5	6.4 ± 8.4	6.6 ± 8.6	6.6 ± 8.0	6.6# ± 7.9	0.947	0.584	0.005
RPE	10.0 ± 1.6	10.3 ± 1.3	11.0*†-L ± 1.3	11.4*†-L ± 1.1	12*†-L ± 1.3	12.3*†-L ± 1.3	12.8*†-L/- ± 1.9	13.3*†-L/- ± 2.3	10.4 ± 1.1	10.9 ± 1.0	11.4□ ± 1.1	11.8□ ± 1.1	12.6□ ± 1.1	12.9□ ± 1.3	12.7□ ± 1.8	14.8□# ± 2.1	<0.001	0.023	0.027
Midsole liking	8.3 ± 1.3	8.3 ± 1.3	8.2 ± 1.0	8.2 ± 1.1	8.1 ± 1.2	8.0 ± 1.3	8.0 ± 1.5	7.9 ± 1.8	7.0 ± 1.8	7.1 ± 1.6	7.2 ± 1.3	7.0 ± 1.1	6.7 ± 1.2	6.4*# ± 1.1	6.3†*# ± 1.2	6.4*# ± 1.5	0.001	0.002	0.410

354 **REFERENCES**

- 355 Behling, A.V., Giandolini, M., von Tscharnar, V., Nigg, B., 2021. Soft-tissue vibration and damping
356 response to footwear changes across a wide range of anthropometrics in running. *PLoS ONE* 16.
357 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256296>
- 358 Behling, A.V., Tscharnar, V. von, Giandolini, M., Nigg, B., 2019. Strategies to reduce soft-tissue
359 vibrations in running. *Footwear Science* 11, 210–211.
360 <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1606338>
- 361 Binder, R.K., Wonisch, M., Corra, U., Cohen-Solal, A., Vanhees, L., Saner, H., Schmid, J.P., 2008.
362 Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental
363 cardiopulmonary exercise testing. *European Journal of Preventive Cardiology* 15, 726–734.
364 <https://doi.org/10.1097/HJR.0b013e328304fed4>
- 365 Bonifasi-lista, C., Lake, S.P., Small, M.S., Weiss, J.A., 2005. Viscoelastic properties of the human
366 medial collateral ligament under longitudinal , transverse and shear loading. *Journal of*
367 *Orthopaedic Research* 23, 67–76. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.06.002>
- 368 Borg, G., 1969. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of*
369 *Rehabilitation Medicine* 2, 92–98.
- 370 Boyer, K.A., Nigg, B., 2007a. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during
371 running. *Journal of Biomechanics* 40, 1877–1880.
372 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.008>
- 373 Boyer, K.A., Nigg, B., 2004. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force
374 characteristics. *Journal of Biomechanics* 37, 1583–1588.
375 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.002>
- 376 Boyer, K.A., Nigg, B.M., 2007b. Changes in muscle activity in response to different impact forces
377 affect soft tissue compartment mechanical properties. *Journal of Biomechanical Engineering* 129,
378 594–602. <https://doi.org/10.1115/1.2746384>

- 379 Cavanagh, P., Lafortune, M., 1980. GRF in distance running. *Journal of Biomechanics* 13, 397–406.
380 [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0)
- 381 Chadeaux, D., Gueguen, N., Thouze, A., Rao, G., 2019. 3D propagation of the shock-induced
382 vibrations through the whole lower-limb during running. *Journal of Biomechanics* 96, 109343.
383 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109343>
- 384 Chollet, M., Michelet, S., Horvais, N., Pavaille, S., Giandolini, M., 2022. Individual physiological
385 responses to changes in shoe bending stiffness: a cluster analysis study on 96 runners. *European*
386 *Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-05060-9>
- 387 Dumas, R., Jacquelin, E., 2017. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal
388 decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *Journal of Biomechanics*.
389 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.002>
- 390 Ehrström, S., Gruet, M., Giandolini, M., Chapuis, S., Morin, J.B., Vercruyssen, F., 2018. Acute and
391 Delayed Neuromuscular Alterations Induced by Downhill Running in Trained Trail Runners:
392 Beneficial Effects of High-Pressure Compression Garments. *Frontiers in Physiology* 9, 1627.
393 <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01627>
- 394 Enders, H., von Tscharn, V., Nigg, B., 2014. The effects of preferred and non-preferred running
395 strike patterns on tissue vibration properties. *Journal of Science and Medicine in Sport* 17, 218–
396 222. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.03.015>
- 397 Enders, H., von Tscharn, V., Nigg, B., 2012. Analysis of damped tissue vibrations in time-frequency
398 space: A wavelet-based approach. *Journal of Biomechanics* 45, 2855–2859.
399 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.027>
- 400 Even-tzur, N., Weisz, E., Hirsch-falk, Y., Gefen, A., 2006. Role of EVA viscoelastic properties in the
401 protective performance of a sport shoe : Computational studies. *Biomedical Materials and*
402 *Engineering* 289–299.
- 403 Friesenbichler, B., Stirling, L., Federolf, P., Nigg, B., 2011. Tissue vibration in prolonged running.

404 Journal of Biomechanics 44, 116–120. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.034>

405 Froyd, C., Millet, G.Y., Noakes, T.D., 2013. The development of peripheral fatigue and short-term
406 recovery during self-paced high-intensity exercise. *Journal of Physiology* 591, 1339–1346.
407 <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.245316>

408 Futrell, E.E., Gross, K.D., Reisman, D., Mullineaux, D.R., Davis, I.S., 2020. Transition to forefoot
409 strike reduces load rates more effectively than altered cadence. *Journal of Sport and Health
410 Science* 9, 248–257. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2019.07.006>

411 Gellaerts, J., Pirard, M., Muzic, J., Peseux, M., Ménétrier, A., 2017. Maximalist vs. minimalist shoes:
412 Dose-effect response of elastic compression on muscular oscillations. *Journal of Sports Medicine
413 and Physical Fitness* 57, 1290–1298. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06721-9>

414 Giandolini, M., Gimenez, P., Temesi, J., Arnal, P.J., Martin, V., Rupp, T., Morin, J.B., Samozino, P.,
415 Millet, G.Y., 2016a. Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact
416 acceleration and lower leg kinematics. *PLoS ONE* 11.
417 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151687>

418 Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G.Y., Samozino, P., Morin, J.B., 2016b. Foot strike
419 pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and
420 attenuation in downhill trail running. *Journal of Biomechanics* 49, 1765–1771.
421 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.04.001>

422 Giandolini, M., Munera, M., Chiementin, X., Bartold, S., Horvais, N., 2017. Footwear influences soft-
423 tissue vibrations in rearfoot strike runners. *Footwear Science* 9, 25–27.
424 <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1313902>

425 Giandolini, M., Romain, J.P., Horvais, N., Nigg, B., 2019. Midsole properties affect the amplitude of
426 soft-tissue vibrations in heel-toe runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1.
427 <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002194>

428 Gruber, A.H., Boyer, K.A., Derrick, T.R., Hamill, J., 2014. Impact shock frequency components and

429 attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science* 3, 113–121.
430 <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>

431 Hill, C.A., Thompson, M.W., Ruell, P.A., Thom, J.M., White, M.J., 2001. Sarcoplasmic reticulum
432 function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *Journal of*
433 *Physiology* 531, 871–878. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0871h.x>

434 Hoerzer, S., Tschanner, V. Von, Nigg, B., 2015. Defining functional groups based on running
435 kinematics using self-organizing maps and support vector machines. *Journal of Biomechanics*.
436 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.03.017>

437 Hopkins, W.G., Marshall, S.W., Batterham, A.M., Hanin, J., 2009. Progressive statistics for studies in
438 sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41, 3–12.
439 <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>

440 Jalali, P., Noorani, M., Hassannejad, R., Etefagh, M., 2019. Modeling the central nervous system
441 functionality in controlling the calf muscle activity during running with sport shoes. *Journal of*
442 *Engineering in Medicine* 233, 254–266. <https://doi.org/10.1177/0954411918821390>

443 Khassestarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M.M., Oskouei, A.E., 2019. Vibration settling time of the
444 gastrocnemius remains constant during an exhaustive run in rear foot strike runners. *Journal of*
445 *Biomechanics* 93, 140–146. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.026>

446 Khassestarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M.M., Sari-Sarraf, V., 2015. Fatigue and soft tissue
447 vibration during prolonged running. *Human Movement Science* 44, 157–167.
448 <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.024>

449 Lloria-Varela, J., Besson, T., Varesco, G., Espeit, L., Kennouche, D., Delattre, N., Millet, G.Y.,
450 Morio, C., Rossi, J., 2022. Running pattern changes after a 38-km trail running race: does shoe
451 fatigue play a role? *Footwear Science* 14, 185–197.
452 <https://doi.org/10.1080/19424280.2022.2086302>

453 Martin, V., Millet, G.Y., 2005. Why does knee extensor muscles torque decrease after eccentric-type

454 exercise? *The Journal of sports medicine and physical fitness* 45, 153.

455 Millet, G.Y., Hoffman, M.D., Morin, J.B., 2012. Sacrificing economy to improve running
456 performance - A reality in the ultramarathon? *Journal of Applied Physiology* 113, 507–509.
457 <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00016.2012>

458 Millet, G.Y., Lepers, R., 2004. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling
459 and skiing exercises. *Sports Medicine* 34, 105–116. [https://doi.org/10.2165/00007256-](https://doi.org/10.2165/00007256-200434020-00004)
460 [200434020-00004](https://doi.org/10.2165/00007256-200434020-00004)

461 Morio, C., Guéguen, N., Baly, L., Berton, E., Barla, C., 2009. Relationship between biomechanical
462 variables and sole viscoelasticity with fresh and fatigued running shoes. *Footwear Science* 1,
463 111–113. <https://doi.org/10.1080/19424280903063614>

464 Nigg, B., Wakeling, J., 2001. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm. *Exercise and Sport*
465 *Sciences Reviews* 29, 37–41. <https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008>

466 Place, N., Yamada, T., Bruton, J.D., Westerblad, H., 2010. Muscle fatigue: From observations in
467 humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European Journal of*
468 *Applied Physiology* 110, 1–15. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1480-0>

469 Play, M.C., Trama, R., Millet, G.Y., Hautier, C., Giandolini, M., Rossi, J., 2022. Soft tissue vibrations
470 in running: A narrative review. *Sports Medicine - Open* 8, 131. [https://doi.org/10.1186/s40798-](https://doi.org/10.1186/s40798-022-00524-w)
471 [022-00524-w](https://doi.org/10.1186/s40798-022-00524-w)

472 Trama, R., Blache, Y., Hautier, C., 2019a. Effect of rocker shoes and running speed on lower limb
473 mechanics and soft tissue vibrations. *Journal of Biomechanics* 82, 171–177.
474 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.023>

475 Trama, R., Hautier, C., Blache, Y., 2019b. Input and Soft-Tissue Vibration Characteristics during
476 Sport-Specific Tasks. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1.
477 <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002106>

478 Trama, R., Hautier, C., Souron, R., Lapole, T., Fouré, A., 2020. Is accelerometry an effective method

479 to assess muscle vibrations in comparison to ultrafast ultrasonography ?
480 <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3035838>

481 Verdejo, R., Mills, N.J., 2004. Simulating the effects of long distance running on shoe midsole foam.
482 *Polymer Testing* 23, 567–574. <https://doi.org/10.1016/j.polymeresting.2003.11.005>

483 Wakeling, J., Nigg, B., 2001. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity.
484 *Journal of Applied Physiology* 90, 412–420. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.412>

485 Willy, R., Pohl, M., Davis, I., 2008. Calculation of vertical load rates in the absence of vertical impact
486 peaks, in: *Proceedings of the 32nd Annual Conference of the American Society of Biomechanics*
487 *Conference*. pp. 875–876.

488 Zhang, Q., Hautier, C., Bonis, C., Trama, R., 2023. Reliability of soft tissue vibration measurement
489 and number of steps demanded during treadmill running. *Journal of Sports Science and Medicine*
490 166–174. <https://doi.org/10.52082/jssm.2023.166>

491

DISCUSSION GÉNÉRALE

En préambule des études principales de thèse, nous avons cherché à déterminer un temps de mesure et une variable discriminante adéquats pour l'étude des vibrations des tissus mous. Une discussion sur les principaux choix effectués concernant l'évaluation des vibrations des tissus mous (pré-études #1 et #2) sera présentée dans la **partie fondamentale**. L'étude #3 visait ensuite à mieux connaître l'interaction entre les caractéristiques morphologiques et biomécaniques du coureur à pied et la dureté de semelle. Ce travail s'est traduit par un large recrutement de coureurs représentatifs de la population générale, c'est-à-dire : hommes et femmes, de tous niveaux et tous types de pratique, et aux caractéristiques morphologiques variées. Les choix de caractérisation et classification des coureurs sont discutés dans la partie **appliquée**. L'étude #4 s'est focalisée sur les effets d'une minimisation des vibrations (en adaptant la dureté de semelle) sur la fatigue neuromusculaire induite par un semi-marathon. La distance choisie pour cette étude a permis de mieux caractériser l'effet d'une dureté de semelle sur un format de course largement pratiqué.

Ce manuscrit de thèse s'achèvera par des **recommandations pour l'industriel** et des **perspectives** à ce travail doctoral.



INTERACTION ENTRE LES VIBRATIONS DES TISSUS MOUS ET LES CARACTÉRISTIQUES ANTHROPOMÉTRIQUES ET BIOMÉCANIQUES DU COUREUR À PIED : IMPLICATIONS SUR LA CONSTRUCTION DU CHAUSSANT ET LA FATIGUE

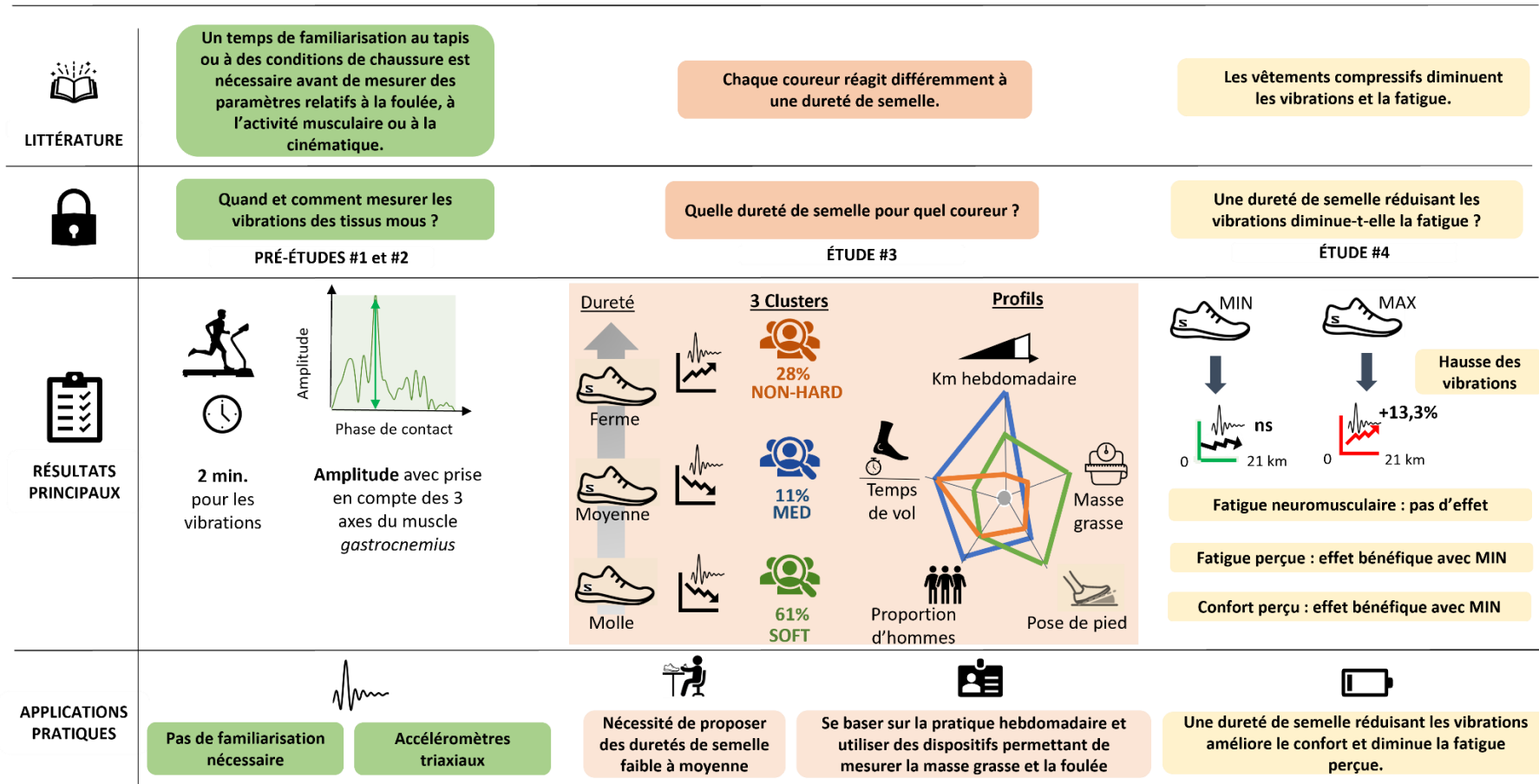


Figure 47 : Schéma récapitulatif de thèse

I – PARTIE FONDAMENTALE

1. Mesurer les vibrations : où ?

Dans nos protocoles de course à pied, sur tapis instrumenté et à plat, nous avons fait le choix de mesurer les vibrations sur le *gastrocnemius medialis*, muscle formant le *triceps surae* avec le *soleus* et le *gastrocnemius lateralis*. Nous encourageons les prochaines études à faire ce choix pour les raisons suivantes.

Comme énoncé dans le cadre théorique, les fléchisseurs plantaires s'activent en amont de l'impact pied-sol et les fascicules du muscle *gastrocnemius medialis* s'étirent rapidement sur l'intervalle 0-15 % de la phase de contact (Ishikawa et al., 2007). L'activation précoce de ce muscle coïncide donc avec l'intervalle du taux de charge et du pic passif de la force d'impact verticale (i.e. estimé à 13 % de la phase de contact). Ainsi, le *gastrocnemius medialis* joue un rôle majeur dans l'absorption du choc.

A ce jour, il n'existe pas de recommandations (de type SENIAM pour l'EMG) pour le positionnement des accéléromètres. Or, les propriétés vibratoires au sein d'un même muscle ne sont pas homogènes (Boyer et Nigg, 2006). Ainsi, choisir le muscle *gastrocnemius medialis* a permis de limiter un certain biais engendré par le **positionnement du capteur**, puisque sa partie prédominante est très facile à trouver, quelle que soit la morphologie du coureur. De nombreuses études ont étudié les vibrations de ce muscle, permettant de valider l'allure des signaux d'accélération et de comparer les résultats avec la littérature existante. A titre d'exemple, les coureurs de l'étude #3 évoluant à 10 km/h présentaient une amplitude de vibrations de $90,8 \pm 23,5$ m/s². A même vitesse de confort et avec la méthode de traitement du signal identique, ceux de Zhang et collaborateurs montraient une amplitude de vibrations de $73,9 \pm 29,5$ m/s² (Zhang et al., 2023).

Cette même équipe (Zhang et al., 2023) a très récemment (i.e. postérieur à la pré-étude #2) comparé la répétabilité des paramètres quantifiant les vibrations des tissus mous intra-session (i.e. 3 essais le même jour) et inter-session (i.e. les 3 mêmes essais le lendemain) sur les muscles *gastrocnemius medialis* et *vastus lateralis* (Zhang et al., 2023). Le muscle permettant un nombre de **variables fiables** (i.e. atteignant un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) supérieur à 0,75) et nécessitant un **nombre de pas traités moins conséquent** est le *gastrocnemius medialis* (tableau 8).

Tableau 8. Répétabilité intra- et inter-session des variables de la norme des vibrations des tissus mous des muscles gastrocnemius medialis et vastus lateralis (adapté de Zhang et al., 2023)

	Variable	Intra-session		Inter-session	
		ICC	Nombre de pas	ICC	Nombre de pas
Gastrocnemius medialis	Amplitude	0,78	20	0,78	10
	Coefficient d'amortissement	0,86	20	0,19	/
	Settling time	0,55	/	0,47	/
Vastus lateralis	Amplitude	0,28	/	0,18	/
	Coefficient d'amortissement	0,45	/	0,52	/
	Settling time	0,57	/	0,25	/

ICC : coefficient de corrélation intra-classe ; symbole « / » : n'atteint jamais un ICC supérieur à 0,75 après 100 pas.

L'onde de choc est atténuée naturellement par le système musculosquelettique (Chadefaux et al., 2019; Giandolini et al., 2016b; Gruber et al., 2014) et l'angle de flexion du genou influe notamment sur les accélérations du membre inférieur (Chadefaux et al., 2021; Harazin et Grzesik, 1998; Wakeling et al., 2002). Le *gastrocnemius medialis* reste un **muscle proche de l'impact** pied-sol, il reflèterait donc bien « l'input vibratoire » (i.e. l'impact avec le sol) et permettrait une comparaison intra (e.g. suivant différentes conditions de chaussure) et inter-sujet.

Dans de prochaines études, il serait intéressant d'étudier les vibrations en sélectionnant, par exemple, un muscle des fléchisseurs plantaires, un muscle des quadriceps et/ou le *tibialis anterior* contrôlant la pose de pied. Cela permettrait d'avoir une vision plus globale du comportement vibratoire du membre inférieur, tout en gardant à l'esprit que les vibrations dépendent également de la taille du muscle (i.e. des masses musculaires élevées auront tendance à plus osciller).

2. Mesurer les vibrations : quand ?

A vitesse de confort, la pré-étude #1 a montré que les vibrations se stabilisaient dès le début d'un essai de course à pied. Ainsi, comparer les vibrations entre une étude X à 2 minutes et une étude Y à 6 minutes s'avérait possible. L'étude de Zhang et collaborateurs comportant des essais de 3 minutes confirment nos résultats avec un nombre de pas à étudier s'élevant entre 10 et 20 selon le paramètre étudié (tableau 8) (Zhang et al., 2023).

Lorsque le protocole inclut une série d'essais à vitesse de confort avec des conditions différentes (e.g. de chaussures, de vitesse), nous suggérons donc aux prochains expérimentateurs **d'opter pour un temps de mesure relativement court** (< 10 min), afin que la dernière condition ne soit pas biaisée par un effet de fatigue (Luo et al., 2019; Sanno et al., 2021).

3. Quantifier les vibrations : avec quelle(s) variable(s) ?

L'amplitude pic à pic a été communément employée pour l'étude des vibrations des tissus mous (Khassestarash et al., 2015b; Trama et al., 2019a, 2019b). Notre pré-étude #2 a confirmé que l'amplitude de la norme des trois axes était la variable la plus fiable et discriminante pour quantifier « *l'input vibratoire* ». La table 8 montre également que l'amplitude du muscle *gastrocnemius medialis* est le seul paramètre assurant un ICC > 0,75 inter-sessions.

Il peut être tentant d'exprimer, intuitivement, l'amplitude pic à pic de la composante verticale des vibrations et quelques études se sont focalisés uniquement sur cet axe. Or, les tissus mous sont des masses oscillant dans les trois directions (Bonifasi-lista et al., 2005; Dumas et Jacquelin, 2017; Turner et al., 2001). Nous conseillons aux prochaines études de se focaliser sur **l'amplitude de la norme de la résultante des trois axes**.



II – PARTIE APPLIQUÉE

Chaque coureur est différent et réagit différemment au produit chaussant. Les résultats vibratoires des études #3 et #4 ont montré une **importante variabilité entre individus** à travers les conditions de chaussures, dû en partie aux spécificités du coureur. Un des enjeux de cette thèse a donc été de faire face à ces réponses vibratoires très individu-dépendantes et de montrer que les coureurs ne bénéficient pas des mêmes duretés de semelle.

1. Comment caractériser des profils de coureurs ?

Dans la première session de l'étude #3, le questionnaire (disponible via ce lien : <https://forms.gle/YbWwejGn5xmNyQJR6>) a permis de recueillir des informations générales sur le coureur, sur sa pratique de course à pied et ses choix concernant l'achat de chaussures de course. La mesure des plis cutanés ainsi que des longueurs de segments et circonférences du membre inférieur ont permis de bâtir le profil de chaque coureur.

Les données morphologiques collectées (e.g. masse du *triceps surae* chez les hommes : $2,7 \pm 0,4$ kg, femmes : $2,3 \pm 0,4$ kg) sont bien en accord avec la littérature. La méthode des quatre plis cutanés (biceps, triceps, subscapulaire et supra-iliaque) est très facile à mettre en œuvre. Ainsi, nous conseillons aux prochains expérimentateurs de s'inspirer des équations de Clarys et de Durnin (Clarys et Marfell-Jones, 1994; Durnin et Womersley, 1973; Guerra et al., 2010) pour caractériser la composition corporelle d'un coureur.

En supplément de ces spécificités, nous avons mesuré les **caractéristiques mécaniques du muscle gastrocnemius medialis** selon le protocole de Wakeling et collaborateurs (Wakeling et Nigg, 2001). Un maillet médical fixé sur une barre métallique a permis d'assurer un impact répétable sur le muscle et à créer une onde de choc d'une amplitude de $88,5 \pm 22,2$ m/s², similaire à celles mesurées en course à pied. Un test pilote (non décrit dans les travaux de recherche) nous a permis de valider la répétabilité de la méthode intra-session (i.e. répétabilité entre les frappes) et inter-session. En utilisant les seuils précédemment établis (Bruton, 2000), le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) a montré que la méthode proposée permettant de déterminer la fréquence naturelle fournissait une fiabilité acceptable voir élevée (ICC > 0,7) (tableau 9)

Tableau 9. Coefficient de corrélation intra-classe (ICC) inter et intra sessions (i.e. répétabilité entre les frappes du maillet médical) relatif à la fréquence naturelle de vibration mesurée lors de contractions isométriques.

	0% MVC	50% MVC	100% MVC
Inter-session	0,810	0,708	0,988
Intra-session (jour 1 - jour 2)	0,964 – 0,988	0,956 – 0,997	0,937 – 0,952

Nos résultats ont confirmé ceux de la littérature (Wakeling et al., 2002; Wakeling et al., 2001) qui suggéraient des fréquences naturelles du muscle *gastrocnemius* et *triceps surae* comprises entre 10 et 65 Hz selon le niveau de force produit. Toujours en accord avec Wakeling et collaborateurs, nous avons trouvé des fréquences naturelles avec une variabilité individuelle marquée entre sujets (e.g. $14,31 \pm 4,3$ Hz à 0% MVC, $61,54 \pm 14,2$ Hz à 100% MVC).

Cependant, la fréquence de résonance du muscle *gastrocnemius medialis* n'était pas significativement différente entre les clusters établis dans l'étude #3. La pertinence de mettre en place ce protocole de mesure pour la fréquence naturelle de vibration reste discutable, notamment en lien avec le caractère statique des mesures. En revanche, nous émettons l'hypothèse que l'importance de l'écart entre la fréquence des vibrations des tissus mous et la fréquence des forces d'impact (figure 21), écart décrivant l'importance du phénomène de résonance, pourrait être une variable permettant de caractériser davantage les clusters.

2. Comment identifier des clusters de coureurs ?

Dans la seconde session de l'étude #3, les coureurs ont testé trois duretés différentes et nous avons fait l'hypothèse de trois résultats : la semelle de dureté faible réduirait les vibrations pour un premier groupe de coureur, la semelle de dureté moyenne pour un second groupe, et la semelle de dureté élevée pour un troisième. Nous avons obtenu deux des trois résultats, la semelle de dureté élevée n'étant bénéfique pour aucun des clusters. Si nous avions eu à disposition seulement deux chaussures, le calcul d'une différence entre ces deux conditions aurait été possible. Des analyses statistiques tel que test U de Mann-Whitney (adoptée dans (Behling et al., 2021) ou la méthode SWC (en anglais ; *Smallest Worthwhile Change*) (utilisée dans Chollet et al., 2022) auraient pu déterminer si la différence entre deux conditions testées était significative. Avec trois conditions, la CAH (classification hiérarchique ascendante) s'est avérée particulièrement efficace pour intégrer dans notre traitement une analyse individualisée des réponses vibratoires aux conditions de chaussure. La division du groupe global en clusters a été facile à interpréter, à l'aide du dendrogramme. A noter que la CAH conduit toujours aux mêmes clusters, ce qui n'est pas le cas pour d'autres méthodes de clustering. Une méthode alternative aurait été d'utiliser une méthode dite centroïde (e.g. méthode des K-means). Elle aurait nécessité, au départ, deux choix : le nombre de classes voulues (i.e. clusters souhaités) que nous aurions pu fixer au nombre de 3 et k coureurs pris au hasard parmi les n individus, mais ayant une incidence sur les classes finales (i.e. classification fortement dépendante des sujets sélectionnés à l'initialisation).

Ainsi, **dans le futur**, nous suggérons d'adopter un **calcul des différences** si les conditions testées sont au nombre de 2 ou une **classification hiérarchique ascendante** si les conditions sont égales ou

supérieures à 3. Des logiciels tels que XLSTAT sur Excel, R Studio ou Matlab proposent des fonctions et modules capables d'effectuer facilement une CAH.



III – RECOMMANDATIONS POUR L'INDUSTRIEL

1. Lors de la conception de la semelle

a. Une dureté de semelle faible

L'étude #3 a montré que la totalité des coureurs avait besoin d'une dureté de semelle faible (i.e. semelle molle) ou moyenne pour que les vibrations soient minimisées. Aucun des clusters ne montraient une diminution des vibrations avec la dureté élevée (i.e. semelle ferme). De façon subjective, cette dureté élevée était également la moins appréciée. Dans l'étude #4, les duretés faible et moyenne réduisaient les vibrations pour 95% des sujets. Ainsi, nous préconisons aussi aux équipementiers de **privilégier une dureté faible (entre 45 et 58 Asker-C)** pour leurs gammes de chaussures de route afin de réduire les vibrations et augmenter le confort.

b. Une dureté réduisant le phénomène de résonance

Pour rappel, le phénomène de résonance repose sur le rapport entre la fréquence d'entrée (i.e. fréquence des forces d'impact) et la fréquence des tissus mous (figure 21). En course à pied, la fréquence d'impact et de la fréquence du tissu mou sont très proches (tableau 10), contrairement à d'autres tâches sportives (e.g. le saut).

Tableau 10. Moyenne \pm écart-type des fréquences d'impact et du muscle gastrocnemius medialis lors d'un saut et en course à pied à différentes vitesses

	Course à pied				Saut
	8 km/h	10,5 km/h	13 km/h	15,5 km/h	(hauteur : 22,5 cm)
Fréquence d'impact (Hz)	16,2 \pm 5,1	18,3 \pm 4,9	21,6 \pm 9,7	23,0 \pm 7,2	78,2 \pm 18,4
Fréquence du gastrocnemius (Hz)	16,9 \pm 3,3	18,0 \pm 3,1	19,3 \pm 3,6	20,6 \pm 4,1	24,2 \pm 4,7

Dans l'étude #3, ce rapport entre la fréquence des forces d'impact (calculée avec la transformée de Fourier) et la fréquence principale des vibrations était significativement plus éloigné de 1 pour la semelle molle pour le groupe SOFT ($p = 0,03$) et NON-HARD ($p = 0,03$) (figure 48). Ainsi, pour ces deux groupes, le phénomène de résonance était respectivement moins important avec la semelle molle. Pour le groupe MED, la semelle molle tend à augmenter le phénomène de résonance ($p = 0,07$). En d'autres mots, il semblait que plus la chaussure permet de s'écarter de la fréquence d'impact, plus elle minimise le phénomène de résonance et plus elle minimise l'amplitude des vibrations.

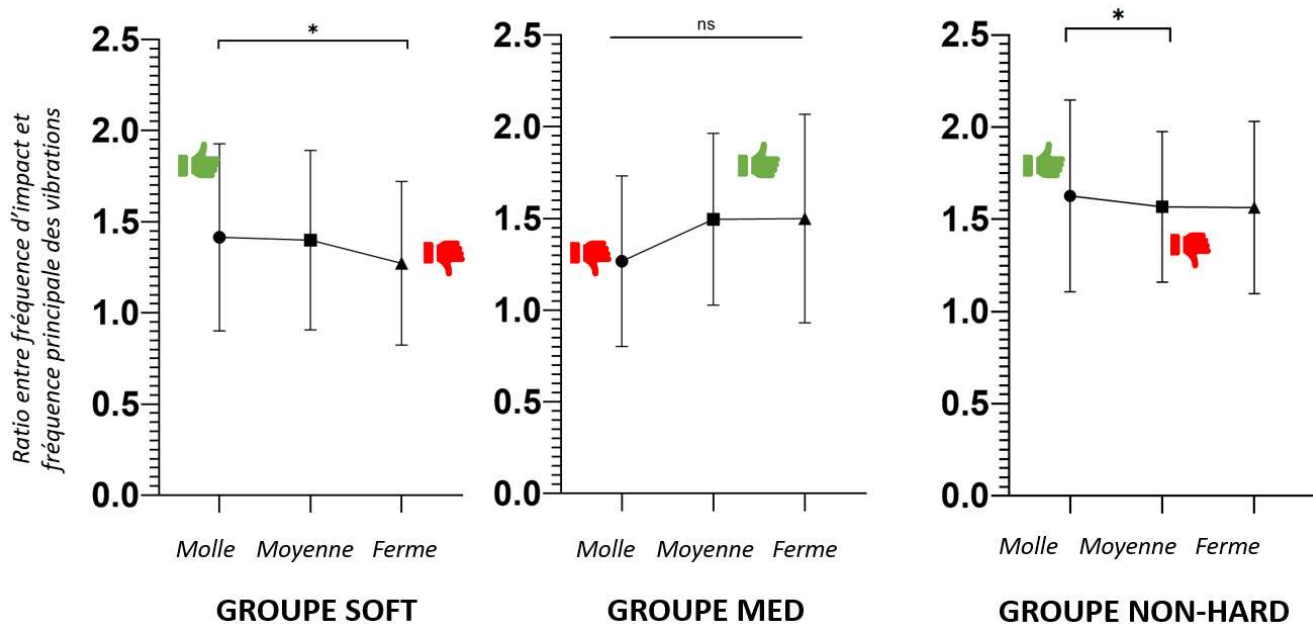


Figure 48. Evolution du rapport entre fréquence d'impact et fréquence principale du tissu mou pour le groupe SOFT (A), MED (B) et NON-HARD (C). Un rapport égal à 1 indique que la fréquence d'impact et la fréquence du tissu mou sont égales. * $p < 0,05$, ns : non significatif.

Dans l'étude #4, ce rapport a également été calculé pour la condition MAX et MIN. La vitesse de course exigée étant plus élevée ($12,9 \pm 1,2$ km/h vs $10,0 \pm 1,4$ km/h dans l'étude #3), la fréquence d'impact ($20,5 \pm 2,0$ Hz) était supérieure à la fréquence du muscle *gastrocnemius medialis* ($17,6 \pm 7,0$ Hz), induisant un rapport en moyenne inférieur à 1 (figure 49). Malgré une augmentation significative de la fréquence d'impact avec la condition MAX, aucun effet distance et chaussure, ni aucune interaction était significative, suggérant que le phénomène de résonance n'est pas la principale justification dans l'augmentation des vibrations par une dureté de semelle.

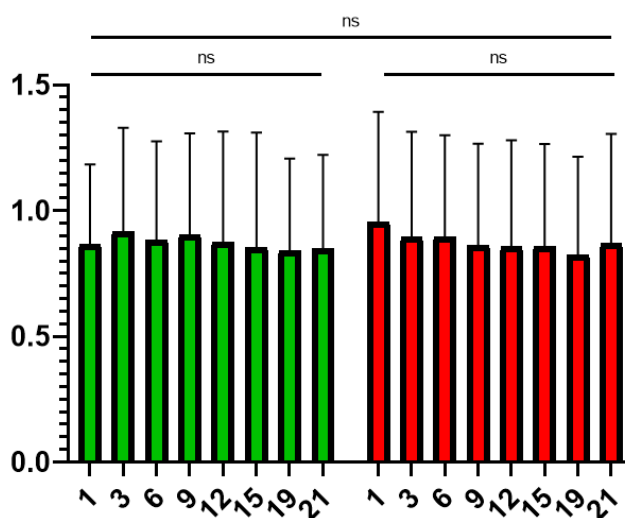


Figure 49. Evolution du rapport entre fréquence d'impact et fréquence principale du tissu mou dans les conditions MIN (en vert) et MAX (en rouge) en fonction de la distance (km). ns : non significatif.

2. Lors du choix de chaussures en magasin

L'étude #3 a identifié différents clusters qui se distinguent par des métriques relativement simples, à savoir le nombre de kilomètres parcourus par semaine en course à pied, le taux de masse grasse, le temps de vol et la pose de pied. L'**évaluation de ces métriques** pourraient être envisageables en **magasin** avec un conseiller ou **en ligne** (i.e. autoévaluation) en personnalisant les étapes de sélection de la chaussure. Ce traitement de données personnelles devrait bien évidemment être encadré par le Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD). Lors du choix de la chaussure de course, les précisions concernant la pratique de la course à pied incluant le **kilométrage hebdomadaire** est un élément qui vient naturellement au cours de l'**échange** oral. En ligne, il pourrait s'agir d'un filtre ou d'une question à laquelle le futur client répondrait.

La composition corporelle pourrait être évaluée par la méthode non invasive de l'**impédancemétrie** (Ward, 2012). Les balances prévues à cet effet possèdent deux capteurs métalliques, l'un permettant d'émettre le courant électrique de très faible intensité dans le corps et l'autre de récupérer le courant à la sortie du corps. Comme la graisse présente une résistance plus grande au courant que les autres tissus, la quantité et le pourcentage de masse grasse peuvent être estimés de façon très fiable (Jackson et al., 1988). Après avoir, préalablement à la mesure, indiqué le sexe, la taille et l'âge de la personne, cette dernière pourrait se poser pieds-nus, afin d'assurer le meilleur contact entre sa peau et les capteurs métalliques. Ainsi, une **balance impédancemètre** présente en magasin (ou à domicile) permettrait d'(auto)-évaluer le pourcentage de masse grasse.

En magasin, l'évaluation objective des caractéristiques biomécaniques (paramètres spatio-temporels incluant le temps de vol ou pose de pied) est possible avec un tapis de course et un logiciel adéquat. Le système de détection optique **OptoJump Next**[®] (1000 Hz, Microgate, Bozano, Italie), composé de deux barres parallèles, peut être facilement placé sur les éléments latéraux de n'importe quel tapis de course à pied. Une série de diodes électroluminescentes (DEL) permet de détecter les contacts pied-sol et de fournir, entre autres, les temps de vol et de contact, ainsi que la fréquence et longueur de foulée. La reproductibilité des mesures basées sur les photocellules et leur validité concurrente par rapport aux méthodes de références (i.e. plateformes de force, caméras) ont été démontrées (Alvarez et al., 2017; Hanley et Tucker, 2019; Santos-Concejero et al., 2014). Une récente plateforme open-source, **OpenCap**, permet également d'analyser la foulée à l'aide de vidéos capturées à partir d'un smartphone (Uhlrich et al., 2022). Une société suisse, **Gait Up**, propose des systèmes de capteurs inertiels sans fil (Physilog5, 200 Hz, Gait Up, Suisse) à sécuriser sur la chaussure, et connectés à des modules pour collecter jusqu'à 16 paramètres relatifs à la foulée (dont le temps de vol) et à la pose de pied : *PhysiRun Live* pour une analyse simple de la course à pied, idéal pour la sélection de chaussures en magasin, et *PhysiRun Lab* pour une analyse plus précise de la technique de course à pied. Les mesures peuvent

également être démarrées et contrôlées par une montre. Le logiciel (*PhysiRun Live* ou *Lab*) effectue l'analyse pour donner des résultats pertinents et exploitables avec une précision de laboratoire quelle que soit la vitesse et la population évaluée (Carroll et al., 2022; Lefebvre et al., 2019; Mariani et al., 2012, 2010; Soulard et al., 2021). Il fournit également un rapport PDF ou un fichier Excel avec l'ensemble des paramètres calculés pour chaque cycle de course. Evidemment, cette évaluation objective de la foulée pourrait être plus compliquée à faire chez soi.

Ainsi, l'utilisation facile et intuitive de **l'échelle Volodalen**[®] (Aigle, Suisse) permettrait d'évaluer subjectivement la foulée lors d'une course sur tapis ou a posteriori à partir de vidéos enregistrées dans les plans sagittaux et/ou frontaux (Gindre et al., 2015). De façon claire et concise, l'observation de la foulée est opérée selon cinq paramètres clés de la course (Thompson et al., 2009) (figure 50). Le conseiller (ou le futur client en ligne) pourrait noter chaque paramètre entre 1 et 5, leur somme donnant un score compris entre 5 et 25, classant ainsi le coureur dans la catégorie terrienne (si $<$ ou \approx à 15) ou aérienne (si $>$ 15). De façon intéressante, la classification du coureur ne change pas avec la vitesse (Lussiana et al., 2017) et la comparaison inter-expérimentateur réalisée entre un entraîneur expert ($>$ 20 ans d'expérience) et un entraîneur débutant ($<$ 2 ans d'expérience) a souligné une excellente fiabilité (Patoz et al., 2019a). A noter que cette classification assigne un coureur comme étant terrien (i.e. temps de contact long et temps de vol court) avec une frappe de pied talon, deux paramètres caractérisant significativement le groupe SOFT.

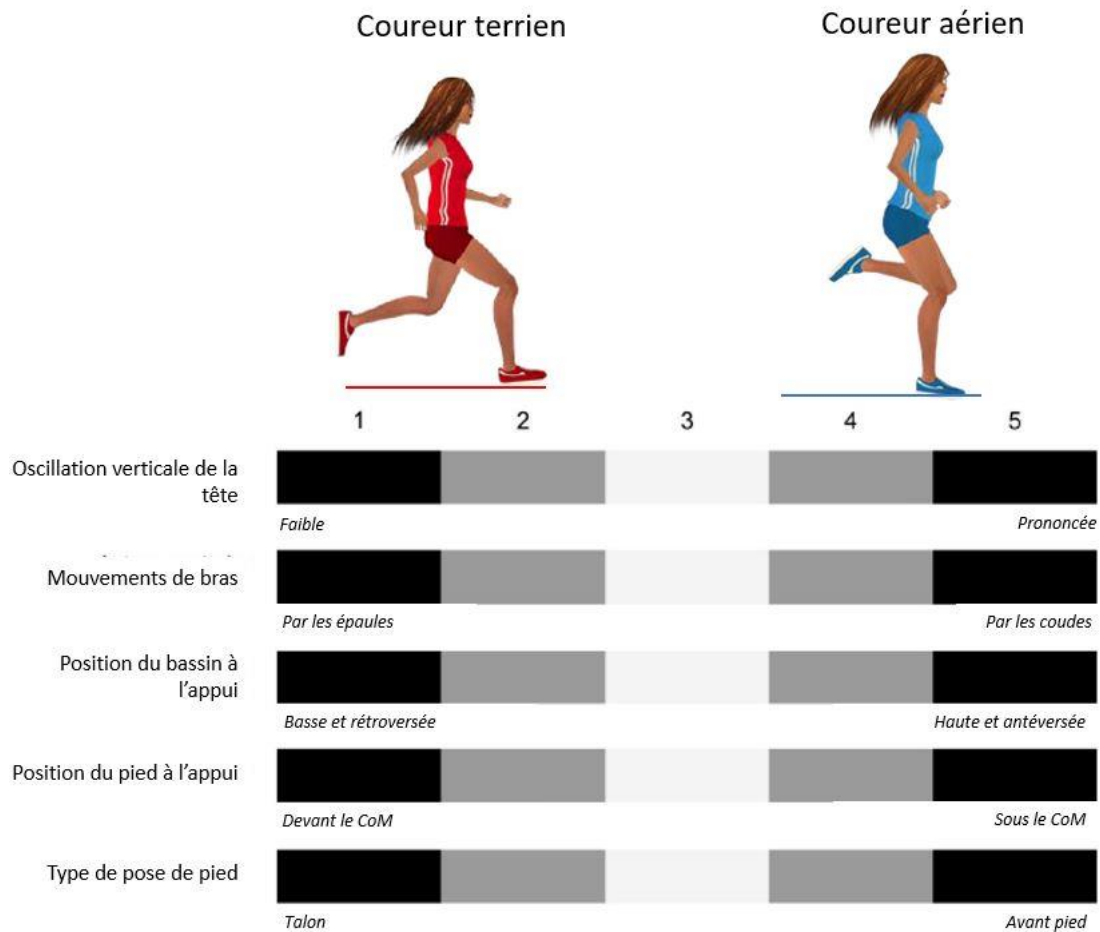


Figure 50. Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne (source : Volodalen®)

3. Prise en compte des sensations subjectives

La revue de littérature de cette thèse a montré que les forces d'impact ne sont pas une cause principale de blessures en course à pied. Ainsi, la dureté de semelle ne doit pas avoir pour but de réduire automatiquement ces forces d'impact mais d'**assurer un certain confort**. Une récente étude sondant 2442 coureurs, débutants et réguliers, courant au moins une fois par semaine depuis un mois minimum, illustre clairement que le confort est le principal critère de sélection d'une chaussure (figure 51) (Dhillon et al., 2020).

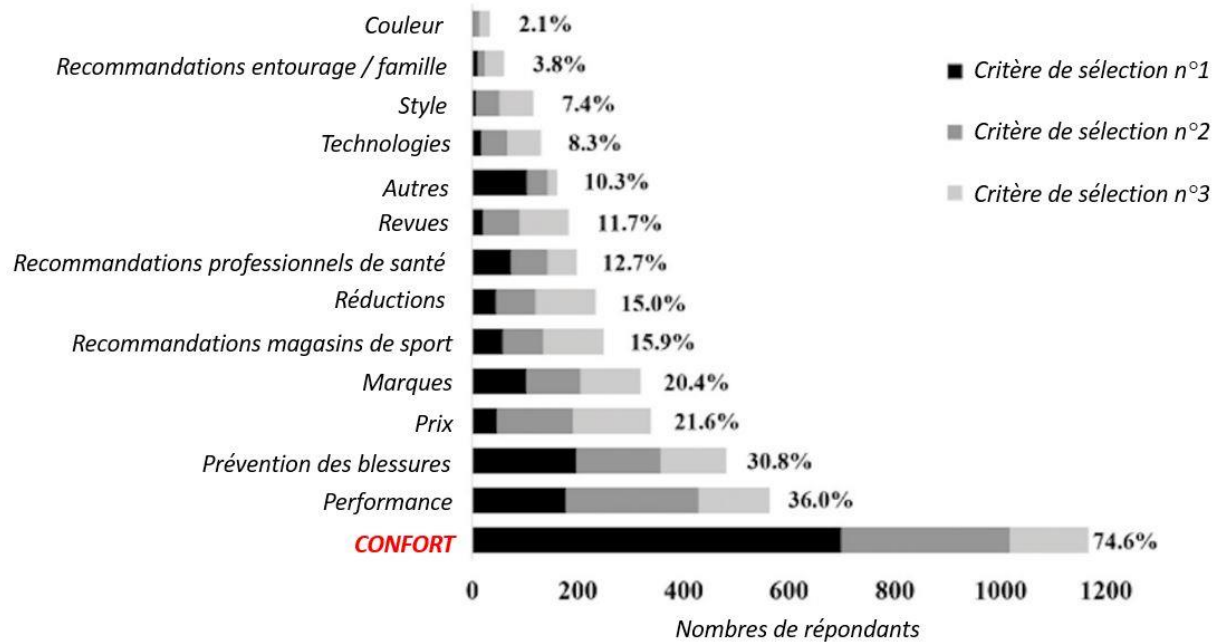


Figure 51. Principaux critères de sélection des coureurs pour le choix d'une chaussure (adapté de Dhillon et al., 2020).

Comme précédemment mentionné dans le cadre théorique, des récepteurs sensoriels sont présents dans le membre inférieur faisant du pied un organe sensoriel. La voûte plantaire est une zone significativement plus sensible à la détection des vibrations et l'information transmise par ces récepteurs sensoriels ont un effet direct sur le confort et la locomotion (Kavounoudias et al., 2001; Kavounoudias et Roll, 1998).

De précédentes études ont évalué le confort de manière subjective avec des échelles visuelles analogiques (en anglais : *Visual Analog Scale - VAS*) (Miller et al., 2000; Mündermann et al., 2002, 2001). Lors de la deuxième session de l'étude #3 et durant les semi-marathons de l'étude #4, nous avons donc utilisé ces échelles pour connaître l'appréciation spontanée du coureur et voir si son appréciation était associée à une réduction des vibrations. L'échelle expliquée au coureur avant les essais de course à pied et utilisée pour noter l'appréciation de la dureté de semelle (figure 52) présentaient différents avantages. Sa structure a permis de connaître la valence (i.e. appréciation positive ou négative) et d'identifier si une dureté de semelle était significativement plus appréciée.

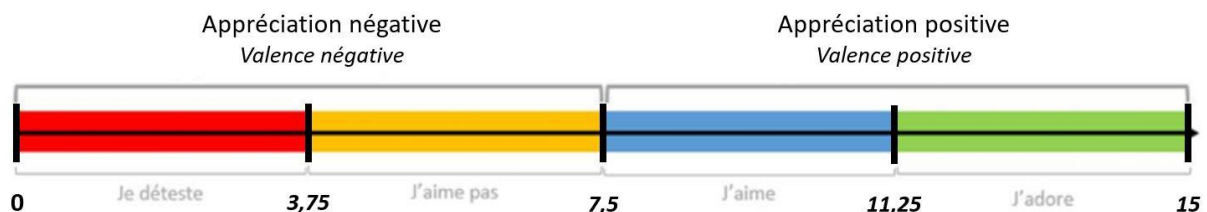


Figure 52. Echelle d'appréciation de la dureté de semelle (longueur 15 cm) pour les études #3 et #4

Dans l'étude #3, les notes concernant l'appréciation pour chaque dureté ont présenté une valence positive (i.e. note supérieure à 7,5) dans chacun des trois clusters. La dureté souple a été significativement plus appréciée chez le groupe SOFT et NON-HARD. Le groupe MED n'a montré aucune préférence significative parmi les trois duretés. Dans l'étude #4, la valence est restée positive durant tout le semi-marathon dans la condition MIN malgré une légère baisse de 8,3 à 7,9. Dans la condition MAX, cette valence s'est dirigée du côté négatif, débutant à 7,9 pour finir à 6,4. La condition MAX a été significativement dépréciée comparé à la MIN.

Dans l'étude #4, la RPE a été significativement plus élevée avec la chaussure MAX qu'avec la chaussure MIN. Ainsi, l'effort a semblé plus difficile et le coureur s'est senti plus fatigué avec la chaussure MAX. En adaptant les présents résultats au *flush model* (i.e. modèle de la chasse d'eau assimilant la perception de l'effort au niveau d'eau) (Millet, 2011), l'augmentation des vibrations et de l'inconfort (feedback) avec MAX impliquerait une montée du flotteur 1 (i.e. RPE) plus rapide que MIN (figure 53).

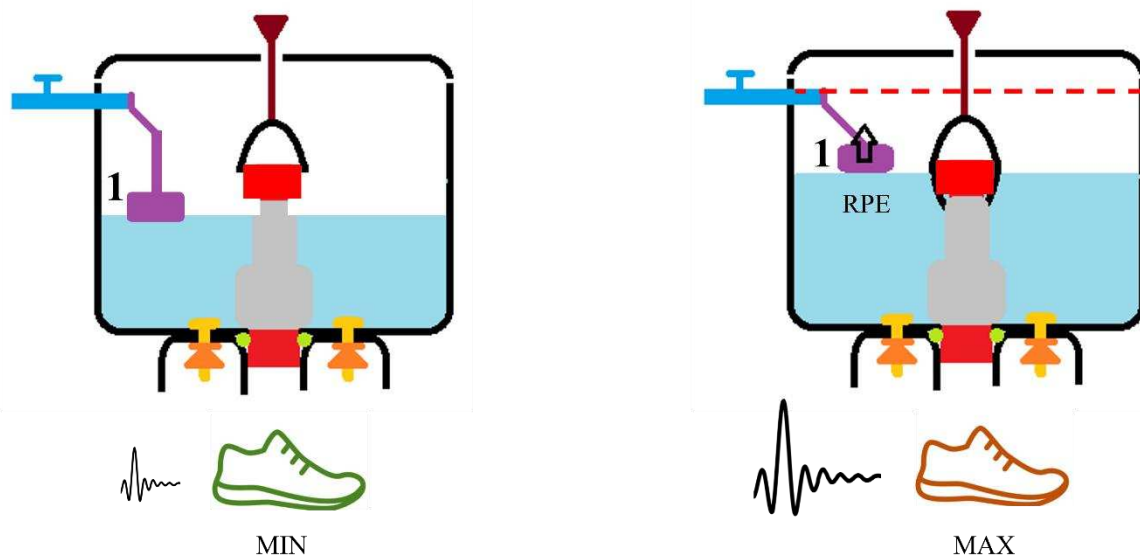


Figure 53. Modèle de la chasse d'eau (adapté de Millet, 2011)

La perception de l'effort étant le paramètre déterminant la performance (Froyd et al., 2013), il peut être conclu que la minimisation des vibrations contribuerait à améliorer la performance en course d'endurance. **Dans de futurs protocoles**, il peut aussi être suggéré d'étudier l'influence des vibrations des tissus mous sur le coût énergétique.

Par ailleurs, il peut être intéressant de s'inspirer du modèle de Newell (Newell, 1986) pour illustrer les réponses individuelles des études #3 et #4 et les sensations spontanées (appréciation et fatigue) perçues. Ce modèle recense trois contraintes pouvant expliquer la variabilité individuelle en médecine et sciences

du sport ainsi que l'adoption d'un pattern de course optimal pour une situation donnée. Elles sont catégorisées comme suit selon Newell : contraintes de la tâche, contraintes individuelles et contraintes environnementales. Une possible adaptation de celui-ci aux résultats de thèse est proposée ci-dessous (figure 54). Il existerait donc bien une interaction entre les contraintes individuelles (i.e. profil coureur), les contraintes de la tâche (i.e. course à pied) et les contraintes environnementales (i.e. dureté de semelle). La biomécanique de course, et *in fine* la performance, seraient dépendantes de la perception de l'effort et du confort.

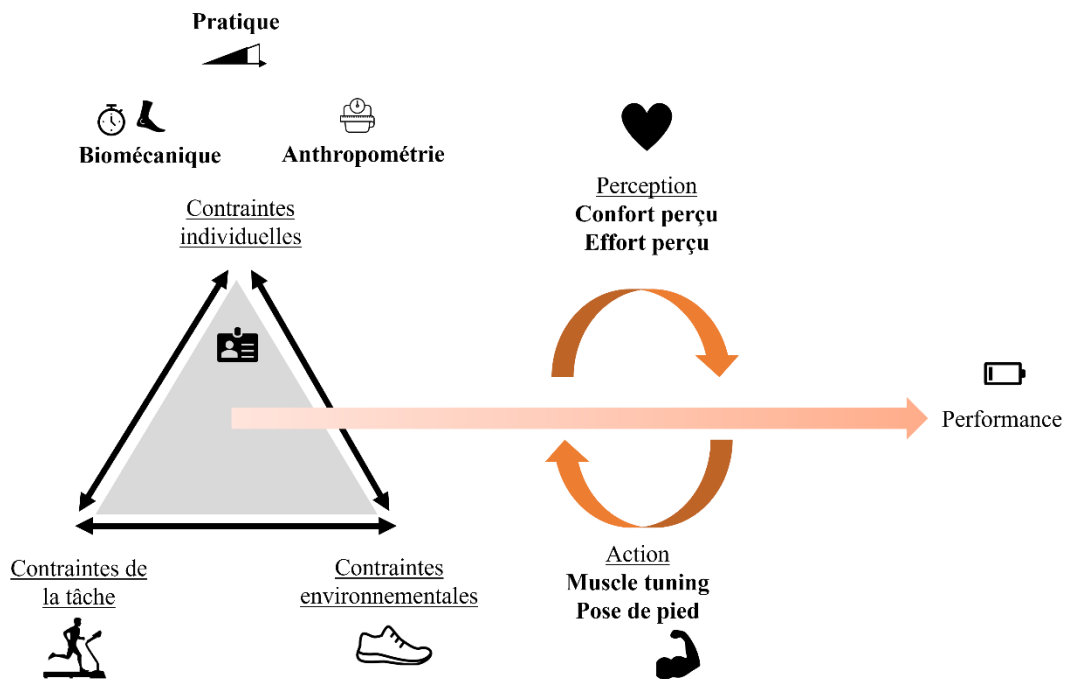


Figure 54. Modèle de Newell (1986) adapté au sujet de thèse

Dans l'évaluation des vibrations des tissus mous, il peut être supposé que les contraintes de la tâche sont un facteur clé. En nous appuyant sur l'étude d'Ehrström et collaborateurs (2018), nous avons émis l'hypothèse qu'une augmentation des vibrations avec MAX entraînerait une fatigue neuromusculaire plus élevée qu'avec MIN. Cependant, la durée de course (40 minutes vs \approx 1h36 respectivement) et la surface au sol (tapis en descente vs tapis sans pente respectivement) étaient différentes de celles du protocole de l'étude #4. Ainsi, en dépit d'une augmentation similaire des vibrations (+ 11,6 % pour Ehrström et al. et + 13,3 % dans l'étude #4), la fatigue neuromusculaire était différente. Cela peut être dû au fait que la descente est plus traumatisante et génère une fatigue neuromusculaire plus importante, et que les vibrations sont plus importantes en descente (Giandolini et al., 2016c). Selon le protocole de course à accomplir, nous rejoignons le fait que les vibrations des tissus mous ne seraient pas une cause majeure de la fatigue neuromusculaire (Trama et al., 2022).

Dans le futur, il sera important d'inclure à la fois des mesures biomécaniques et subjectives (e.g. RPE, DOMS, appréciation) car ce que le coureur perçoit (fatigue ou confort) compte tout autant, voire plus (figure 51) pour la performance. Dans le cadre de cette thèse, c'est bien l'appréciation complètement spontanée basée sur la valence (i.e. j'aime / je n'aime pas) qui nous intéressait. Effectuer des évaluations sensorielles pour quantifier l'amorti *perçu* (à l'inverse de *mesuré* par des tests mécaniques) des chaussures serait intéressant mais nécessite d'avoir des panélistes fiables, discriminants et entraînés à l'analyse sensorielle. L'évaluation de l'appréciation et du confort perçu offre donc **d'importantes perspectives** dans le développement du produit chaussant, qui doit se focaliser à la fois sur le **système locomoteur** (i.e. cinématique et cinétique) et le **système sensoriel**.



LIMITE DES ÉTUDES DE THÈSE ET PERSPECTIVES

I - Interface pied-sol : la surface au sol

L'ensemble des études de ce travail doctoral ont été conduites au sein du laboratoire sur tapis roulant, permettant ainsi de standardiser les conditions. Les résultats obtenus peuvent différer de ceux que l'on obtiendrait sur le terrain (i.e. route ou chemin). Concernant la pré-étude #1, nous n'avons montré aucun effet temps sur l'activité musculaire alors que Mohr et collaborateurs avaient trouvé une diminution de l'activité musculaire lors d'une course sur piste d'athlétisme (Mohr et al., 2021). Il convient toutefois de mentionner que l'effort était différent, i.e. leurs coureurs évoluaient à la vitesse moyenne de 12,6 km/h (à laquelle il devait s'adapter) alors que les coureurs de l'étude de thèse avaient une vitesse moyenne de 10,4 km/h. De même, une étude a souligné que l'effet du drop de la chaussure sur les taux de charge et la cinématique de la cheville et du genou n'était pas le même, selon si le coureur évoluait sur tapis de course ou sur le terrain (Chambon et al., 2015).

- ➔ Les surfaces au sol rencontrées en trail (technicité plus importante mais sols généralement plus meubles qu'en route) engendrent des ajustements biomécaniques et physiologiques (Jakobsen et al., 2022; Nicot et al., 2021). Il pourrait être intéressant, dans le futur, d'évaluer l'effet de la surface de course sur les vibrations des tissus mous. Ce constat interroge sur le point suivant :
 - Est-ce qu'une dureté de semelle réduisant les vibrations sur l'asphalte les réduirait également sur un sol meuble ?

II - Interface pied-sol : la chaussure

Une course de 5 km engendre environ 3000 impacts pied-sol (Giandolini et al., 2016a). Ainsi, pour notre étude #4, le semi-marathon engendrait approximativement 12 000 impacts. Tout comme le coureur, la chaussure fatigue aussi ! La répétition des impacts mène à une modification des propriétés mécaniques de la chaussure qui peuvent influencer sur la biomécanique du coureur. Des tests mécaniques simulant la course à pied ont permis de décrire ces altérations. Par exemple, au niveau de la semelle, une diminution de l'énergie absorbée avoisinant les 18 % a été observée (Chambon et al., 2014; Verdejo et Mills, 2004) après des courses simulées entre 270 à 660 km. Une augmentation de la raideur de semelle de 10 à 40 % a été soulignée par certains auteurs (Chambon et al., 2014; Lloria-Varela et al., 2022) après 38 ou 660 km de course à pied. Après 500 km de course à pied, une augmentation du pic d'impact de 5 % a été observée (Wang et al., 2010). D'autres études ont investigué l'influence de cette détérioration sur la biomécanique de course. Une augmentation des pressions plantaires (Verdejo et Mills, 2004), du stress mécanique au niveau du coussinet graisseux sous le talon (Even-tzur et al., 2006)

et du taux de charge (Morio et al., 2009) ont été observés. De façon intéressante, une seule étude à ce jour a évalué l'interaction entre la fatigue du coureur (basée sur sa biomécanique de course) et la fatigue de la chaussure en condition réelle (38 km de trail) et a confirmé une absence d'interaction entre modification des caractéristiques mécaniques de la chaussure et biomécaniques du coureur (Lloria-Varela et al., 2022). Au vu de ces résultats et de l'absence d'augmentation significative du taux de charge durant les semi-marathons de l'étude #4, nous supposons donc que la chaussure n'a pas altéré la biomécanique et les vibrations des tissus mous de nos coureurs.

- ➔ Dans le futur, il pourrait être intéressant de se concentrer sur la fatigue de la chaussure. De prochaines études pourraient s'interroger sur le point suivant :
 - Est-ce qu'une modification de la dureté de semelle en situation de fatigue de la chaussure (i.e. post-course ou après un certain temps d'utilisation) augmente les vibrations des tissus mous ?

III - Evaluation de la fonction neuromusculaire et de la performance

Dans l'étude #4, il a fallu déséquiper le coureur suite au semi-marathon (sac de trail et capteurs / marqueurs ôtés). Ainsi, le délai entre la fin du semi-marathon et l'évaluation de la fonction neuromusculaire s'élevait à 7-10 minutes. Ce délai constitue donc une limitation méthodologique. En effet, une récupération rapide des variables périphériques dans les 4 premières minutes suivant l'effort ont été soulignés (Froyd et al., 2013). Ainsi, l'ampleur de la fatigue périphérique était probablement sous-estimée dans l'étude. Il en va de même pour la fatigue centrale (Mira et al., 2017).

- ➔ De plus, pour des protocoles similaires à l'étude #4, il serait intéressant d'évaluer l'effet de la dureté de semelle sur la fatigue neuromusculaire lors de la récupération (e.g. 24 h post-course).
 - Est-ce qu'une dureté de semelle réduisant les vibrations aurait un effet bénéfique sur la récupération (e.g. fatigue neuromusculaire moins accrue post-24 h) ?

Dans l'étude #4, la perception de l'effort a été plus importante avec la semelle augmentant les vibrations.

- ➔ Un axe de recherche répondant à la question suivante serait pertinent à développer :
 - Est-ce qu'une dureté de semelle réduisant les vibrations aurait un effet bénéfique sur le coût énergétique ?



CONCLUSION

Aujourd'hui, l'offre des chaussures de course à pied est pléthorique pour répondre à la demande d'une population de coureurs ayant leurs propres caractéristiques anthropométriques et biomécaniques, et répondant de façon spécifique à une chaussure donnée. Le choix d'une paire de chaussures, assurant confort et minimisation des vibrations des tissus mous, peut paraître complexe.

Les pré-études de thèse apportent de meilleures lignes directrices expérimentale (temps de mesure) et théorique (paramètre discriminant pertinent) sur l'évaluation des vibrations des tissus mous en course à pied.

La première étude de thèse a montré que les coureurs bénéficient d'une dureté de semelle différente pour réduire l'amplitude des vibrations du muscle *gastrocnemius medialis*. Des caractéristiques biomécaniques (pose de pied et mouvement de la cheville au contact initial, temps de vol) et morphologiques (masse grasse) ainsi que la pratique de la course à pied sont des facteurs pouvant expliquer, en partie, la variabilité des réponses à une condition de chaussure donnée entre les individus et distinguant les profils de coureurs. La majorité des coureurs aurait besoin d'une dureté de semelle faible mais une dureté de semelle moyenne s'avérait avantageuse pour ceux présentant un kilométrage hebdomadaire plus élevé. Questionnaires et dispositifs permettant de mesurer la masse grasse et la foulée seraient nécessaires à l'évaluation de ces métriques afin d'identifier le profil du coureur parmi ceux précédemment établis.

Le coureur pourrait donc bénéficier d'une chaussure assurant un niveau vibratoire stable, et ce, même sur des courses de type semi-marathon. La seconde étude de thèse n'a effectivement montré aucune augmentation significative des vibrations au cours du semi-marathon lorsque la dureté de semelle était adaptée au coureur. La dureté de semelle minimisant les vibrations a montré un effet bénéfique sur la fatigue perçue et le confort perçu, mais n'a montré aucun avantage sur la fatigue neuromusculaire.

D'autres travaux pourront continuer d'investiguer les liens entre les vibrations des tissus mous et les pratiques de course (terrain, distance de course, état de la chaussure). En parallèle, des mesures cliniques (e.g. biopsies) pourraient s'avérer intéressantes pour observer précisément les différences en termes de dommages musculaires induits par les vibrations des tissus mous en course à pied entre différentes conditions. L'effet des vibrations des tissus mous sur la physiologie reste également un champ à explorer.

ANNEXES

Annexe 1 : Revue narrative sur les vibrations des tissus mous en course à pied

REVIEW ARTICLE

Open Access



Soft Tissue Vibrations in Running: A Narrative Review

Marie-Caroline Play^{1†}, Robin Trama^{2†}, Guillaume Y. Millet^{1,3}, Christophe Hautier²,
Marlène Giandolini⁴ and Jérémy Rossi^{1,5*}

Abstract

During running, the human body is subjected to impacts generating repetitive soft tissue vibrations (STV). They have been frequently discussed to be harmful for the musculoskeletal system and may alter running gait. The aims of this narrative review were to: (1) provide a comprehensive overview of the literature on STV during running, especially why and how STV occurs; (2) present the various approaches and output parameters used for quantifying STV with their strengths and limitations; (3) summarise the factors that affect STV. A wide set of parameters are employed in the literature to characterise STV. Amplitude of STV used to quantify the mechanical stress should be completed by time–frequency approaches to better characterise neuromuscular adaptations. Regarding sports gear, compression apparels seem to be effective in reducing STV. In contrast, the effects of footwear are heterogeneous and responses to footwear interventions are highly individual. The creation of functional groups has recently been suggested as a promising way to better adapt the characteristics of the shoes to the runners' anthropometrics. Finally, fatigue was found to increase vibration amplitude but should be investigated for prolonged running exercises and completed by an evaluation of neuromuscular fatigue. Future research needs to examine the individual responses, particularly in fatigued conditions, in order to better characterise neuromuscular adaptations to STV.

Keywords: Accelerometer, Compression, Fatigue, Footwear, Soft tissue vibrations

Key Points

- To provide a good overview of soft tissue vibrations, triaxial accelerometers should be used, so that all components can be accurately measured and analysed.
- Compression apparels generally decrease soft tissue vibrations whereas the effects of footwear are highly subject-specific.
- Fatigue increases soft tissue vibrations but when identified, an evaluation of neuromuscular fatigue should be undertaken.

Introduction

The principal aim of Research & Development departments in sport companies is to guarantee comfort, limit the rate of muscle injury and improve performance through the development of innovative products for active population as well as athletes. Accordingly, impact-related stress applied to the musculoskeletal system has received considerable attention as the human body experiences repetitive shocks each time the foot hits the ground during running. These inputs generate vibrations to the musculoskeletal system. Although local or whole-body vibration is used as a training intervention as it may improve strength through neural adaptations [1], vibrations may have detrimental effects on the musculoskeletal structures [2, 3] and can also affect comfort [4] and performance [5]. Consequently, runners tend to minimise soft tissue vibrations (STV) by wearing adequate equipment (such as compressive apparel and footwear) and/or

[†]Marie-Caroline Play and Robin Trama contributed equally to this manuscript

*Correspondence: jeremy.rossi@univ-st-etienne.fr

¹ Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, 42023 Saint-Étienne, France
Full list of author information is available at the end of the article

developing biomechanical [6] and neuromuscular adaptations [7, 8]. Reducing STV through these adaptations may also induce early neuromuscular fatigue [9]. No literature review has addressed STV during running yet, despite its evident importance from a comfort, performance and injury prevention perspective. Thus, the aims of this narrative review are to (1) provide a comprehensive overview of the literature on STV during running; (2) present several output parameters and explain the various approaches with their strengths and limitations for quantifying STV; (3) summarise the factors that affect STV.

Twenty-seven articles were obtained by searching the electronic bases of PubMed-NCBI, ScienceDirect, Web of Science and Google Scholar, using the following keywords in title/abstract linked with the following Boolean operators: Soft Tissue Vibrations AND Running AND (Fatigue OR Shoe OR Footwear OR Compression OR Muscle Tuning). Electronic database searching was supplemented by examining the references of 39 relevant articles. A total of 66 articles have been integrated for the present narrative review.

Origin and Characteristics of Soft Tissue Vibrations in Running

Background

During running, each contact between the foot and the ground causes an impact, which is considered to be the

initial input into the musculoskeletal system (Fig. 1a). The so-called ground reaction force is characterised by amplitude values between 1.5 and 3 times the runner's body weight within 30 ms, resulting in an excitation frequency in the range of 10–30 Hz [10]. This involves a shock wave from the lower limb (Fig. 1b) to the head in bones and soft tissue, reaching 10 g [11–15]. Soft tissue (including muscles, tendons, adipose tissue, ligaments and skin) exhibits a composite structural organisation, resulting in a viscoelastic behaviour and thus, oscillates in all directions when exposed to a shock [16–18]. Soft tissue can be considered as oscillating masses connected by spring/dampers units, characterised by their frequency, amplitude and damping. The number of oscillations performed by soft tissue in one second corresponds to its frequency (in Hz). Each soft tissue package tends to vibrate at a specific frequency, called natural (or free) vibration frequency. The natural frequency of bones is significantly higher (200–900 Hz [19]) than those of soft tissue packages, that oscillate at about 15 Hz when relaxed [20]. A resonance phenomenon occurs when two signals have the same frequency ranges. As the frequency of impact forces during running coincide with the natural frequency of soft tissue [21], a resonance phenomenon occurs following the foot/ground impact and can amplify STV. The “muscle tuning” [8] could limit resonance

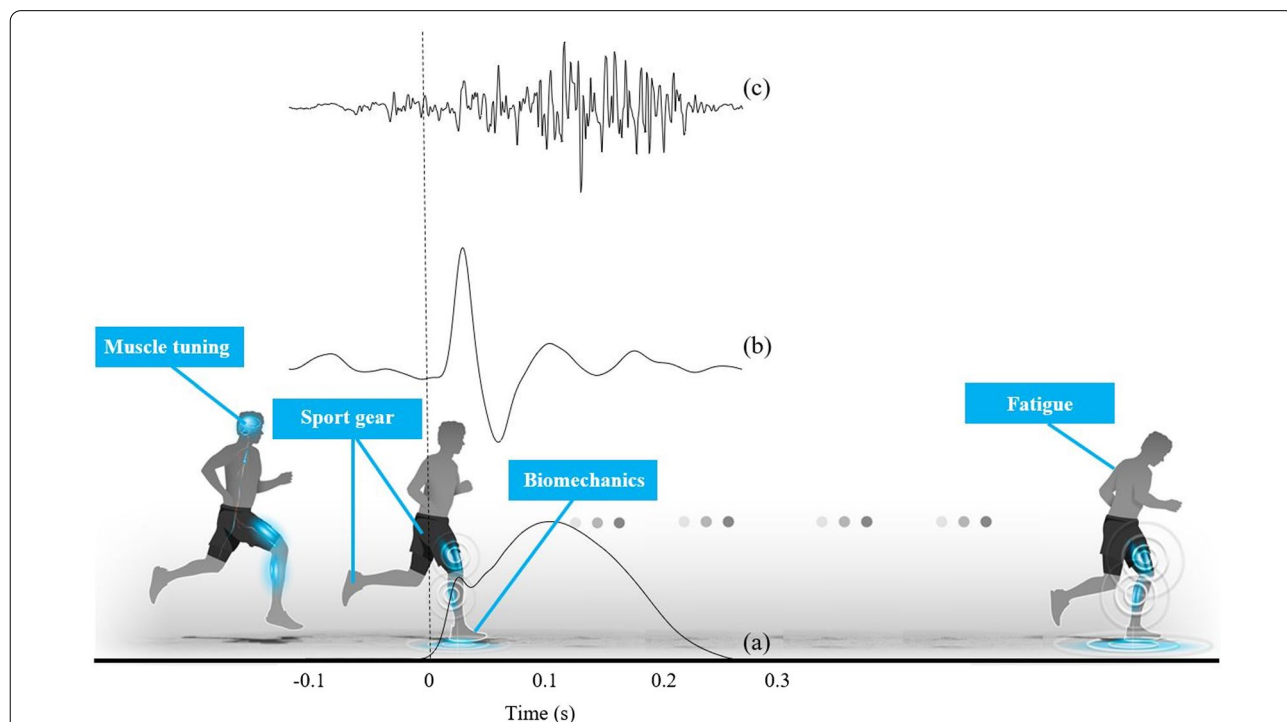


Fig. 1 Factors affecting soft tissue vibrations: muscle tuning, foot strike pattern, sports gear and fatigue. Typical signals of vertical ground reaction force (a), gastrocnemius medialis (GM) acceleration (b) and electromyographic activity (c) are represented

through an increase in muscular activation before foot-ground contact to minimise STV [22, 23]. Two different mechanisms, damping or natural frequency shifts, have been reported. An increase in the damping coefficient (i.e. a more rapid damping of the vibration) has been more often reported than shifts in the natural frequency [20, 24] not substantial enough to move away from those due to the impact forces (Fig. 2). Finally, if muscles are not tuned properly by central nervous system [7] in response to input changes, STV amplitude increases [25]. Thus, countering this resonance phenomenon is a major issue for comfort, running performance, fatigue and injury prevention perspectives.

Measurement Methods of Soft Tissue Vibrations

Vibration is generally defined as the variation of a physical quantity around an equilibrium. The current literature suggests different ways to quantify STV, either with skin-mounted accelerometers or passive filmed markers, the first method being the most widely used. It is worth mentioning that accelerometers and markers will provide two different physical quantities and therefore, two different aspects of the soft tissue motion. Indeed, a motion capture system will provide a displacement around a

position while an accelerometer will quantify a variation in acceleration amplitude. Thus, we suggest clear indication whether magnitude refers to displacement or acceleration.

The accelerometer placement is important as acceleration of STV differs within each soft tissue compartment [26]. However, no standardised guidelines have been published yet. Video tracking with passive markers has also been used to quantify STV [27, 28]. However, only vibration displacement can be assessed with this method because of the low sampling frequency. Indeed, while most researchers have used a sampling frequency over 1000 Hz with tri-axial accelerometers, sampling frequency as low as 150 Hz has been widely used both with video tracking [28, 29] and accelerometers [27]. Even though the Shannon–Nyquist’s theorem is respected, the accuracy of these video and accelerometer tracking measurements remains questionable.

The choice between the two measurement methods (marker or accelerometer) should be based on the experimental design to be used. It has been shown that the two methods could be used to evaluate STV [30], by opting for markers only if the sampling frequency is greater than 500 Hz.

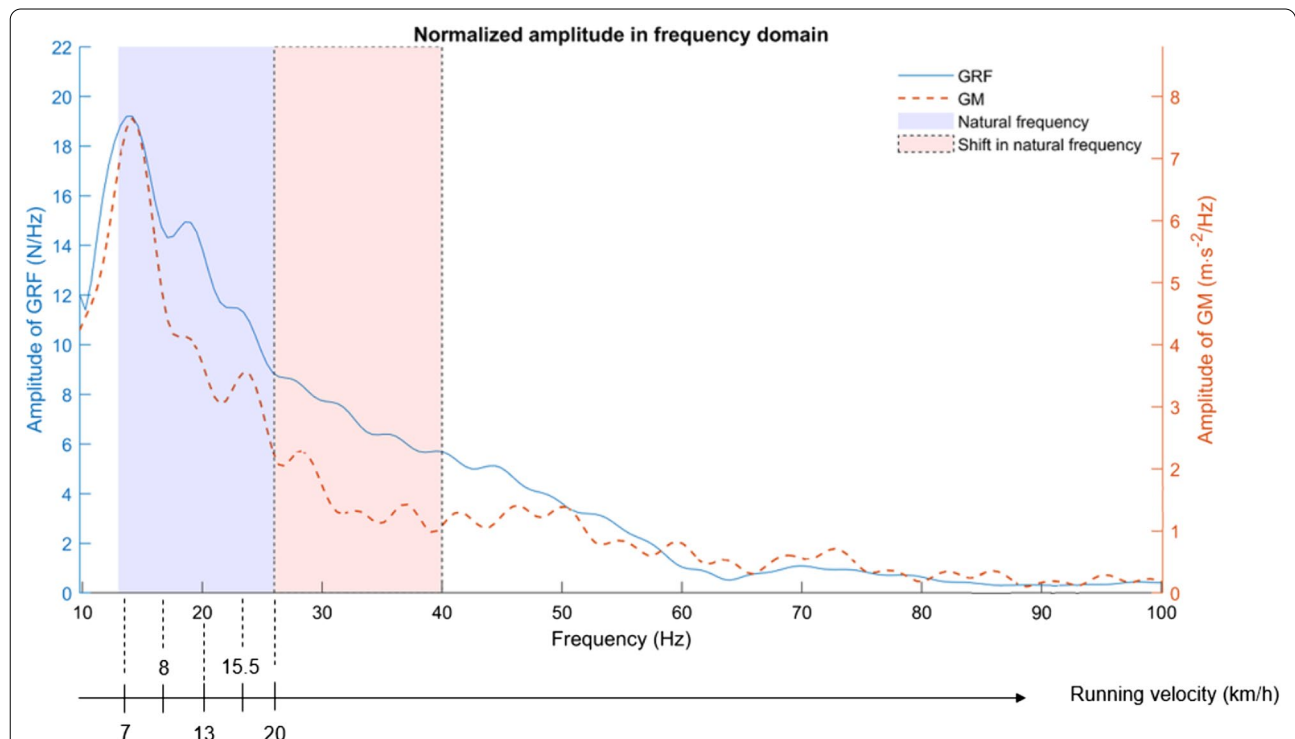


Fig. 2 Frequency signals of ground reaction force (full line) and gastrocnemius acceleration (dotted line) during running. The blue area is equivalent to the natural muscle frequencies (Wakeling et al. [19]), which coincide with impact frequencies during different running velocities (from Trama et al. [26] and Boyer et al. [20]). Shifts in natural frequency are not sufficiently important to be outside the GRF frequency content

Processing Methods of Soft Tissue Vibrations

In running, STV occurs in three dimensions: vertical—also called longitudinal, axial or proximo-distal; antero-posterior—also called transverse; and medio-lateral. Thus, one could speculate that soft tissue packages are 3 degree of freedom (DOF) systems. Some authors have analysed only the longitudinal axis [31, 32], which requires a careful alignment of the accelerometer along the longitudinal axis of the segment. Other studies highlighted the importance of analysing transversal components of the acceleration signal because vibration magnitude can be equally, if not more important along the transverse axis (e.g. peaks acceleration at approximately 9 g while running downhill [9]) compared to the longitudinal axis (10 g) [31, 32]. Such high transversal acceleration is explained by the anatomical structure of tissues weaker under shear than compression stress [16–18]. To the best of our knowledge, only few authors have quantified the resultant acceleration of soft tissue [9, 33]. It is worth mentioning that changes along one axis could be compensated by changes along other axes. For tibial vibrations measurement, it has been noticed that considering all axes, either individually or using the resultant (i.e. square root of the sum of squares of each axis) improves the repeatability and the reliability of the outcome variables (i.e. amplitude, frequency and damping) [34].

Along the three axes, amplitude, frequency, and damping of STV are reported in numerous studies since each of these three parameters brings different information.

- According to the Newton second law, the acceleration of the vibration provides information on the magnitude of stress undergone by the musculoskeletal system as:

$$a = \frac{F}{m} \quad (1)$$

with a the acceleration in m s^{-2} , F the force in kg m s^{-2} , and m the mass in kg.

It is worth noting that both the word “acceleration” [14] and “deceleration” [6, 35] are used depending on the referential and/or direction studied.

Using video tracking involves to deriving the position twice, which could amplify the error in the acceleration signal.

- The frequency corresponds to the number of oscillations undergone by soft tissue packages during one second (expressed in Hz), and as depicted by Eq. 2,

gives information on the natural frequency of the soft tissue packages [36]:

$$f = \sqrt{\frac{k}{m}} / 2\pi \quad (2)$$

with f the frequency in Hz and k the stiffness in N m^{-1} .

- The damping coefficient is rather an indicator of the magnitude of the adaptation after foot/ground impact (i.e. to what extent muscles tune their activity to minimise STV). By definition, damping represents the decay of the initial power over time and is expected to follow an exponential decay, $\exp^{-c \times t}$, where c describes the damping coefficient and t the time [24]. A small damping coefficient indicates less damping needed [24]. Various terminologies are used in the literature, inducing a lack of understanding. For instance, a smaller damping coefficient could be associated with both of the following terms: a weaker one and a better one [14]. Conversely, a higher damping coefficient could correspond to a strong and worst damping [6]. In experimental studies, the damping coefficient is expressed in “per second”, with the notation s^{-1} being preferred to Hz, while in model studies, the damping coefficient of a structure is expressed in kg s^{-1} or N s m^{-1} .

The vibratory signal of soft tissues during running is composed of several frequencies. The higher frequencies amplitude decreases further than the lower ones [15, 37]. Because of the multicomponent nature of the signal, several methods have been developed to identify the modal parameters of the signal and assess the three parameters above. Each of them can be described by different variables and obtained from different types of analysis (Table 1 and Fig. 3).

Time Analysis

Time analysis (Fig. 3a) is the simplest method to analyse vibratory signals. From the time representation of the acceleration signal (Fig. 1b), one can compute the peak acceleration [14, 22, 32, 33, 38], the mean standard deviation [27], or the root mean square acceleration [9]. A temporal analysis of passive marker displacement allows the calculation of the maximum displacement of the soft tissue [28, 29]. With these amplitude characteristics, the intensity of the mechanical stress undergone by the soft tissue package can be quantified. The total vibration exposure was defined as the product between the vibration amplitude, duration, and stride frequency [31]. In addition, it is possible to estimate the frequency of the

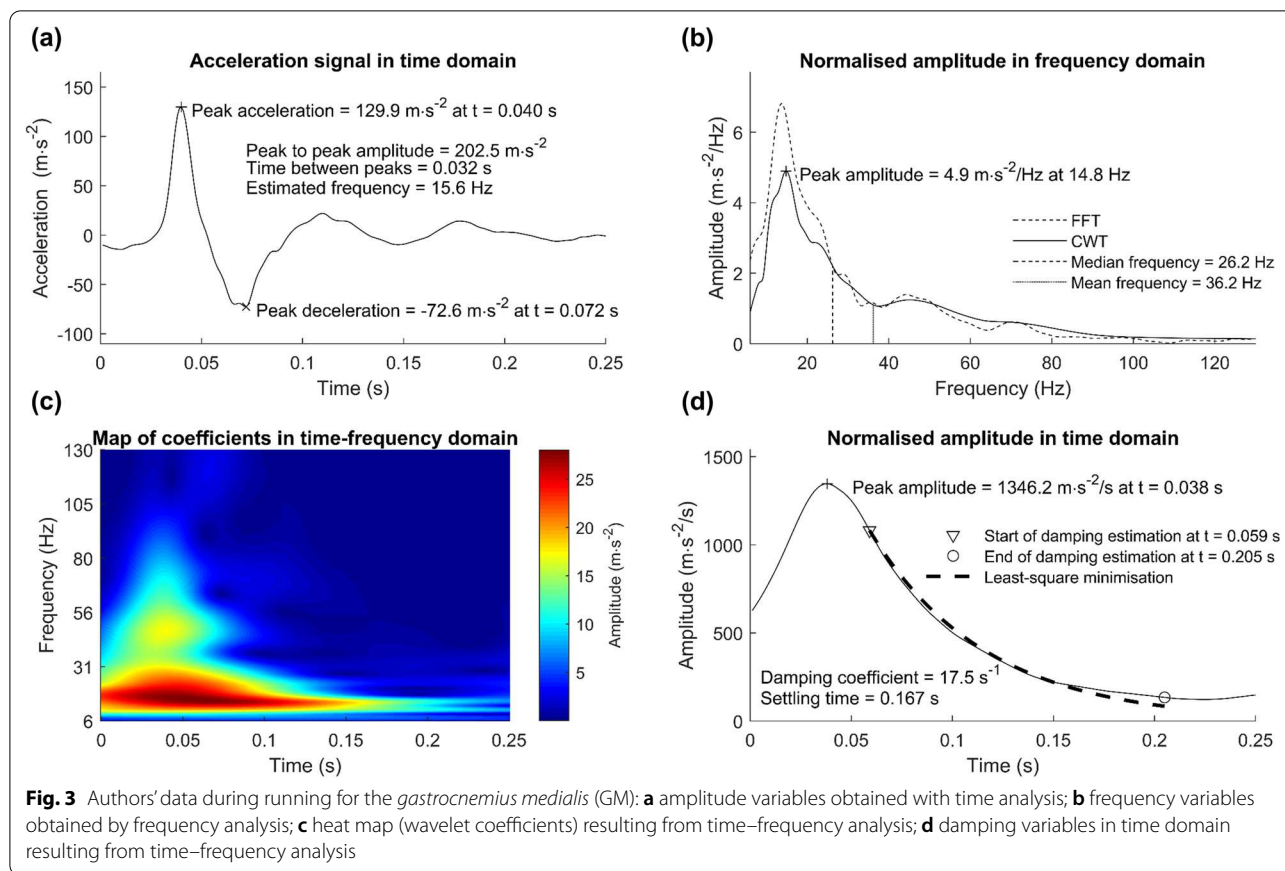
Table 1 Variables and type of analysis used in the literature to assess soft tissue vibrations

Type of analysis	Variable (unit)	Description/Computation	References
Temporal	Peak acceleration ($m s^{-2}$)	Maximum of the absolute value of the acceleration signal	Trama et al. [32, 62] Boyer and Nigg [22, 26, 34] Nikooyan and Zadpoor [61] Giandolini et al. [14]
	Root mean square acceleration ($m s^{-2}$)	Average root mean square of the signal with a 0.01 s window	Ehrström et al. [9]
	Standard deviation of accelerations ($m s^{-2}$)	Standard deviation of the acceleration signal	Gellearts et al. [27]
	Maximal displacement (m)	Difference between the maximum and minimum position of the soft tissue markers relative to the segment of interest	Borràs et al. [29] Broatch et al. [28]
Fast Fourier Transform	Normalised Fourier Transform ($m s^{-2}/Hz$)	Fourier Transform normalised by the frequency resolution Represent the amplitude at each frequency	Boyer and Nigg [26, 34] Enders et al. [39] Khassestarash [36]
	Power Spectral Density ($m^2 s^{-4}/Hz$)	Square of the Fourier Transform normalised by the inverse of the product of the signal length by the sample frequency Represent the power at each frequency	Giandolini et al. [14] Friesenbichler et al. [41]
Continuous Wavelet Transform	Time integral of wavelet coefficients for different frequency bands ($m s^{-2}/Hz$)	Equivalent to the Normalised Fourier Transform	Trama et al. [15, 32]
	Sum of wavelets power	Non-indicated (normalised)	Khassestarash et al. [31]
Temporal	Peak frequency estimate	Inverse of the duration between the two first peaks after heel strike	Boyer and Nigg [22]
Fast Fourier Transform	Peak frequency (Hz)	Frequency with the most amplitude	Enders et al. [6] Giandolini et al. [14]
	Mean frequency (Hz)	Weighted average product of the amplitude of the frequency by the frequency	Friesenbichler et al. [41] Enders et al. [6]
	Median frequency (Hz)	Frequency that split the amplitude or power spectrum in half	Enders et al. [6] Trama et al. [62]
Continuous Wavelet Transform	Peak frequency (Hz)	See above	Trama et al. [15, 32, 62]
Continuous Wavelet Transform	Damping coefficient (s^{-1})	Decrement of logarithm power or logarithm decrement of power (estimation via least-square minimisation)	Enders et al. [6, 39] Khassestarash et al. [31, 36] Trama et al. [15, 32, 62]
	Settling time (s)	Time between maximum amplitude and 10% amplitude	Khassestarash et al. [31] Trama et al. [62]
	Energy dissipation ($J kg^{-1}$)	Product of the time integral of the square vibration speed by the double of damping coefficient	
Partly Ensemble Empirical Mode Decomposition	Damping coefficient (s^{-1})	See above	Khassestarash et al. [40]
	Damping ratio (\emptyset)	Damping coefficient relative to the critical damping of the frequency damped	
	Energy dissipation ($J kg^{-1}$)	See above	

vibration, which corresponds to the inverse of the time period between two consecutive peaks [22]. Although this method is the simplest to implement, it is very sensitive to the filters applied on the raw signals. In running, one study has applied a low-pass filter at 50 Hz on the signal [30], while the others did not filter the signal. It is possible to compute damping from a temporal analysis (e.g. model or logarithm decrement between peaks) [20, 39]. However, other methods [40, 41] are preferred to compute frequency and damping of the vibration signal in running.

Frequency Analysis

The most common algorithm employed is the Fast Fourier Transforms (FFT). FFT allows the calculation of the Fourier Transform (FT), which is often normalised (nFT) by the frequency bin width (i.e. FFT resolution) to obtain physical values in the spectrum (Fig. 3b). By squaring the FT and dividing by the frequency resolution, it is possible to calculate the power spectral density of the signal (PSD). nFT represents the amplitude of the signal as a function of the frequency, in our case expressed in $m s^{-2}/Hz$, while PSD represents the power



as a function of the frequency, in $m^2 s^{-4}/Hz$ [14]. One of the main advantages is that PSD allows a comparison of the values from different studies that would not have used the same sampling frequency and/or frequency bin width. These spectra allow the calculation of the peak frequency (i.e. the frequency with the highest amplitude), peak amplitude or peak power [30, 37, 40, 42]. It is also possible to compute the median [6] or the mean [6, 42] frequency, which allows to characterise how the energy is distributed over the frequency continuum. If the peak, mean, and median frequencies are close to each other, the energy is localized near the peak frequency. However, if these metrics are far apart, the acceleration signal may be composed of several distinct frequencies. Knowing that muscle activity modulates STV frequency [8], it is of great interest to have a detailed description of the frequency characteristics of STV in order to presuppose the effect of a given condition (e.g. sports gear, footwear, fatigue) on muscle activation [22]. Subsequently, frequency analysis allows to calculate the total amplitude or power within a given frequency range by integrating the nFT or PSD curve, respectively [32, 43]. PSD and nFT are

dependent on the vibration amplitude and duration; consequently, they could be more suitable to characterise the total vibration exposure compared to time analysis.

In addition, the transfer of amplitude between the input (i.e. impact quantified with ground reaction force or heel/tibial accelerometer) and the STV [15, 35], or between two locations on the same muscle [26] can be quantified. The transfer corresponds to the ratio between the two locations for one amplitude parameter, such as peak amplitude, PSD, or entire power spectrum. Transfer can be expressed as a percentage of variation [15] or as a transmissibility function expressed in dB [25]. Consequently, the transfer gives information about the relative movement between two regions of interest. Changes in transfer function, instead of changes in vibration amplitude, can better inform on the presence of neuromuscular adaptations induced by the muscle tuning [25]. Indeed, muscle tuning adaptations can lead to a decrease in the transfer of the vibration from the bones to soft tissue packages (i.e. the bones and soft tissue are more united).

Time–Frequency Analysis

The frequency content of the vibration signal changes over time as higher frequencies are more damped than lower ones [41], which has led authors to employ time–frequency analyses such as continuous wavelet transforms (CWT) [33, 37, 40, 42, 43] or empirical mode decomposition-based method (EMD) [41]. The difference between these two methods is that CWT works on all the frequency range, while EMD extracts intrinsic mode functions. The major limit of the CWT is the choice of the mother wavelet which can differ between studies. The limit of EMD is that mode functions are specific to the signal, meaning that their numbers and frequency are not identical for all signals. These limits complicate the comparisons between studies and/or individuals. Time–frequency analyses permit the quantification of the vibration amplitude evolution as a function of time and frequency (Fig. 3c). By choosing the wavelets or mode functions analysed, mainly between 6 and 130 Hz [32, 33, 37, 40] (the frequencies below and above corresponding to movement and noise, respectively), it is possible to calculate different indicators for different time and frequency ranges. To illustrate the major advantage of time–frequency analysis over the frequency analysis, one can consider a signal with a first frequency with high power during a short time period, and a second frequency with low power for a long time. The frequency analysis will depict a spectrum with two frequency peaks of similar energy, without the possibility to identify if the power of these frequencies were different. Concurrently, the time–frequency analysis will display a map of wavelet coefficients on which differences in power over frequency and time could be clearly identified. This information, though it is not yet widespread in literature, allows a better description of the vibration amplitude throughout the stance phase (i.e. braking, mid-stance, propulsion) and permits a better understanding of the effect of vibrations on the musculoskeletal and neuromuscular systems.

No study has used the map of wavelet coefficients (Fig. 3c) as a descriptive variable during running. Instead, maps are used to extract variables [32, 33, 37, 42]. First, by integrating the map in function of time, one can compute an equivalent of the nFT and obtain the same information as that obtained with FFT analysis. Although the frequency domain is well estimated by CWT (Fig. 3b), these methods are a compromise between the time and frequency resolution and thus, are often used in parallel of frequency analysis. Second, by integrating the map in function of the frequency [15] or by summing the wavelets power [6, 31, 33, 37, 40], one can compute the overall amplitude of the vibration in the time domain. The result

of this computation depends on the frequency range analysed, and/or of the wavelets summed. As the theoretical overall power decay is known and linked to the damping properties of the soft tissues, it allows estimation of damping (Eq. 3). In addition, the same decay can be obtained from the envelope of the intrinsic mode functions computed with EMD [37].

$$p(t) = P_0 e^{-dt} \quad (3)$$

where P_0 is the power of the sum of the wavelets, d the damping coefficient, and t the time.

As the power decay is exponential, the logarithm of the decay is linear. The damping can be estimated with least-square minimisation, the damping coefficient being the slope of the regression line [6, 40, 41]. Another method is to use an optimisation function [15] to minimise the error between the measured decay and the modelled decay (Eq. 3 and Fig. 3d).

Other methods have been proposed to assess the damping of the vibration. For instance, one can calculate the settling time of the vibration that corresponds to the duration between the time at maximal power, and the time when the power is damped at 90% [31, 33]. The greater the damping, the shorter the settling time. The dissipation of energy, depending on the damping and speed, can be computed [31, 37, 41]. Several studies depicted that the higher frequencies of vibrations were more damped [15, 41] but dissipated less energy. Knowing that damping can be altered by foot strike pattern [6] or fatigue [31, 41], this indicator can inform on the neuromuscular adaptations and strategies to limit the vibration exposure.

To conclude this section, time–frequency analysis (i.e. continuous wavelet transforms or empirical mode decomposition) is the most common method for analysing vibration in running. However, the analysis of multicomponent signals with methods reducing the compromise of the time or frequency resolution has been employed in different areas. Use of these original approaches originating from synchro-squeezing transforms could be suitable for analysing running vibration data [44–46].

Parameters Influencing Soft Tissue Vibrations

Both intrinsic (biomechanical and muscle patterns) and extrinsic (sports gear) parameters of the runner have an effect on STV (Fig. 1). Creation of functional groups will allow researchers to group individuals who react in a similar way to a specific sportswear intervention and see whether these runners have the same morphological characteristics.

Foot Strike Running Pattern

Each runner automatically and naturally adopts a specific biomechanical pattern, which has been termed “preferred movement path” [6]. One macroscopic feature describing part of one’s preferred movement path is his/her foot strike pattern [47]. In level running, it is well known that runners strike the ground either with their heel (rearfoot strikers) or with their midfoot/forefoot. Foot strike patterns are characterised by differences in muscle activation, kinetics and kinematics [48–50]. Rearfoot strikers usually demonstrate a more extended knee and dorsiflexed ankle at foot strike. Conversely, greater knee flexors and plantar flexors activities, more flexed knee and more plantarflexed ankle at foot strike have been observed in midfoot/forefoot strikers [51]. Based on these considerations, all of these biomechanical differences could affect the shock wave propagation through the lower limb and all STV characteristics. Indeed, it has been observed that natural frequencies and damping of STV were affected by the knee flexion angle during isometric contractions [20]. In line with the preferred movement path paradigm, it is worth mentioning that STV damping on the *gastrocnemius medialis* (GM) was impaired when heel strikers were asked to run with a forefoot strike pattern and vice-versa [6]. It is suggested that runners demonstrate the best damping of STV with their preferred foot strike pattern.

Running Speed

As running speed increases, the energy of impact increases and more energy needs to be dissipated in the soft tissue packages. Across a range of speed between 7.2 and 19.6 km/h, significant increases in STV amplitude (+144%), frequency (+27%) and damping (+27%) have been demonstrated [22, 32]. In addition, the increase in running speed is accompanied by greater ground impact magnitude and an increased level of muscle activity. This increase in muscle activity is accompanied by an increase in the stiffness of the soft tissue package, which influences the vibration frequency.

Sports Gear

Compressive Garments

An effective method to attenuate STV during dynamic activities is the use of sports compressive garments. To the best of our knowledge, five studies investigated the effects of compressive garments on STV during downhill [9, 29] or flat running [27, 28, 52]. The main findings are summarised in Table 2. In the literature, two types of garments have been used when studying STV: tights compressing both calves and thighs, and shorts compressing thighs only. Vibrations have been measured with tri-axial

accelerometers or 3D motion capture where the sensors (accelerometers or markers, respectively) were put either under [9] or on top of the garments [27–29, 52]. One could suggest that setting the device under the garments may affect the compressive pressure and/or applied an extra pressure on the device which could underestimate the benefit and/or distort the accelerations signals.

All studies, both during flat and downhill running, noticed up to a 20% decrease in STV when the pressure exerted by the garments increased. The observed differences in STV between garments seem to be independent of the amount of pressure [28]. For instance, the coefficient of determination for the relationship between the degree of pressure and the reduction in oscillation at 10 km/h for the vasti muscles was estimated to be 0.4 [27, 28]. As pressure was measured at rest and not during running, it could be suggested that this coefficient remains relatively low and there is a state of uncertainty on the garment’s capacity to maintain pressure during running [28]. The authors suggested that further research should investigate the amount of pressure by garments during running.

Compressive garments have been shown to be more effective in reducing oscillations on vasti muscles than gastrocnemii muscles [28]. Soft tissue masses are greater for thighs than for calves. Given the elastic nature of muscle and surrounding soft tissues, the capacity for soft tissue displacement following foot strike is likely greater for bigger soft tissue masses. Therefore, compression is likely to have a greater damping effect on vasti muscles.

It has been shown that compressive garments also minimise the harmful effects of impact forces during running. Indeed, for a given downhill running bout (slope: -8.5° , 40-min at a velocity associated with 55% of VO_{2max} [9]), perceived muscle soreness measured one day after the running test was found to be significantly lower for the quadriceps. Additionally, for a similar downhill running protocol (slope: -10° , 40-min at a velocity associated with 85% of VO_{2max} [29]), muscular biopsies performed 48 h after running test highlighted higher inflammation and sarcomere injuries without compression. Moreover, the decrease in STV also induced a faster recovery of peripheral and central neuromuscular function and a lower impairment in running economy [9]. Overall, compression apparels seem to minimise STV and muscle activity in running leading to a reduction in soft tissue damage and fatigue. Whether muscle tuning and soreness are related remains unknown. As wearing compression garment decreases muscle activation and STV amplitude [28], one could speculate that the requirement for ‘muscle tuning’ is lower and may reduce neuromuscular fatigue.

Table 2 Effect of equipment on soft tissue vibrations

	References	Participants details (Level Sex Age Weight Height)	COMP / TEST details (Type Pressure (mm Hg)) / Shoe characteristics)	Running protocol	Device measuring STV Locations Frequency	Effects of COMP / TEST
<i>Apparel</i>						
Flat running	Coza et al. [51]	Young and active subjects M = 2 F = 2 n.i	n.i	Treadmill 5 speeds x 3 shoes per COMP	Tri-axial accelerometers VM, GL, BF 2400 Hz	Damping ↗ (+ 8%)
	Gellaerts et al. [27]	Healthy men M = 11 25.1 ± 2.7 years 67.5 ± 1.3 kg 175.5 ± 1.8 cm	Shorts COMP1 (Thigh): 20.4 ± 1.7 COMP2 (Thigh): 14.5 ± 1.3 COMP3 (Thigh): 9.6 ± 0.8	Treadmill 10 km/h 1 min per COMP	Tri-axial accelerometers on textile VM and RF 150 Hz	SD Ar ↘ (from - 5.15 to - 16.2%) for all muscles and garments
	Broatch et al. [28]	Recreational athletes M = 14 27 ± 5 years 77.8 ± 8.4 kg 180.9 ± 7.3 cm	Tight COMP1 (Thigh) 12.1 ± 2.3 (Caif) COMP2 (Thigh) 12.9 ± 2.7 (Caif) COMP3 (Thigh) 13.2 ± 3.1 (Caif) 11.4 ± 4.7	4 x 9 min continuous treadmill 3 min at 8 / 10 / 12 km/h with 30 min rest	3D motion capture, Markers on textile VAS and GAS 250 Hz	v. MD ↘ (- 10%) for VAS for all garments m. I. MD ↘ (- 20%) for VAS for all garments v. MD ↘ (- 4%) for GAS for COMP1 m. I. MD ↘ (- 11%) for GAS for COMP1
Downhill running	Ehrstrom et al. [9]	Well-trained runners M = 13 38.6 ± 5.7 years 72.1 ± 4.7 kg 175.8 ± 5.1 cm	Tight COMP (Thigh) 16-18 (Caif) 20-25	Outside 40 min DHR - 8.5% slope 55% VO2max	Tri-axial accelerometers under textile VL and GM 1000 Hz	RMS Ar ↘ (- 5%) only for VAS
	Borras et al. [29]	Moderately train soccer player M = 9 27.7 ± 10.9 years 76.1 ± 6.1 kg 176.8 ± 3.6 cm	Shorts n.i	Treadmill 40 min DHR - 10% slope 85% VO2max	3D motion capture Markers on textile RF and VAS 200 Hz	MD ↘ (- 7.8%)
<i>Footwear</i>						
Midsole composition	Giandolini et al. [14]	Recreational and competitive runners M = 12 42 ± 10 years 75.2 ± 8.4 kg 178 ± 4 cm	COND: Elastic (full EVA 55C-Asker) TEST: Viscous (bi-material 42 and 52C-Asker)	20-m indoor track 3.33 m/s 5 trials per shoe	Tri-axial accelerometers on VM and GM 2000 Hz	For GM: v. a _{peak} ↘ (- 8.2 ± 3.5%) v. PSD ↘ (- 17.5 ± 6.2%) v. f _{peak} ↔ v. Damping ↔ For VM: v. a _{peak} ↘ (- 12 ± 3.7%) v. PSD ↘ (- 19.7 ± 6.2%) v. f _{peak} ↔ v. Damping ↘ (- 19.3 ± 17.1%)

Table 2 (continued)

References	Participants details (Level Sex Age Weight Height)	COMP / TEST details (Type Pressure (mm Hg)) / Shoe characteristics)	Running protocol	Device measuring STV Locations Frequency	Effects of COMP / TEST
Giandolini et al. [52]	n, i, i M = 8 n, i, n, i, n, i	COND: EVA, 60C-Asker (hard) TEST: eTPU 40C-Asker (elastic and soft)	treadmill 3.33 m/s 2 trials per shoe, during 5 min	Tri-axial accelerometer TA, GL, RF and BF 2560 Hz	For TA: v, PSD ↑ (+26.7 ± 20%) For RF: ap, PSD ↑ (+42.6 ± 35.5%) For GL and BF: PSD ↔
Boyer et al. [22]	Regularly runners M = 10 25 ± 4.2 years	COND: Elastic(52C-Asker) TEST1: Viscous (50C-Asker) TEST2: Visco-elastic (40C-Asker) TEST3: Visco-elastic (55C-Asker) TEST4: Visco-elastic (70C-Asker)	16-m indoor track 2, 3, 4 and 5.5 m/s 3 trials per shoe and surface	Tri-axial accelerometers TA, GM, VL and BF 2400 Hz	For all muscles: v, a _{peak} ↔ v, f _{peak} ↔
Trama et al. [32]	Recreational runners M = 20 23.9 ± 2.1 years 73.6 ± 7.4 kg 177 ± 5 cm	COND: Flat (h _{toe} = 40 mm, h _{heel} = 55 mm, Δh = 15 mm) TEST: Rocker (h _{toe} = 41 mm, h _{heel} = 58 mm, Δh = 17 mm)	Indoor track 8, 10.5, 13 and 15.5 km/h 5 trials per shoe and running speed	Tri-axial accelerometers GM and VL 1000 Hz	For VL and GM: v, a _{peak} ↔ v, f _{peak} ↔ Damping ↔
eaGellaerts et al. [27]	Healthy men M = 11 25.1 ± 2.7 years 67.5 ± 1.3 kg 175.5 ± 1.8 cm	COND: minimalist (h _{toe} = 4 mm, h _{heel} = 4 mm, Δh = 0 mm) TEST: maximalist (h _{toe} = 29 mm, h _{heel} = 33 mm, Δh = 4 mm)	Treadmill 10 km/h 1 min per shoe	Tri-axial accelerometers RF and VM 150 Hz	For RF: MD ↘ (−20.6 ± 6.6%) For VM: MD ↘ (−18.8 ± 2.5%)

List of Abbreviations present in the table: M Male, F Female, n, i. non-indicated, COMP Compression Tested, COND Condition, TEST Shoe Tested, h_{toe}: Height under the toe, h_{heel}: Height under the heel, Δh: Height difference between heel and toe, DHR Downhill running, VM Vastus Medialis, VL Vastus Lateralis, GM Gastrocnemius Medialis, GL Gastrocnemius Lateralis, BF Biceps Femoris, RF Rectus Femoris, IAS Vastii, GAS gastrocnemii, TA Tibialis Anterior, SD Ar-Standard Deviation of Acceleration resultant, RMS Ar-Root Mean Square of Acceleration resultant, MD Muscle Displacement, a_{peak}: peak acceleration, f_{peak}: peak frequency, PSD: Power Spectral Density, v: vertical, a, p.: anterior-posterior, m, l.: medio-lateral, ↘: significant decrease, ↔: no significant change, ↗: significant increase

Footwear

Footwear characteristics have the potential to influence impact and STV. Five studies have assessed the effects of changing (a) midsole materials (viscoelasticity and/or hardness) and (b) midsole geometry (thickness and/or curvature) on STV during running (Table 2).

Midsole Materials

Viscoelasticity: A viscous midsole has been found to reduce initial vibratory input of STV for calf and thigh muscles [14, 53]. In the viscous condition, the vertical amplitude decreased by 8–12% for the *vastus medialis* (VM) and *gastrocnemius medialis* (GM), equivalent to an about 1 g decrease in the acceleration peaks [14]. In addition, the vertical PSD was reduced by ~20–27% for GM, VM and the *tibialis anterior* (TA). Concerning viscoelasticity effect on the damping mechanism, there was a better damping for the viscous midsole condition for VM. However, it seems that changing midsole viscoelasticity has no significant effect on vibration frequency. It is worth mentioning that changes in leg STV amplitude and damping were associated with a decrease in EMG activity. Indeed, EMG activity before foot strike was lower for the viscous condition which might explain the better damping and the reduction in the amplitude of STV [14].

Hardness: It has been shown that changing midsoles hardness from Asker 40C (soft) to 70C (hard) did not change STV amplitude and frequency [22]. Even if harder shoes elicit higher impact peak force and loading rate, no significant effects of hardness were found on peak acceleration and peak frequency. These results agree with a model studying the effects of footwear on impact forces and vibration during running. It has been proposed that the central nervous system guarantees an acceptable vibration threshold above which central functions (e.g. vision, vestibular function) may be impaired through muscle tuning [13, 54, 55]. It has been shown that damping vibration remained similar between soft (Asker-56C) and hard (Asker-64C) shoes across all participants with a wide range of anthropometrics [24]. This is inconsistent with a previous model suggested that soft shoes showed a 2 to 3 times greater damping coefficient than hard shoes [7]. However, this study did not clarify hardness values and used greater speeds.

Midsole Geometry

No significant effect of midsole curvature (rocker) was found on STV, ground reaction forces or EMG activity along the longitudinal axis [32]. When comparing minimalist to maximalist footwear along the three axes, the latter being characterised by a thick and curved midsole, muscular oscillations were about 19% lower with

maximalist shoes compared to minimalist ones [27]. Thus, large changes in midsole geometry affect STV. However, in this study, both midsole thickness and curvature were different so that no definitive conclusion can be made on the independent effect of midsole curvature and thickness on STV.

In summary, vibrations responses to footwear changes are more subtle and less obvious than for garments. To better understand what is happening at the soft tissue level, a combination of EMG and STV analyses might be beneficial.

Functional Groups

As the same shoe modification produces different reactions among runners (i.e. subject-specific results), the concept of functional groups has been proposed. In footwear science, a functional group is defined as a group of subjects who respond similarly to a specific shoe intervention [56]. A recent study recorded STV of the GM during 5-min treadmill run [57]. When running with the same shoe condition, the 42 participants demonstrated very different degrees of damping, without changes in muscle activation, input or natural frequency between the groups. These same researchers went further by studying, only along vertical axis, damping response to footwear changes on 32 runners presenting a wide range of anthropometrics [24], but no significant differences were found. However, their results of anthropometrics on vibration damping were insignificant, but runners with better damping in hard shoe showed a trend of a slightly greater body mass index. Thus, we suggest in addition either kinematics (i.e. foot strike pattern [6, 47]) or subject-specific anthropometrics (i.e. skinfolds, soft tissue masses, natural frequencies [29, 58]) assessments to elucidate their potential contribution to vibrations. Indeed, not all individuals have the same anthropometrics and muscle characteristics. Powerlifters had a higher STV frequency than runners [59], which was explained by a greater muscle stiffness or less subcutaneous fat layer [60]. Moreover, the population has been divided into participants who primarily damp and others who shift their natural frequency, which increases the likelihood that neuromuscular responses to interventions differ between these two groups [59].

When testing sports gear, we suggest defining functional groups based on both anthropometric measurements and STV characteristics measured in a controlled condition. Functional groups can be determined by using methods such as principal component analysis [58] or vector representation [56], as these are powerful and promising tools to identify clusters of subjects with similar characteristics [61].

Effects of Fatigue on Soft Tissue Vibrations

Muscle tuning has been shown to occur in non-fatigued muscle [20, 22, 23]. However, muscle tuning requires an increase in muscle activity that could be impaired by fatigue. Whether or not muscle tuning is affected by neuromuscular fatigue is a relevant question. Six studies published between 2011 and 2022 focused on the effects of fatigue on STV [9, 31, 33, 41, 42, 62] (Table 3). The protocols employed to induce fatigue can be classified in four categories:

- A computer model with implemented fatigue [62],
- Level running until fatigue [31, 41, 42],
- Mountain trail running races of various distances (from 40 to 171 km) [33],
- Downhill running [9].

The predictions of the computer model confirmed the hypothesis that the protective mechanism of muscle tuning is altered with fatigue. This predicted that fatigue will induce an increase in vibration amplitude and a worst damping, but no change in peak impact. It has been proposed that neuromuscular fatigue induced by short and intense running, impacting more specifically the fatigable type II fibres, can decrease muscle function and its damping capacity. In experimental studies [31, 41], an 15–20% increase in damping was noted.

The amplitude of vibrations, which is the only parameter that was systematically studied across the six studies, increased by 10–30% [9, 31, 41, 42], as expected by the model [62]. The only exceptions were for the GM after downhill protocol and mountain trail running races where amplitude was not modified [9, 33]. To explain these latter results, it was suggested that downhill and mountain trail running were more strenuous for knee extensor muscles as a consequence of greater braking forces, and therefore, altered more the *vastus lateralis* (VL) than the GM, which may not be the case in level running. The causes of the increase in vibrations amplitude are not yet fully understood. Contrary to the model prediction [61], concomitant increases in the passive peak of ground reaction force and vibration amplitude have been reported [31]. Moreover, if the increase in vibrations amplitude was solely due to change in impact forces, all muscles should behave similarly, which was not automatically the case [9]. After efforts inducing neuromuscular fatigue similar to downhill running, impact intensity was not modified, either when quantified with force plates [63, 64] or tibial accelerations [65]. Since a greater vibration amplitude was denoted without

kinematics alterations after short and intense exercises, these results confirmed that the protective mechanism of muscle tuning is altered by fatigue.

Among the five experimental studies on fatigue and STV, only two of them [9, 33] quantified the peripheral and central origins of neuromuscular fatigue. In the other experiments on short and intense running exercise [31, 41, 42], neuromuscular fatigue was not assessed and runners were considered fatigued when unable to maintain the pace. One experimental study quantified changes in vibration frequency with fatigue and found no changes in the vibration peak frequency [42]. As the vibration frequency is related to the mass and stiffness of the muscle (Eq. 2) [36], the stability of vibration frequency in the fatigue state may reflect that the soft tissue stiffness and mass were not altered in fatigued state. However, no definitive conclusion can be made as only two studies investigated this parameter, and more studies are needed to confirm frequency stagnation with fatigue [66].

Conclusion

This review presents evidence that, from a methodological point of view in running biomechanics, skin-mounted accelerometers at a sampling frequency equal or greater than 1000 Hz are reliable sensors to quantify STV. In addition, all acceleration axes, and/or the resultant acceleration, should be analysed to extract, at least, one parameter for the amplitude, frequency and damping. To this end, recent methods have been developed to analyse the signal with a time–frequency approach. An important outcome of this review is that muscular (i.e. muscle tuning) and biomechanical (i.e. preferred movement path) adjustments minimise STV. In addition, compression apparels seem to be effective in reducing STV while responses to footwear interventions are highly subject-specific. Thus, shoe companies must better adapt the characteristics of the shoes to runners' anthropometrics through, for instance, a complete biomechanical assessment to better understand how running kinematics may affect STV properties. Fatigue was found to increase vibration amplitude but should be investigated during prolonged running exercises by including an evaluation of neuromuscular fatigue and its etiology (central vs peripheral components). These future research priorities could prevent discomfort, muscle damage and running related injuries. It is important to note that this review is a narrative, not a systematic review, and hence, reflects the opinions and subjective assessment of the authors.

Table 3 Effect of fatigue on soft tissue vibrations

Reference	Participants details (Level Sex Age Weight Height)	Running protocol (Surface Intensity Duration End of protocol)	Device measuring STV Location Frequency Time measurement	Effects of Fatigue
<i>Downhill</i>				
Ehrström et al. [9]	Well-trained male runners M=13 38.6 ± 5.7 years 72.1 ± 4.7 kg 175.8 ± 5.1 cm	Treadmill with - 8.5° slope 55% VO _{2,max} = 4.2 ± 0.3 m/s 40 min 40 min	Tri-axial accelerometers VL and GM 1000 Hz Non-FAT: 4–5 min and 9–10 min FAT: 34–35 min and 39–40 min	For VL: RMS Ar ↗ (11.6 ± 5.9%) For GM: RMS Ar ↔
<i>Flat exhaustion</i>				
Friesenbichler et al. [41]	Recreational runners M = 3 26.7 ± 2.3 years 65.3 ± 3.3 kg 173.8 ± 3.8 cm F = 7 31.7 ± 7.3 years 60.1 ± 6.4 kg 165.5 ± 4.3 cm	230-m outdoor track F: 3.1 ± 0.2 m/s, M: 3.8 ± 0.3 m/s 10.4 ± 2.4 km No longer able to maintain the required speed for 3 consecutive laps (690 m)	Tri-axial accelerometer TS 2400 Hz Non-FAT: 50 steps during the first 5 laps FAT: 50 steps during the last 5 laps	For TS: v. PSD ↗ (n.i) v. f _{mean} ↔ Time to peak ↗ (n.i)
Khasstarash et al. [40]	Professional male runners M = 8 26 ± 3.6 years 65 ± 12 kg 175 ± 6 cm	Treadmill 4 m/s 9.6 ± 1.2 km No longer able to run at the given speed or running distance more than 10 km	Tri-axial accelerometer GM 2000 Hz Non-FAT: first minute FAT: last minute	For GM: v. f _{amplitude} ↗ (between 20 and 300%) Damping ↗ (20.3 ± 2.3%)
Khasstarash et al. [31]	Semi-professional middle- and long-distance male runners M = 11 32.7 ± 9.94 years 65.9 ± 9.86 kg 174.3 ± 4.63 cm	Treadmill 4.3 ± 0.3 m/s 3.873 ± 1.147 km No longer able to maintain their preferred high level of effort speed	Tri-axial accelerometer GL 2000 Hz Non-FAT and FAT: 5 strides average within 10 equal intervals (88 ± 26 s)	For GL v. σ _{peak} ↗ (29.8 ± 3.44%) Damping ↗ (15.5 ± 0.65%) Energy dissipation ↗ (70.6 ± 0.49%) Settling time ↔
<i>Mountain trail running</i>				
Trama et al. [62]	Fifty-two experienced ultra-marathon runners M = 32 36.0 ± 8.1 years 70.3 ± 9.1 kg 178.3 ± 6.5 cm F = 20 36.9 ± 8.4 years 56.5 ± 6.1 kg 165.7 ± 6.7 cm	Treadmill 2.8 m/s 30 s	Tri-axial accelerometers VL and GM 2000 Hz Non-FAT: Pre-race (1 to 3 days before) FAT: Post-race (as soon as possible after the race)	For VL: σ _{peak} ↘ Damping ↘ f _{peak} ↘ Settling time ↔ For GM: σ _{peak} ↔ Damping ↔ f _{peak} ↔ Settling time ↔

List of Abbreviations present in the table: M Male, F Female, n. i. non-indicated, VL Vastus Lateralis, GM Gastrocnemius Medialis, GL Gastrocnemius Lateralis, TS Triceps Surae, Non-FAT non-fatigued state, FAT fatigued state, RMS Ar Root Mean Square Acceleration resultant, PSD Power Spectral Density, f_{mean}: Mean frequency, f_{amplitude}: Amplitude frequency, σ_{peak}: Peak acceleration, v.: vertical, ↘: significant decrease, ↔: no significant change, ↗: significant increase.

Abbreviations

CWT: Continuous wavelet transform; EMD: Empirical mode decomposition; EMG: Electromyography; FT: Fourier transform; FFT: Fast Fourier transform; GM: *Gastrocnemius Medialis*; nFT: Normalised Fourier transform; PSD: Power Spectral Density; VM: *Vastus Medialis*; STV: Soft tissue vibrations.

Acknowledgements

The authors would like to thank Dr Callum Brownstein for the English editing of the manuscript.

Author contributions

JR and GYM had the original idea of the article, MCP and RT performed the literature search, summarised and synthesized the literature. MCP and RT drafted the manuscript. CH, MG, JR and GYM critically revised the work. All authors edited and revised the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Funding

This study was funded by Amer Sports Footwear as part of the doctoral work of Marie-Caroline Play.

Availability of data and materials

Not applicable.

Declarations

Ethics approval and consent to participate

Not applicable.

Consent for publication

Not applicable.

Competing interests

Marie-Caroline Play, Robin Trama, Guillaume Millet, Christophe Hautier, Marlène Giandolini and Jérémy Rossi declare that they have no conflicts of interest.

Author details

¹Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, 42023 Saint-Étienne, France. ²Univ Lyon, University Claude Bernard Lyon I, Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, 69622 Lyon, France. ³Institut Universitaire de France (IUF), Paris, France. ⁴Amer Sports Footwear Innovation and Sport Sciences Lab, Salomon SAS, Annecy, France. ⁵LIBM, Campus Santé Innovations, 10 chemin de la Marandière, 42270 Saint-Priest-en-Jarez, France.

Received: 3 December 2021 Accepted: 30 September 2022

Published online: 22 October 2022

References

- Souron R, Besson T, Millet GY, Lapole T. Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117(10):1939–64. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3688-8>.
- Lafortune MA, Lake MJ. D O M I N A N T role of interface over knee angle for cushioning impact loading a N D regulating initial. *J Biomech*. 1996;29(12):1523–9.
- Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(2):323–8. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92>.
- Du BB, Bigelow PL, Wells RP, Davies HW, Hall P, Johnson PW. The impact of different seats and whole-body vibration exposures on truck driver vigilance and discomfort. *Ergonomics*. 2018;61(4):528–37. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1372638>.
- Chadefaux D, Rao G, Androuet P, Berton E, Vigouroux L. Active tuning of stroke-induced vibrations by tennis players. *J Sports Sci*. 2017;35(16):1643–51. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227868>.
- Enders H, von Tscharnar V, Nigg BM. The effects of preferred and non-preferred running strike patterns on tissue vibration properties. *J Sci Med Sport*. 2014;17(2):218–22. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.03.015>.
- Jalali P, Noorani MRS, Hassannejad R, Etefagh MM. Modeling the central nervous system functionality in controlling the calf muscle activity during running with sport shoes. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2019;233(2):254–66. <https://doi.org/10.1177/0954411918821390>.
- Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29(1):37–41. <https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008>.
- Ehrström S, Gruet M, Giandolini M, Chapuis S, Morin J-B, Vercauysen F. Acute and delayed neuromuscular alterations induced by downhill running in trained trail runners: beneficial effects of high-pressure compression garments. *Front Physiol*. 2018. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01627>.
- Cavanagh PR, Lafortune MA. GRF in distance running. *J Biomech*. 1980;13:397–406.
- Chadefaux D, Gueguen N, Thouze A, Rao G. 3D propagation of the shock-induced vibrations through the whole lower-limb during running. *J Biomech*. 2019;96:109343. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109343>.
- Clansey AC, Hanlon M, Wallace ES, Lake MJ. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Med Sci Sports Exercise*. 2012. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318259480d>.
- Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci*. 2014;3(2):113–21. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>.
- Giandolini M, Romain J-P, Horvais N, Nigg BM. Midsole properties affect the amplitude of soft-tissue vibrations in heel-toe runners. *Med Sci Sports Exercise*. 2019. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002194>.
- Trama R, Hautier C, Blache Y. Input and soft-tissue vibration characteristics during sport-specific tasks. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;20:1. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002106>.
- Dumas R, Jacquelin E. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *J Biomech*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.002>.
- Turner CH, Wang T, Burr DB. Shear strength and fatigue properties of human cortical bone determined from pure shear tests. *Calc Tissue Int*. 2001;5:373–8. <https://doi.org/10.1007/s00223-001-1006-1>.
- Bonifasi-lista C, Lake SP, Small MS, Weiss JA. Viscoelastic properties of the human medial collateral ligament under longitudinal, transverse and shear loading. *J Orthopaedic Res*. 2005;23:67–76.
- Nassar AA, Almudhaffar MA. Vibration of bones: a case study on human femur. *J Eng Sci*. 2014;14(2):229–39. <https://doi.org/10.17605/OSF.IO/E546S>.
- Wakeling JM, Nigg BM. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *J Appl Physiol*. 2001;90(2):412–20. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.412>.
- Shorten MR, Winslow DS. Spectral analysis of impact shock during running. *Int J Sport Biomech*. 1992;8:288–304.
- Boyer KA, Nigg BM. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *J Biomech*. 2004;37(10):1583–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.002>.
- Wakeling JM, Nigg BM, Rozitis AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol*. 2002;93(3):1093–103. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00142.2002>.
- Behling A-V, Giandolini M, von Tscharnar V, Nigg BM. Soft-tissue vibration and damping response to footwear changes across a wide range of anthropometrics in running. *PLoS ONE*. 2021;16(8):e0256296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256296>.
- Boyer KA, Nigg BM. Muscle tuning during running: implications of an un-tuned landing. *J Biomech Eng*. 2016. <https://doi.org/10.1115/1.2354202>.
- Boyer KA, Nigg BM. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *J Biomech*. 2006;39:645–51. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.01.027>.
- Gellaerts J, Pirard M, Muzic J, Peseux M, Ménétrier A. Maximalist vs. minimalist shoes: Dose-effect response of elastic compression on muscular

- oscillations. *J Sports Med Phys Fitness*. 2017;57(10):1290–8. <https://doi.org/10.2373/S0022-4707.16.06721-9>.
28. Broatch JR, Brophy-Williams NED, Phillips EJ, et al. Compression garments reduce muscle movement and activation during submaximal running. *Med Sci Sports Exerc*. 2020;52(3):685–95. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002182>.
 29. Borràs X, Balius X, Drobnic F, Til L, Turmo A, Valle J. Effects of lower body compression garment in muscle oscillation and tissular injury during intense exercise. *Portuguese J Sport Sci*. 2011;11(2):685–8.
 30. Boyer KA, Nigg BM. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running. *J Biomech*. 2007;40(8):1877–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.008>.
 31. Khassetarash A, Hassannejad R, Etefagh MM, Oskouei AE. Vibration settling time of the gastrocnemius remains constant during an exhaustive run in rear foot strike runners. *J Biomech*. 2019;93(July):140–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.026>.
 32. Trama R, Blache Y, Hautier C. Effect of rocker shoes and running speed on lower limb mechanics and soft tissue vibrations. *J Biomech*. 2019;82:171–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.023>.
 33. Trama R, Blache Y, Hintzy F, Rossi J, Millet GY, Trama R. Does neuromuscular fatigue generated by trail running modify foot-ground impact and soft-tissue vibrations? *Eur J Sport Sci*. 2022;22:1–26. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2093649>.
 34. Sheerin KR, Reid D, Besier TF. The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait Posture*. 2019;67:12–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.017>.
 35. Boyer KA, Nigg BM. Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties. *J Biomech Eng*. 2007;129(4):594–602. <https://doi.org/10.1115/1.2746384>.
 36. Smeathers JE. Transient vibrations caused by heel strike. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1990;204(2):135–7. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1990_204_244_02.
 37. Khassetarash A, Hassannejad R, Enders H, Etefagh MM. Damping and energy dissipation in soft tissue vibrations during running. *J Biomech*. 2015;48(2):204–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.051>.
 38. Nikooyan AA, Zadpoor AA. Mass-spring-damper modelling of the human body to study running and hopping—an overview. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2011;225(12):1121–35. <https://doi.org/10.1177/0954411911424210>.
 39. Fu W, Wang X, Liu Y. Impact-induced soft-tissue vibrations associate with muscle activation in human landing movements: an accelerometry and EMG evaluation. *Technol Health Care*. 2015;23:S179–87. <https://doi.org/10.3233/THC-150952>.
 40. Enders H, von Tscharnar V, Nigg BM. Analysis of damped tissue vibrations in time-frequency space: a wavelet-based approach. *J Biomech*. 2012;45(16):2855–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.027>.
 41. Khassetarash A, Hassannejad R, Etefagh MM, Sari-Sarraf V. Fatigue and soft tissue vibration during prolonged running. *Hum Mov Sci*. 2015;44:157–67. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.024>.
 42. Friesenbichler B, Stirling LM, Federolf P, Nigg BM. Tissue vibration in prolonged running. *J Biomech*. 2011;44(1):116–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.034>.
 43. Giandolini M, Bartold S, Horvais N. Interaction between body composition and impact-related parameters in male and female heel-toe runners. *Gait Posture*. 2019;70(March):355–60. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.03.026>.
 44. Moca VV, Bärzan H, Nagy-Dăbâcan A, Mureşan RC. Time-frequency super-resolution with superlets. *Nat Commun*. 2021;12(1):1–18. <https://doi.org/10.1038/s41467-020-20539-9>.
 45. Meignen S, Oberlin T, Pham DH. Synchrosqueezing transforms: from low- to high-frequency modulations and perspectives. *C R Phys*. 2019;20(5):449–60. <https://doi.org/10.1016/j.crhy.2019.07.001>.
 46. Khakhki MK, Moghaddam PP, Yazdanpanah H, Mansour WJ. High-resolution time-frequency hilbert transform using sparsity-aware weighting function. *Earth Sci Inf*. 2021;14(3):1197–212. <https://doi.org/10.1007/s12145-021-00628-z>.
 47. Giandolini M, Poupard T, Gimenez P, et al. A simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech*. 2014;47(7):1588–93. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.002>.
 48. Ahn AN, Brayton C, Bhatia T, Martin P. Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *J Sport Health Sci*. 2014;3(2):102–12. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.007>.
 49. Hamill J, Gruber AH, Derrick TR. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci*. 2014;14(2):130–6. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.728249>.
 50. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(12):2306–13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829efcf7>.
 51. Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. BIOMECHANICAL DIFFERENCES OF FOOT STRIKE PATTERNS DURING RUNNING: A SYSTEMATIC REVIEW WITH META-ANALYSIS Masters and Doctoral Program in Physiotherapy, Universidade Cidade de São Paulo (UNICID), SP, Brasil Department of Physical Medicine and Rehabil. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2015;45(10):738–755. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26304644/>.
 52. Coza A. Compression apparel effects on soft tissue vibrations. 2008. <https://doi.org/10.16258/j.cnki.1674-5906.2006.01.022>
 53. Giandolini M, Munera M, Chimentin X, Bartold S, Horvais N. Footwear influences soft-tissue vibrations in rearfoot strike runners. *Footwear Sci*. 2017;9:S25–7. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1313902>.
 54. Edwards WB, Derrick TR, Hamill J. Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *J Appl Biomech*. 2012;28(5):502–10. <https://doi.org/10.1123/jab.28.5.502>.
 55. Zadpoor AA, Nikooyan AA. Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *J Biomech*. 2010;43(2):186–93. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.028>.
 56. Hoerzer S, Von TV, Nigg BM. Defining functional Groups based on running kinematics using self-Organizing Maps and support vector Machines. *J Biomech*. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.03.017>.
 57. Behling AV, von Tscharnar V, Giandolini M, Nigg B. Strategies to reduce soft-tissue vibrations in running. *Footwear Sci*. 2019;11(sup1):S210–1. <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1606338>.
 58. Durnin BYJV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness. *Br J Nutr*. 1973;32(1):77–97. <https://doi.org/10.1079/BJN19740060>.
 59. Chen CH, Yang WW, Chen YP, Chen VCF, Liu C, Shiang TY. High vibration frequency of soft tissue occurs during gait in power-trained athletes. *J Sports Sci*. 2021;39(4):439–45. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1824366>.
 60. Trama R, Hautier CA, Souron R, Lapole T, Fouré A. Is accelerometry an effective method to assess muscle vibrations in comparison to ultrafast ultrasonography? *IEEE Trans Biomed Eng*. 2020. <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3035838>.
 61. Hoerzer S, Trudeau MB, Edwards WB, Nigg BM. Intra-rater reliability of footwear-related comfort assessments. *Footwear Sci*. 2016;8(3):155–63. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1195451>.
 62. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2012;226(8):579–88. <https://doi.org/10.1177/0954411912447021>.
 63. Vernillo G, Aguiar M, Savoldelli A, et al. Regular changes in foot strike pattern during prolonged downhill running do not influence neuromuscular, energetics, or biomechanical parameters. *Eur J Sport Sci*. 2020;20(4):495–504. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1645212>.
 64. Degache F, Guex K, Fourchet F, et al. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *J Sports Sci*. 2013;31(3):299–304. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729136>.
 65. Giandolini M, Gimenez P, Temesi J, et al. Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact acceleration and lower leg kinematics. *PLoS ONE*. 2016. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151687>.
 66. Andonian P, Viallon M, Le Goff C, et al. Shear-wave elastography assessments of quadriceps stiffness changes prior to, during and after prolonged exercise: a longitudinal study during an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS ONE*. 2016;11(8):1–21. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161855>.

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Annexe 2 : Recrutement relatif à l'étude de thèse #3



**RECRUTENT DES VOLONTAIRES
POUR UNE ETUDE SUR LA
COURSE A PIED**



Participez à une étude scientifique
sur la course à pied portant sur
l'interaction entre la construction du chaussant
et les caractéristiques morphologiques et
fonctionnelles du coureur !



Campus Santé Innovation
Bâtiment C – IRMIS
Plateforme Biomécanique C006
10 chemin de la Marandière
42 270 SAINT-PRIEST-EN-JAREZ



Affaires de sport
nécessaires
*mollet nu
vestiaire/douche sur place*



1 T-Shirt Salomon offert



Si disponible & intéressé(e)
ces prochaines semaines / mois
(ou pour toute question)
marie.caroline.play@univ-st-etienne.fr
+33 6 15 27 62 49

NOUS RECHERCHONS



**Hommes
& Femmes**
*Courant en moyenne
au moins 1 fois / semaine*



Tous niveaux
*Loisirs (bien-être, santé)
à compétition*



Tous âges



Du 37 au 46

 marie.caroline.play@univ-st-etienne.fr

 **2 SESSIONS D'ENV. 1 HEURE**

1

 Profil testeur
 Questionnaire
 Caractéristiques morphologiques
 et vibrationnelles

2

 3 évaluations de 8min. sur tapis de
course à vitesse de confort
3 conditions de chaussures
& questions sensorielles

Annexe 3 : Communication orale affichée en lien avec la pré-étude #2

Poster disponible via ce lien :

https://drive.google.com/file/d/1hXV5tleTyVNpEwluSQ7xT_tBPozHD8Fh/view?usp=sharing

Annexe 4 : Communication orale annexe en lien avec l'étude de thèse #3

Effect of midsole hardness on knee abduction angular impulse: an ascendant hierarchical clustering in 123 runners

Giandolini, M. 1, Play, M-C. 2, Millet, G. Y. 2, Rossi J. 2

1 Amer Sports Footwear Innovation and Sport Sciences Lab, Salomon SAS, Annecy, France;

2 Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Inter-university Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, F-42023, Saint-Etienne, France

INTRODUCTION:

Forty-two percent of running-related injuries occur at the knee joint, with 46% of these injuries being due patellofemoral pain syndrome (1). Subjects with patellofemoral pain demonstrate increased knee abduction angular impulse (KAAI) compared to healthy subjects during running (2). Mathematically, KAAI represents the integral of knee abduction/adduction moments over the stance phase. Footwear midsole hardness affects running kinematics (3). This study aimed at investigating whether it affects KAAI. It was hypothesized that the effect of midsole hardness on KAAI would be runner-dependent with clusters of runners responding similarly to changes in midsole hardness. Based on this hypothesis, a secondary purpose was to describe these clusters from biomechanical, morphological, and running practice-related variables.

METHODS:

Three midsole hardness conditions (Asker C-40, Asker C-55, and Asker C-65, hereinafter called 'soft', 'medium' and 'hard', respectively) were tested in 123 subjects (51 females, 65.4 ± 9.7 kg, 171 ± 8 cm) who ran at their preferred running speed on a motorized treadmill for ten minutes in each condition. Ground reaction forces and 3D lower limb kinematics were collected. Knee abduction/adduction moment was obtained from inverse dynamics, then KAAI was calculated as the integral of the knee abduction/adduction moment signal over the stance phase. KAAIs in the soft and hard conditions were normalized to KAAI in the medium condition. Relative KAAIs were used as the dependent variables to cluster runners using an ascendant hierarchical clustering. Subjects were clustered based on relative KAAIs to ensure classification on the footwear effect rather than on the absolute KAAI magnitude. Age, gender, mass, height, body mass index, fat mass, weekly volume of practice, weekly mileage, experience in running, running speed, and foot strike angle were used as independent variables to describe clusters.

RESULTS:

To minimize intra-class variance and maximize inter-class variance, the number of clusters was set at 3. Cluster 1 (n = 16) demonstrated lower KAAI in the medium compared to soft and hard conditions ($p < 0.0001$). Cluster 2 (n = 62) demonstrated greater KAAI in the hard compared to soft and medium conditions ($p < 0.0001$). Cluster 3 (n = 45) demonstrated greater KAAI in the medium compared to soft and hard conditions ($p < 0.0001$). No significant difference in independent variables were observed across clusters.










CONCLUSION:

Midsole hardness differently affects KAAI in runners. Half of the present sample increases KAAI with hard midsole; 37% increases KAAI with medium midsole; only 13% decreases KAAI with medium midsole. Despite that the present data do not permit to characterize these clusters, the findings provide insights for the development of running footwear, especially regarding midsole conception.

REFERENCES:

- 1) Taunton et al., BJSM, 2002
- 2) Stefanyshyn et al., Am J Sports Med, 2006
- 3) Nigg et al., J Biomechanics, 2012

Annexe 5 : Recrutement relatif à l'étude de thèse #4

 <p>RECRUTENT DES VOLONTAIRES POUR UNE NOUVELLE ETUDE SUR LA COURSE A PIED</p> 	<p>Participez à une étude scientifique s'intéressant à l'effet de la chaussure sur la fatigue !</p> <p>NOUS RECHERCHONS</p> <table border="1"><tr><td> Hommes</td><td> Niveau Confirmé Capable de courir un semi-marathon < 1h45</td></tr><tr><td> Chaussant du 41-42 42-43 45-46</td><td> 18-64 ans</td></tr></table> <p>3 SESSIONS</p> <p>1 Inclusion (env. 2h) - Visite médicale avec ECG au repos - Epreuve d'effort maximal : détermination de votre V02max et de vos seuils - Familiarisation aux tests neuromusculaires et aux chaussures</p> <p><i>1 semaine minimum entre 1 et 2</i></p> <p>2 Visite expérimentale n°1 (env. 2h45) - Echauffement - 21 km sur tapis de course à 70% VMA avec la première condition de chaussure - Evaluation de la fatigue musculaire pré/post-course</p> <p><i>2 semaines minimum entre 2 et 3</i></p> <p>3 Visite expérimentale n°2 (env. 2h45) - Echauffement - 21 km sur tapis de course à 70% VMA avec la deuxième condition de chaussure - Evaluation de la fatigue musculaire pré/post-course</p> 	 Hommes	 Niveau Confirmé Capable de courir un semi-marathon < 1h45	 Chaussant du 41-42 42-43 45-46	 18-64 ans	 <p>Campus Santé Innovation Bâtiment C – IRMIS Plateforme Biomécanique C006 10 chemin de la Marandière 42 270 SAINT-PRIEST-EN-JAREZ</p>  <p>Affaires de sport nécessaires vestiaire/douche sur place</p> <p>1 sac à dos Salomon  À l'issue des 3 visites</p>  <p>Si intéressé et disponible entre septembre et décembre remplissez notre questionnaire https://forms.gle/uJrKp5Conbj64mRP6 marie.caroline.play@univ-st-etienne.fr +33 6 15 27 62 49</p>
 Hommes	 Niveau Confirmé Capable de courir un semi-marathon < 1h45					
 Chaussant du 41-42 42-43 45-46	 18-64 ans					

Annexe 6 : Supports de vulgarisation scientifique

<https://drive.google.com/drive/folders/1EFQf5mgDT3MrqTDdVfacCWotS6KURC3V?usp=sharing>

- Octobre 2021 : Fête de la Science à Saint-Etienne
- Novembre 2021 : Poster et capsule vidéo pour le Motion Lab du laboratoire
- Janvier 2022 : Vidéo pour le compte Twitter du laboratoire.
- Février 2022 : Les Savants Mélanges à la Bibliothèque Universitaire de la Faculté des Sciences et Techniques de Saint-Etienne
- Mai 2022 : Puzzle SchoolLab avec le Centre de Culture Scientifique Technique et Industrielle de Saint-Etienne
- Juillet 2022 : Finaliste Flashtalk lors de l'Assemblée Générale du laboratoire.
- Octobre 2022 : Nuit Européenne des Chercheurs à Saint-Etienne

RÉFÉRENCES

- 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* 3, 102–112.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.007>
- Alexander, R., 1988. *Elastic mechanisms in animal movement*. Cambridge University Press.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90375-d](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90375-d)
- Almeida, M.O., Davis, I.S., Lopes, A.D., 2015. Biomechanical difference of foot strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 45, 738–755. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
- Almonroeder, T.G., Benson, L.C., 2017. Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running. *Journal of Sports Sciences* 35, 1575–1581.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1225972>
- Alvarez, D., Sebastian, A., Pellitero, L., Ferrer-Roca, V., 2017. Validation of the photoelectric optogait system to measure racewalking biomechanical parameters on a treadmill, in: 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, Cologne.
- Andonian, P., Viallon, M., Le Goff, C., De Bourguignon, C., Tourel, C., Morel, J., Giardini, G., Gergelé, L., Millet, G.P., Croisille, P., 2016. Shear-wave elastography assessments of quadriceps stiffness changes prior to, during and after prolonged exercise: A longitudinal study during an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS ONE* 11, 1–21.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161855>
- Ansdell, P., Thomas, K., Hicks, K.M., Hunter, S.K., Howatson, G., Goodall, S., 2020. Physiological sex differences affect the integrative response to exercise: acute and chronic implications. *Experimental Physiology* 105, 2007–2021. <https://doi.org/10.1113/EP088548>
- Armstrong, R.B., Warren, G.L., Warren, A., 1991. Mechanisms of exercise-induced muscle fibre. *Sports Medicine* 12, 184–207. <https://doi.org/10.2165/00007256-199112030-00004>
- Asmussen, E., 1953. Positive and negative muscular work. *Acta Physiologica Scandinavica* 28, 364–382. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1953.tb00988.x>
- Avela, J., Kyröläinen, H., Komi, P. V., Rama, D., 1999. Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology* 86, 1292–1300. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.4.1292>
- Baltich, J., Maurer, C., Nigg, B.M., 2015. Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *PLoS ONE* 10, 1–11.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0125196>

- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., Llana-Belloch, S., 2018. Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ* 2018, 1–12. <https://doi.org/10.7717/peerj.4489>
- Behling, A.V., Giandolini, M., von Tscherner, V., Nigg, B., 2021. Soft-tissue vibration and damping response to footwear changes across a wide range of anthropometrics in running. *PLoS ONE* 16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256296>
- Behling, A.V., Tscherner, V. von, Giandolini, M., Nigg, B., 2019. Strategies to reduce soft-tissue vibrations in running. *Footwear Science* 11, 210–211. <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1606338>
- Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A., Lacour, J.R., 2001. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics* 34, 105–112. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00125-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00125-1)
- Besson, T., 2021. Biomechanical and physiological differences between males and females in endurance running.
- Besson, T., Macchi, R., Rossi, J., Morio, C., Kunimasa, Y., Nicol, C., Vercruyssen, F., Millet, G.Y., 2022a. Sex differences in endurance running. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01651-w>
- Besson, T., Morio, C., Millet, G.Y., Rossi, J., 2019. Influence of shoe drop on running kinematics and kinetics in female runners. *European Journal of Sport Science* 19, 1320–1327. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1603327>
- Besson, T., Parent, A., Brownstein, C.G., Espeit, L., Lapole, T., Martin, V., Royer, N., Rimaud, D., Sabater Pastor, F., Singh, B., Varesco, G., Rossi, J., Temesi, J., Millet, G.Y., 2021. Sex differences in neuromuscular fatigue and changes in cost of running after mountain trail races of various distances. *Medicine and science in sports and exercise* 53, 2374–2387. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002719>
- Besson, T., Sabater Pastor, F., Varesco, G., Berthet, M., Kennouche, D., Dandrieux, P.E., Rossi, J., Millet, G.Y., 2022b. Elite vs experienced male and female trail runners : comparing running economy, biomechanics, strength, and power. *Journal of strength and conditioning research* 10. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004412>
- Blickhan, R., 1989. The spring mass model for hopping and running. *Journal of Biomechanics* 22, 1217–1227. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90224-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90224-8)

- Boccia, G., Dardanello, D., Tarperi, C., Festa, L., La Torre, A., Pellegrini, B., Schena, F., Rainoldi, A., 2018. Women show similar central and peripheral fatigue to men after half-marathon. *European Journal of Sport Science* 18, 695–704. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1442500>
- Bonifasi-lista, C., Lake, S.P., Small, M.S., Weiss, J.A., 2005. Viscoelastic properties of the human medial collateral ligament under longitudinal , transverse and shear loading. *Journal of Orthopaedic Research* 23, 67–76. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.06.002>
- Borg, G., 1969. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 2, 92–98.
- Borràs, X., Balias, X., Drobnic, F., Til, L., Turmo, A., Valle, J., 2011. Effects of lower body compression garment in muscle oscillation and tissular injury during intense exercise. *Portuguese Journal of Sport Sciences* 11, 685–688.
- Boyas, S., Guével, A., 2011. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 54, 88–108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Boyer, K.A., Nigg, B., 2016. Muscle tuning during running : implications of an untuned landing. *Journal of Biomechanical Engineering* 128. <https://doi.org/10.1115/1.2354202>
- Boyer, K.A., Nigg, B., 2007. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running. *Journal of Biomechanics* 40, 1877–1880. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.008>
- Boyer, K.A., Nigg, B., 2006. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *Journal of Biomechanics* 39, 645–651. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.01.027>
- Boyer, K.A., Nigg, B., 2004. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *Journal of Biomechanics* 37, 1583–1588. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.002>
- Brainbridge, F., 1931. *The physiology of muscular exercise*, London: Lo. ed.
- Bramble, D., Lieberman, D., 2004. Endurance running and the evolution of homo. *Nature* 432, 345–352. <https://doi.org/10.1038/nature03052>
- Broatch, J., Brophy-Williams, N., Phillips, E., O’Bryan, S., Halson, S., Barnes, S., Bishop, D., 2020. Compression garments reduce muscle movement and activation during submaximal running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 52, 685–695. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002182>
- Brownstein, C.G., Metra, M., Sabater Pastor, F., Faricier, R., Millet, G.Y., 2022. Disparate mechanisms of fatigability in response to prolonged running versus cycling of matched intensity

- and duration. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 54, 872–882.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002863>
- Brückner, K., Odenwald, S., Schwanitz, S., Heidenfelder, J., Milani, T., 2010. Polyurethane-foam midsoles in running shoes - Impact energy and damping. *Procedia Engineering* 2, 2789–2793.
<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.067>
- Bruton, A., 2000. Reliability: What is it and how is it measured? *Physiotherapy* 86, 94–99.
- Buckalew, D., Barlow, D., Fischer, J., Richards, J., 1985. Biomechanical profile of elite women marathoners. *International Journal of Sport Biomechanics* 1, 330–347.
<https://doi.org/10.1123/ijspb.1.4.330>
- Buist, I., Bredeweg, S., Lemmink, K., Pepping, G.J., Zwerver, J., Van Mechelen, W., Diercks, R., 2007. The GRONORUN study: Is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* 8, 1–8. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-24>
- Buist, I., Bredeweg, S.W., Bessem, B., Van Mechelen, W., Lemmink, K.A.P.M., Diercks, R.L., 2010. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *British Journal of Sports Medicine* 44, 598–604.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2007.044677>
- Buldt, A., Levinger, P., Murley, G., Menz, H., Nester, C., Landorf, K., 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait : a comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture* 42, 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>
- Burke, R., Levine, D., Tsairis, P., Zajac, F., 1973. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *Journal of Physiology* 234, 723–738.
<https://doi.org/10.1098/rspb.1955.0068>
- Bus, S., 2003. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35, 1167–1175.
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074441.55707.D1>
- Byrne, C., Twist, C., Eston, R., 2004. Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage. *Sports Medicine* 34, 49–69. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434010-00005>
- Candau, R., Belli, A., Millet, G.Y., Georges, D., Barbier, B., Rouillon, J.D., 1998. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 77, 479–485.
<https://doi.org/10.1007/s004210050363>

- Carroll, K., Kennedy, R.A., Koutoulas, V., Bui, M., Kraan, C.M., 2022. Validation of shoe-worn Gait Up Physilog®5 wearable inertial sensors in adolescents. *Gait and Posture* 91, 19–25.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.203>
- Cavagna, A., 1975. Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology* 39, 174–179.
<https://doi.org/10.1152/jap.1975.39.1.174>
- Cavagna, A., 1970. Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology* 29.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1152/jap.1970.29.3.279>
- Cavanagh, P., LaFortune, M., 1980. GRF in distance running. *Journal of Biomechanics* 13, 397–406.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0)
- Chadefaux, D., Gueguen, N., Thouze, A., Rao, G., 2019. 3D propagation of the shock-induced vibrations through the whole lower-limb during running. *Journal of Biomechanics* 96, 109343.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109343>
- Chadefaux, D., Moorhead, A.P., Marzaroli, P., Marelli, S., Marchetti, E., Tarabini, M., 2021. Vibration transmissibility and apparent mass changes from vertical whole-body vibration exposure during stationary and propelled walking. *Applied Ergonomics* 90, 103283.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103283>
- Chadefaux, D., Rao, G., Androuet, P., Berton, E., Vigouroux, L., 2017. Active tuning of stroke-induced vibrations by tennis players. *Journal of Sports Sciences* 35, 1643–1651.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227868>
- Chambon, N., Delattre, N., Guéguen, N., Berton, E., Rao, G., 2015. Shoe drop has opposite influence on running pattern when running overground or on a treadmill. *European Journal of Applied Physiology* 115, 911–918. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3072-x>
- Chambon, N., Sevrez, V., Ly, Q.H., Guéguen, N., Berton, E., Rao, G., 2014. Aging of running shoes and its effect on mechanical and biomechanical variables: implications for runners. *Journal of Sports Sciences* 32, 1013–1022. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886127>
- Chen, C., Yang, W., Chen, Y., Chen, V., Liu, C., Shiang, T., 2021. High vibration frequency of soft tissue occurs during gait in power-trained athletes. *Journal of Sports Sciences* 39, 439–445.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1824366>
- Chen, X., Li, L., Guo, J., Zhang, L., Yuan, Y., Chen, B., Sun, Z., Xu, J., Zou, J., 2016. Treadmill running exercise prevents senile osteoporosis and upregulates the Wnt signaling pathway in SAMP6 mice. *Oncotarget* 7, 71072–71086. <https://doi.org/10.18632/oncotarget.12125>
- Cheung, R., Ng, G., 2007. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in

- fatigued runners. *Physical Therapy in Sport* 8, 75–81. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.12.002>
- Cheung, R.T.H., Ng, G.Y.F., 2010. Motion Control Shoe Delays Fatigue of Shank Muscles in Runners with Overpronating Feet. *American Journal of Sports Medicine* 38, 486–491. <https://doi.org/10.1177/0363546509350738>
- Cheung, R.T.H., Ng, G.Y.F., 2008. Influence of different footwear on force of landing during running. *Physical Therapy* 88, 620–628. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060323>
- Chollet, M., Michelet, S., Horvais, N., Pavaille, S., Giandolini, M., 2022. Individual physiological responses to changes in shoe bending stiffness: a cluster analysis study on 96 runners. *European Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-05060-9>
- Chumanov, E.S., Wall-Scheffler, C., Heiderscheit, B.C., 2008. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics* 23, 1260–1268. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011>
- Cigoja, S., Firminger, C., Asmussen, M., Fletcher, J., Edwards, W., Nigg, B., 2019. Does increased midsole bending stiffness of sport shoes redistribute lower limb joint work during running? *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.06.015>
- Clansey, A., Hanlon, M., Wallace, E., Lake, M., 2012. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1917–1924. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318259480d>
- Clarys, J.P., Marfell-Jones, M.J., 1994. Soft tissue segmentation of the body and fractionation of the upper and lower limbs. *Ergonomics* 37, 217–229. <https://doi.org/10.1080/00140139408963640>
- Clifton, P., Subic, A., Burton, M., Bedford, A., Schembri, A., 2013. Functional characteristics of running shoes for different user groups. *Proceedings of the International Conference on Engineering Design, ICED 1 DS75-01*, 299–308.
- Cole, G., Nigg, B., Van Den Bogert, A., Gerritsen, K., 1996. Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics* 11, 181–193. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(96\)00008-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(96)00008-3)
- Cornwall, M., McPoil, T., 2017. Can runners perceive changes in heel cushioning as the shoe ages with increased mileage? *International journal of sports physical therapy* 12, 616–624.
- Coza, A., 2008. Compression apparel effects on soft tissue vibrations. <https://doi.org/10.16258/j.cnki.1674-5906.2006.01.022>
- Coza, A., Nigg, B., Fliri, L., 2010. Quantification of soft-tissue vibrations in running: accelerometry versus high-speed motion capture. *Journal of Applied Biomechanics* 26, 367–372.

<https://doi.org/10.1123/jab.26.3.367>

- Cureton, K., 1981. Matching of male and female subjects using VO₂ max. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 52, 264–268. <https://doi.org/10.1080/02701367.1981.10607865>
- Curtis, C., Laudner, K., McLoda, T., McCaw, S., 2008. The role of shoe design in ankle sprain rates among collegiate basketball players. *Journal of Athletic Training* 43, 230–233. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.230>
- Damas, F., Nosaka, K., Libardi, C., Chen, T., Ugrinowitsch, C., 2016. Susceptibility to exercise-induced muscle damage: a cluster analysis with a large sample. *International Journal of Sports Medicine* 37, 633–640. <https://doi.org/10.1055/s-0042-100281>
- Dandrieux, P.E., Thouze, A., Rossi, J., 2020. Acute effect of thigh compression garment on muscle oscillations during running: impact of speed and slope. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, S66–S68. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812161>
- Davies, C., White, M., 1982. Muscle weakness following dynamic exercise in humans. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology* 53, 236–241. <https://doi.org/10.1152/jappl.1982.53.1.236>
- Davies, C.T.M., Thompson, M.W., 1986. Physiological responses to prolonged exercise in ultramarathon athletes. *Journal of Applied Physiology* 61, 611–617. <https://doi.org/10.1152/jappl.1986.61.2.611>
- 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. *Journal of Biomechanics* 27, 1213–1222. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90275-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90275-5)
- 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. *Journal of Applied Biomechanics* 11, 395–406. <https://doi.org/https://doi.org/10.1123/jab.11.4.395>
- 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 Sciences* 31, 299–304. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729136>
- Delattre, N., Chambon, N., Berton, E., Gueguen, N., Rao, G., 2013. Effect of time during a running session with minimal footwear. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16, 104–105. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.815924>
- Derrick, T.R., Dereu, D., Mclean, S.P., 2002. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34, 998–1002.

<https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>

- DeVita, P., Fellin, R.E., Seay, J.F., Ip, E., Stavro, N., Messier, S.P., 2016. The relationships between age and running biomechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48, 98–106. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000744>
- Dhillon, G.K., Hunt, M.A., Reid, A.L., Esculier, J.-F., 2020. What are the perceptions of runners and healthcare professionals on footwear and running injury risk? *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* 6, 1–7. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000767>
- Divert, C., Baur, H., Mornieux, G., Mayer, F., Belli, A., 2005. Stiffness adaptations in shod running. *Journal of Applied Biomechanics* 21, 311–321. <https://doi.org/10.1123/jab.21.4.311>
- Du, B.B., Bigelow, P.L., Wells, R.P., Davies, H.W., Hall, P., Johnson, P.W., 2018. The impact of different seats and whole-body vibration exposures on truck driver vigilance and discomfort. *Ergonomics* 61, 528–537. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1372638>
- Duffner, L., Hamilton, L., Schmitz, M., 1962. Effect of whole-body vertical vibration on respiration in human subjects. *Journal of Applied Physiology* 17, 913–916. <https://doi.org/https://doi.org/10.1152/jappl.1962.17.6.913>
- Dumas, R., Jacquelin, E., 2017. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.002>
- Durnin, B., Womersley, J., 1973. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness. *British Journal of Nutrition* 32, 77–97. <https://doi.org/10.1079/BJN19740060>
- Ehrström, S., Gruet, M., Giandolini, M., Chapuis, S., Morin, J.B., Vercruyssen, F., 2018. Acute and Delayed Neuromuscular Alterations Induced by Downhill Running in Trained Trail Runners: Beneficial Effects of High-Pressure Compression Garments. *Frontiers in Physiology* 9, 1627. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01627>
- Eichner, E.R., 1989. Does running cause osteoarthritis? *The Physician and Sportsmedicine* 17, 147–154. <https://doi.org/10.1080/00913847.1989.11709737>
- Elliott, B., Roberts, A., 1980. A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences* 5, 203–207.
- Enders, H., von Tscharnar, V., Nigg, B., 2014. The effects of preferred and non-preferred running strike patterns on tissue vibration properties. *Journal of Science and Medicine in Sport* 17, 218–222. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.03.015>
- Enders, H., von Tscharnar, V., Nigg, B., 2012. Analysis of damped tissue vibrations in time-frequency

- space: A wavelet-based approach. *Journal of Biomechanics* 45, 2855–2859.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.027>
- Enoka, R.M., 1995. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 5, 141–149. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00010-W](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00010-W)
- Evans, S., Davy, K., Stevenson, E., Seals, D., 1995. Physiological determinants of 10-km performance in highly trained female runners of different ages. *Journal of Applied Physiology* 78, 1931–1941. <https://doi.org/10.1152/jappl.1995.78.5.1931>
- Evans, W., Meredith, C., Cannon, J., Dinarello, C., Frontera, W., Hughes, V., Jones, B., Knuttgen, H., 1986. Metabolic changes following eccentric exercise in trained and untrained men. *Journal of Applied Physiology* 61, 1864–1868. <https://doi.org/10.1152/jappl.1986.61.5.1864>
- Even-tzur, N., Weisz, E., Hirsch-falk, Y., Gefen, A., 2006. Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe : Computational studies. *Biomedical Materials and Engineering* 289–299.
- Féasson, 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. *Journal of Physiology* 543, 297–306. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.018689>
- Ferber, R., Davis, I., Williams, D., 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics* 18, 350–357. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
- Friesenbichler, B., Stirling, L., Federolf, P., Nigg, B., 2011. Tissue vibration in prolonged running. *Journal of Biomechanics* 44, 116–120. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.034>
- Froyd, C., Millet, G.Y., Noakes, T.D., 2013. The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *Journal of Physiology* 591, 1339–1346. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.245316>
- Fuchi, T., Iwaoka, K., Higuchi, M., Kobayashi, S., 1989. Cardiovascular changes associated with decreased aerobic capacity and aging in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 58, 884–889. <https://doi.org/10.1007/BF02332223>
- Gandevia, S.C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews* 81, 1725–1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- García-Pinillos, F., García-Ramos, A., Ramírez-Campillo, R., Latorre-Román, P., Roche-Seruendo, L.E., 2019. How do spatiotemporal parameters and lower-body stiffness change with increased running velocity? A comparison between novice and elite level runners. *Journal of Human*

Kinetics 70, 25–38. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0036>

- García-Pinillos, F., Jerez-Mayorga, D., Latorre-Román, P., Ramirez-Campillo, R., Sanz-López, F., Roche-Seruendo, L.E., 2020. How do amateur endurance runners alter spatiotemporal parameters and step variability as running velocity increases? a sex comparison. *Journal of Human Kinetics* 72, 39–49. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0098>
- Gehring, D., Mornieux, G., Fleischmann, J., Gollhofer, A., 2014. Knee and hip joint biomechanics are gender-specific in runners with high running mileage. *International Journal of Sports Medicine* 35, 153–158. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1343406>
- Gellaerts, J., Pirard, M., Muzic, J., Peseux, M., Ménétrier, A., 2017. Maximalist vs. minimalist shoes: Dose-effect response of elastic compression on muscular oscillations. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 57, 1290–1298. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06721-9>
- Genton, L., Mareschal, J., Karsegard, V., Achamrah, N., Delsoglio, M., Pichard, C., Graf, C., Herrmann, F., 2019. An increase in fat mass index predicts a deterioration of running speed. *Nutrients* 1–12. <https://doi.org/10.3390/nu11030701>
- 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37, 657–663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>
- Giandolini, M., Bartold, S., Horvais, N., 2019a. Interaction between body composition and impact-related parameters in male and female heel-toe runners. *Gait and Posture* 70, 355–360. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.03.026>
- Giandolini, M., Gimenez, P., Temesi, J., Arnal, P.J., Martin, V., Rupp, T., Morin, J.B., Samozino, P., Millet, G.Y., 2016a. Effect of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact acceleration and lower leg kinematics. *PLoS ONE* 11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151687>
- Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G.Y., Samozino, P., Morin, J.B., 2016b. Foot strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running. *Journal of Biomechanics* 49, 1765–1771. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.04.001>
- Giandolini, M., Munera, M., Chiementin, X., Bartold, S., Horvais, N., 2017. Footwear influences soft-tissue vibrations in rearfoot strike runners. *Footwear Science* 9, 25–27. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1313902>
- 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,

1588–1593. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.002>

Giandolini, M., Romain, J.P., Horvais, N., Nigg, B., 2019b. Midsole properties affect the amplitude of soft-tissue vibrations in heel–toe runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002194>

Giandolini, M., Vernillo, G., Samozino, P., Horvais, N., Edwards, W.B., Morin, J.B., Millet, G.Y., 2016c. Fatigue associated with prolonged graded running. *European Journal of Applied Physiology* 116, 1859–1873. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3437-4>

Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K., Mourot, L., 2015. Aerial and terrestrial patterns: A novel approach to analyzing human running. *International Journal of Sports Medicine* 37, 25–29. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1555931>

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. *International Journal of Sports Medicine* 34, 832–840. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329958>

Griffin, M.J., 1990. *Handbook of human vibration*.

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* 3, 113–121. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>

Guerra, R.S., Amaral, T.F., Marques, E., Mota, J., Restivo, M.T., 2010. Accuracy of Siri and Brozek equations in the percent body fat estimation in older adults. *Journal of Nutrition, Health and Aging* 14, 744–748. <https://doi.org/10.1007/s12603-010-0112-z>

Hamill, J., Gruber, A.H., Derrick, T.R., 2014. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *European Journal of Sport Science* 14, 130–136. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.728249>

Hanley, B., Tucker, C., 2019. Reliability of the OptoJump next system for measuring temporal values in elite racewalking. *Journal of strength and conditioning research* 3438–3443. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003008>

Hanold, M.T., 2010. Beyond the marathon: (De)Construction of female ultrarunning bodies. *Sociology of Sport Journal* 27, 160–177. <https://doi.org/10.1123/ssj.27.2.160>

Harazin, B., Grzesik, J., 1998. The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. *Journal of Sound and Vibration* 215, 775–787. <https://doi.org/10.1006/jsvi.1998.1675>

Hardin, E.C., Hamill, J., 2002. The influence of midsole cushioning on mechanical and hematological

- responses during a prolonged downhill run. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 73, 125–133. <https://doi.org/10.1080/02701367.2002.10609001>
- Hardin, E.C., Van Den Bogert, A.J., Hamill, J., 2004. Kinematic Adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36, 838–844. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40>
- Hauswirth, C., Lehénaff, D., 2001. Physiological demands of running during long distance runs and triathlons. *Sports Medicine* 31, 679–689. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131090-00004>
- Hawes, M.R., Sovak, D., Miyashita, M., Kang, S.J., Yoshihuku, Y., Tanaka, S., 1994. Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics* 37, 187–196. <https://doi.org/10.1080/00140139408963637>
- Hill, A.V., 1948. The pressure developed in muscle during contraction. *Journal of Applied Physiology* 107, 518–526.
- Hoeger, W., Bond, L., Ransdell, L., Shimon, J., Merugu, S., 2008. One-Mile Step Count At Walking and Running Speeds. *ACSM's Health & Fitness Journal* 12, 14–19. <https://doi.org/10.1249/01.FIT.0000298459.30006.8d>
- Hoerzer, S., Tschanner, V. Von, Nigg, B., 2015. Defining functional groups based on running kinematics using self-organizing maps and support vector machines. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.03.017>
- Hoey, C., Wang, A., Raymond, R.J., Ulagenthian, A., Okholm Kryger, K., 2022. Foot morphological variations between different ethnicities and sex: a systematic review. *Footwear Science* 0, 1–17. <https://doi.org/10.1080/19424280.2022.2148294>
- Hoitz, F., Mohr, M., Asmussen, M., Lam, W.K., Nigg, S., Nigg, B., 2020. The effects of systematically altered footwear features on biomechanics, injury, performance, and preference in runners of different skill level: a systematic review. *Footwear Science* 12, 193–215. <https://doi.org/10.1080/19424280.2020.1773936>
- Honert, E.C., Mohr, M., Lam, W.K., Nigg, S., 2020. Shoe feature recommendations for different running levels: A delphi study. *PLoS ONE* 15, 1–17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236047>
- Hoogkamer, W., Kipp, S., Frank, J.H., Farina, E.M., Luo, G., Kram, R., 2017. A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0811-2>
- Hoshino, A., Wallace, W.A., 1987. Impact-absorbing properties of the human knee. *Journal of Bone*

- and Joint Surgery 69, 807–811. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.69b5.3680348>
- Hreljac, A., 2004. Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36, 845–849. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD>
- Huang, M., Mo, S., Pak-Kwan Chan, P., Chan, Z.Y.S., Zhang-Lea, J.H., Cheung, R.T.H., 2022. The influence of running shoes on familiarization time for treadmill running biomechanics evaluation. *Sports Biomechanics* 00, 1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2046144>
- Hulteen, R.M., Smith, J.J., Morgan, P.J., Barnett, L.M., Hallal, P.C., Colyvas, K., Lubans, D.R., 2017. Global participation in sport and leisure-time physical activities: A systematic review and meta-analysis. *Preventive Medicine* 95, 14–25. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2016.11.027>
- Hunter, I., Smith, G.A., 2007. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: Changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology* 100, 653–661. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0456-1>
- Hunter, S.K., 2016. The relevance of sex differences in performance fatigability. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48, 2247–2256. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000928>
- Hunter, S.K., 2014. Sex differences in human fatigability: Mechanisms and insight to physiological responses. *Acta Physiologica* 210, 768–789. <https://doi.org/10.1111/apha.12234>
- Imhof, H., Sulzbacher, I., Grampp, S., Czerny, C., Youssefzadeh, S., Kainberger, F., 2000. Subchondral bone and cartilage disease: A rediscovered functional unit. *Investigative Radiology* 35, 581–588. <https://doi.org/10.1097/00004424-200010000-00004>
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J., Komi, P. V., 2007. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait and Posture* 25, 380–384. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.002>
- Jackson, A.S., Pollock, M.L., Graves, J.E., Mahar, M.T., 1988. Reliability and validity of bioelectrical impedance in determining body composition. *Journal of Applied Physiology* 64, 529–534. <https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.2.529>
- Jakobsen, L.S., Madeleine, P., Pavailler, S., Giandolini, M., 2022. The effects of unstable surface conditions on lower limb biomechanical parameters during running. *Journal of Biomechanics* 111214. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111214>
- Jalali, P., Noorani, M., Hassannejad, R., Etefagh, M., 2019. Modeling the central nervous system functionality in controlling the calf muscle activity during running with sport shoes. *Journal of Engineering in Medicine* 233, 254–266. <https://doi.org/10.1177/0954411918821390>
- Johnson, A., Myrer, J., Mitchell, U., Hunter, I., Ridge, S., 2015. The effects of a transition to

- minimalist shoe running on intrinsic foot muscle size. *Orthopedics and Biomechanics* 37, 154–158. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1559685>
- Jubeau, M., Rupp, T., Temesi, J., Perrey, S., Wuyam, B., Millet, G.Y., Verges, S., 2017. Neuromuscular fatigue during prolonged exercise in hypoxia. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 49, 430–439. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001118>
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., Brüggemann, G.P., 2006. Adaptational phenomena and mechanical responses during running: Effect of surface, aging and task experience. *European Journal of Applied Physiology* 98, 284–298. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0277-7>
- Kavounoudias, A., Roll, C.A., 1998. The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *Cognitive Neuroscience* 9, 3247–3252. <https://doi.org/10.1097/00001756-199810050-00021>
- Kavounoudias, A., Roll, R., Roll, J., 2001. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology* 532, 869–878.
- Kellis, E., Liassou, C., 2009. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 39, 210–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2859>
- Kent-Braun, J.A., Fitts, R.H., Christie, A., 2012. Skeletal muscle fatigue. *Comprehensive Physiology* 2, 997–1044. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110029>
- Kent, J.A., Ørtenblad, N., Hogan, M.C., Poole, D.C., Musch, T.I., 2016. No muscle is an Island: Integrative perspectives on muscle fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48, 2281–2293. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001052>
- Kersting, U., Brüggemann, G., 2006. Midsole material-related force control during heel–toe running. *Research in Sports Medicine* 1–17. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1080/15438620500528158>
- Khassetarash, A., Hassannejad, R., Enders, H., Etefagh, M.M., 2015a. Damping and energy dissipation in soft tissue vibrations during running. *Journal of Biomechanics* 48, 204–209. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.051>
- Khassetarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M.M., Oskouei, A.E., 2019. Vibration settling time of the gastrocnemius remains constant during an exhaustive run in rear foot strike runners. *Journal of Biomechanics* 93, 140–146. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.026>
- Khassetarash, A., Hassannejad, R., Etefagh, M.M., Sari-Sarraf, V., 2015b. Fatigue and soft tissue vibration during prolonged running. *Human Movement Science* 44, 157–167. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.024>

- Kim, J., Park, S.K., 2022. Differences in physical characteristics of the lower extremity and running biomechanics between different age groups. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19. <https://doi.org/10.3390/ijerph19074320>
- Kluitenberg, B., van Middelkoop, M., Diercks, R., van der Worp, H., 2015. What are the differences in injury proportions between different populations of runners? A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine* 45, 1143–1161. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0331-x>
- Komi, P., 2000. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33, 1197–1206. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00064-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00064-6)
- Komi, P. V., Golihofer, A., Schmidtbleicher, D., Frick, U., 1987. Interaction between man and shoe in running: Considerations for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine* 8, 196–202. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025655>
- Konradsen, L., Hansen, B., Sondergaard, L., 1990. Long distance running and osteoarthritis. *American Journal of Sports Medicine* 18. https://doi.org/10.7556/jom_2006_06.0004
- Krajnak, K., 2018. Health effects associated with occupational exposure to hand-arm or whole body vibration. *Journal of Toxicology and Environmental Health - Part B: Critical Reviews* 21, 320–334. <https://doi.org/10.1080/10937404.2018.1557576>
- Kulmala, J.P., Avela, J., Pasanen, K., Parkkari, J., 2013. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 45, 2306–2313. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829efcf7>
- Kyrolainen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P., Komi, P. V., 2000. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology* 82, 297–304. <https://doi.org/10.1007/s004210000219>
- Lafortune, M.A., 1991. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics* 24. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90166-K](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90166-K)
- Lafortune, M.A., Henning, E.M., Lake, M.J., 1996. Dominant Role of Interface Over Knee Angle for Cushioning Impact Loading a N D Regulating Initial. *Journal of biomechanics* 29, 1523–1529. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)80003-0](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)80003-0)
- Lane, N., Bloch, D., Jones, H., Marshall, W., Wood, P., Fries, J., 1986. Long-distance running, bone density, and osteoarthritis. *Journal of the American Medical Association* 255, 1147–1151. <https://doi.org/10.1001/jama.1986.03370090069022>
- Laurent, M., Bishop, P., Green, J., Sjökvist, J., 2010. Effect of gender on fatigue and recovery followig maximal intensity repeated sprint performance. *The Journal of sports medicine and*

physical fitness 50, 53. https://doi.org/10.30701/ijc.v39isuppl_b.854

- Lavcanska, V., Taylor, N.F., Schache, A.G., 2005. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science* 24, 544–557.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>
- Lee, D., Brellenthin, A., Thompson, P., Sui, X., Lee, I., Lavie, C., 2017. Running as a key lifestyle medicine for longevity. *Progress in Cardiovascular Diseases* 60, 45–55.
<https://doi.org/10.1016/j.pcad.2017.03.005>
- Lefeber, N., Degelaen, M., Truyers, C., Safin, I., Beckwee, D., 2019. Validity and Reproducibility of Inertial Physilog Sensors for Spatiotemporal Gait Analysis in Patients With Stroke. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 27, 1865–1874.
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2930751>
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., Dandrea, S., Davis, I.S., Mangeni, R.O., Pitsiladis, Y., 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463, 531–535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Lima, L., Denadai, B., 2015. Attenuation of eccentric exercise-induced muscle damage conferred by maximal isometric contractions: A mini review. *Frontiers in Physiology* 6, 1–7.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00300>
- Lloria-Varela, J., Besson, T., Varesco, G., Espeit, L., Kennouche, D., Delattre, N., Millet, G.Y., Morio, C., Rossi, J., 2022. Running pattern changes after a 38-km trail running race: does shoe fatigue play a role? *Footwear Science* 14, 185–197.
<https://doi.org/10.1080/19424280.2022.2086302>
- Luo, Z., Zhang, X., Wang, J., Yang, Y., Xu, Y., Fu, W., 2019. Changes in ground reaction forces, joint mechanics, and stiffness during treadmill running to fatigue. *Applied Sciences* 9.
<https://doi.org/10.3390/app9245493>
- Lussiana, T., Gindre, C., Mourot, L., Hébert-Losier, K., 2017. Do subjective assessments of running patterns reflect objective parameters? *European Journal of Sport Science* 17, 847–857.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1325072>
- Macchi, R., Vercruyssen, F., Hays, A., Aubert, G., Exubis, G., Chavet, P., Goubert, E., Souron, R., Kunimasa, Y., Nicol, C., 2021. Sex influence on the functional recovery pattern after a graded running race: original analysis to identify the recovery profiles. *Frontiers in Physiology* 12, 1–14.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2021.649396>
- Maeo, S., Ando, Y., Kanehisa, H., Kawakami, Y., 2017. Localization of damage in the human leg muscles induced by downhill running. *Scientific Reports* 7, 1–11.

<https://doi.org/10.1038/s41598-017-06129-8>

- Magid, E.B., Coermann, R.R., Ziegenruecker, G.H., 1960. Human tolerance to whole body sinusoidal vibration : short time, one minute and three minutes study. *Aerospace Medicine* 31, 915–924.
- Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., Garrett, W.E., 2001. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics* 16, 438–445. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00019-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00019-5)
- Malisoux, L., Gette, P., Delattre, N., Urhausen, A., Theisen, D., 2022. Spatiotemporal and ground-reaction force characteristics as risk factors for running-related injury: a secondary analysis of a randomized trial including 800+ recreational runners. *The American Journal of Sports Medicine* 537–544. <https://doi.org/10.1177/03635465211063909>
- Marchena-Rodriguez, A., Ortega-Avila, A.B., Cervera-Garvi, P., Cabello-Manrique, D., Gijon-Nogueron, G., 2020. Review of terms and definitions used in descriptions of running shoes. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17. <https://doi.org/10.3390/ijerph17103562>
- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Büla, C., Penders, J., Aminian, K., 2010. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics* 43, 2999–3006. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.003>
- Mariani, B., Rochat, S., Büla, C.J., Aminian, K., 2012. Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59, 3162–3168. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2216263>
- Marino, F.E., Lambert, M.I., Noakes, T.D., 2004. Superior performance of African runners in warm humid but not in cool environmental conditions. *Journal of Applied Physiology* 96, 124–130. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00582.2003>
- Martin, V., Kerhervé, H., Messonnier, L.A., Banfi, J.C., Geysant, A., Bonnefoy, R., Féasson, L., Millet, G.Y., 2010. Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *Journal of Applied Physiology* 108, 1224–1233. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01202.2009>
- Martínez, A., Lam, C., von Tscherner, V., Nigg, B., 2019. Soft tissue vibration dynamics after an unexpected impact. *Physiological Reports* 7, 1–11. <https://doi.org/10.14814/phy2.13990>
- Masters, S.E., Challis, J.H., 2021. Soft tissue vibration: A biologically-inspired mechanism for stabilizing bipedal locomotion. *Bioinspiration and Biomimetics* 16. <https://doi.org/10.1088/1748-3190/abd624>

- Matsas, A., Taylor, N., McBurney, H., 2000. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture* 11, 46–53. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X)
- Mcleod, A.R., Bruening, D., Johnson, A.W., Ward, J., Mcleod, A.R., Bruening, D., Johnson, A.W., Ward, J., Johnson, A.W., Ward, J., Hunter, I., 2020. Improving running economy through altered shoe bending stiffness across speeds. *Footwear Science* 0, 1–11. <https://doi.org/10.1080/19424280.2020.1734870>
- McMahon, T.A., Cheng, G.C., 1990. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics* 23, 65–78. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90042-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90042-2)
- Mealing, D., Long, G., Mccarthy, P.W., 1996. Vibromyographic recording from human muscles with known fibre composition differences. *British Journal of Sports Medicine* 30, 27–31. <https://doi.org/10.1136/bjism.30.1.27>
- Meardon, S.A., Willson, J.D., Kernozek, T.W., Duerst, A.H., Derrick, T.R., 2018. Shoe cushioning affects lower extremity joint contact forces during running. *Footwear Science* 10, 109–117. <https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1501771>
- Mei, Q., Kim, H.K., Xiang, L., Shim, V., Wang, A., Baker, J.S., Gu, Y., Fernandez, J., 2022. Toward improved understanding of foot shape, foot posture, and foot biomechanics during running : A narrative review. *Frontiers in Physiology* 1–12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1062598>
- Miller, E., 1990. Gender differences in strength and muscle characteristics.
- Miller, J., Nigg, B., Liu, W., Stefanyshyn, D., Nurse, M., 2000. Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot and Ankle International* 21, 759–767. <https://doi.org/10.1177/107110070002100908>
- Millet, G., Lepers, R., Lattier, G., Martin, V., Babault, N., Maffiuletti, N., 2000. Influence of ultra-long-term fatigue on the oxygen cost of two types of locomotion. *European Journal of Applied Physiology* 83, 376–380. <https://doi.org/10.1007/s004210000313>
- Millet, G.Y., 2011. Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: The flush model. *Sports Medicine* 41, 489–506. <https://doi.org/10.2165/11588760-000000000-00000>
- Millet, G.Y., Lepers, R., 2004. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine* 34, 105–116. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434020-00004>
- Millet, G.Y., Lepers, R., Maffiuletti, N.A., Babault, N., Martin, V., Lattier, G., 2002. Alterations of

- neuromuscular function after an ultramarathon. *Journal of Applied Physiology* 92, 486–492.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00122.2001>
- Millet, G.Y., Martin, V., Lattier, G., Ballay, Y., 2003. Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *Journal of Applied Physiology* 94, 193–198.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00600.2002>
- Millet, G.Y., Martin, V., Temesi, J., 2018. The role of the nervous system in neuromuscular fatigue induced by ultra-endurance exercise. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism* 1, 1–34.
<https://doi.org/10.1139/apnm-2018-0161>.
- 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, 731–738. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1194-3>
- Millet, G.Y., Tomazin, K., Verges, S., Vincent, C., Bonnefoy, R., Boisson, R.C., Gergelé, L., Féasson, L., Martin, V., 2011. Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS ONE* 6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017059>
- Mira, J., Lapole, T., Souron, R., Messonnier, L., Millet, G.Y., Rupp, T., 2017. Cortical voluntary activation testing methodology impacts central fatigue. *European Journal of Applied Physiology* 117, 1845–1857. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3678-x>
- Mohr, M., von Tscharnner, V., Nigg, S., Nigg, B., 2021. Systematic reduction of leg muscle activity throughout a standard assessment of running footwear. *Journal of Sport and Health Science* 00, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.01.003>
- Morgan, D.L., Proske, U., 2004. Popping sarcomere hypothesis explains stretch-induced muscle damage. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* 31, 541–545.
<https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2004.04029.x>
- Morin, J.B., 2005. A simple method for measuring lower limb stiffness during running. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods* 165–193.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-05633-3_8
- Morio, C., Guéguen, N., Baly, L., Berton, E., Barla, C., 2009. Relationship between biomechanical variables and sole viscoelasticity with fresh and fatigued running shoes. *Footwear Science* 1, 111–113. <https://doi.org/10.1080/19424280903063614>
- Mündermann, A., Nigg, B., Stefanyshyn, D., Humble, R., 2002. Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait and Posture* 16, 38–45.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00197-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00197-7)

- Mündermann, A., Stefanyshan, D., Nigg, B., 2001. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1939–1945. <https://doi.org/10.1097/00005768-200111000-00021>
- Newell, K., 1986. *Motor development in children: aspects of coordination and control* Wade, Ed. Martin. ed.
- Nicol, C., Avela, J., Komi, P., 2006. The stretch-shortening cycle. *Sports Medicine* 36, 977–999. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636110-00004>
- Nicol, C., Komi, P., 2010. Stretch-shortening cycle fatigue and its influence on force and power production. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/9780470757215.ch11>
- Nicol, C., Komi, P., Hotira, T., Kyrolainen, H., T, T., 1996. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology* 72, 401–409. <https://doi.org/10.1007/BF00242268>
- Nicol, C, Komi, P., Marconnef, P., 1991. Changes in muscle force and stiffness characteristics: Changes in muscle force and stiffness characteristics. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1, 10–17.
- Nicol, C., Komi, P., Marconnet, P., 1991a. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance: II. Changes in force, integrated electromyographic activity and endurance capacity. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1, 18–24. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00266.x>
- Nicol, C., Komi, P., Marconnet, P., 1991b. Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1, 195–204. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00296.x>
- Nicot, F., Sabater Pastor, F., Samozino, P., Millet, G.Y., Rupp, T., 2021. Effect of ground technicity on cardio-respiratory and biomechanical parameters in uphill trail running. *European Journal of Sport Science* 22, 1–19. <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1995507>
- Nielsen, R.O., Buist, I., Parner, E.T., Nohr, E.A., Sørensen, H., Lind, M., Rasmussen, S., 2014. Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: A 1-year prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine* 48, 440–447. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092202>
- Nielsen, R.O., Buist, I., Parner, E.T., Nohr, E.A., Sørensen, H., Lind, M., Rasmussen, S., 2013. Predictors of running-related injuries among 930 novice runners: A 1-year prospective follow-up study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 1, 1–7. <https://doi.org/10.1177/2325967113487316>

- Nigg, B., 2010. Biomechanics of sport shoes.
- Nigg, B., 1997. Impact forces in running. *Current opinion in Orthopedics* 43–47.
- Nigg, B., Bahlsen, H., Luethi, S., Stokes, S., 1987. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics* 22, 963–965. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90081-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90081-X)
- Nigg, B., Baltich, J., Hoerzer, S., Enders, H., 2015. Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: “Preferred movement path” and “comfort filter.” *British Journal of Sports Medicine* 49, 1290–1294. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054>
- Nigg, B., Baltich, J., Maurer, C., Federolf, P., 2012. Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. *Journal of Biomechanics* 45, 1692–1697. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.027>
- Nigg, B., Gérin-Lajoie, M., 2011. Gender, age and midsole hardness effects on lower extremity muscle activity during running. *Footwear Science* 3, 3–12. <https://doi.org/https://doi.org/10.1080/19424280.2010.536586>
- Nigg, B., Mohr, M., Nigg, S., 2017. Muscle tuning and preferred movement path - a paradigm shift. *Current issues in Sport Sciences* 1–12. https://doi.org/10.15203/CISS_2017.007
- Nigg, B., Nachbauer, W., 1992. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 1264–1269.
- Nigg, B., Wakeling, J., 2001. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29, 37–41. <https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008>
- Nigg, B., Yeadon, M., 1987. Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences* 5, 117–145. <https://doi.org/10.1080/02640418708729771>
- Nikooyan, A., Zadpoor, A., 2011. Mass-spring-damper modelling of the human body to study running and hopping-an overview. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 225, 1121–1135. <https://doi.org/10.1177/0954411911424210>
- Novacheck, T., 1995. The biomechanics of running. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 5, 273–279. <https://doi.org/10.3233/BMR-1995-5404>
- Nybo, L., Secher, N.H., 2004. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. *Progress in Neurobiology* 72, 223–261. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2004.03.005>
- Paavolainen, L., Nummela, A., Rusko, H., Häkkinen, K., 1999. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International Journal of Sports Medicine* 20, 516–521.

<https://doi.org/10.1055/s-1999-8837>

- Panush, R.S., Schmidt, C., Caldwell, J.R., Edwards, N.L., Longley, S., Yonker, R., Webster, E., Nauman, J., Stork, J., Pettersson, H., 1986. Is Running Associated With Degenerative Joint Disease? *Journal of the American Medical Association* 255, 1152–1154.
<https://doi.org/10.1001/jama.1986.03370090074023>
- Park, S.K., Jeon, H.M., Lam, W.K., Stefanyshyn, D., Ryu, J., 2019. The effects of downhill slope on kinematics and kinetics of the lower extremity joints during running. *Gait and Posture* 68, 181–186. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.007>
- Parker, B.A., Smithmyer, S.L., Pelberg, J.A., Mishkin, A.D., Herr, M.D., Proctor, D.N., 2007. Sex differences in leg vasodilation during graded knee extensor exercise in young adults. *Journal of Applied Physiology* 103, 1583–1591. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00662.2007>
- Patoz, A., Gindre, C., Mourot, L., Lussiana, T., 2019a. Intra and inter-rater reliability of the Volodalen® scale to assess aerial and terrestrial running forms. *Journal of Athletic Enhancement* 8, 4–9.
- Patoz, A., Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., 2019b. Recognition of foot strike pattern in Asian recreational runners. *Sports* 147, 1–8. <https://doi.org/10.3390/sports7060147>
- Paul, I., Munro, M., 1978. Musculo-skeletal shock absorption : relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies. *Journal of Biomechanics* 11, 237–239.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90049-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90049-0)
- Phinyomark, A., Hettinga, B.A., Osis, S.T., Ferber, R., 2014. Gender and age-related differences in bilateral lower extremity mechanics during treadmill running. *PLoS ONE* 9.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0105246>
- Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B.A., Ferber, R., 2015. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *Journal of Biomechanics* 48, 3897–3904.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.025>
- Piéron, H., 1935. Recherches expérimentales sur la sensation vibratoire cutanée.
<https://doi.org/https://doi.org/10.3406/psy.1935.30647>
- Pitsiladis, Y.P., 2015. Kenyan and Ethiopian distance runners : What makes them so good ? *International Journal of Sports Physiology and Performance* 7, 92–102.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.7.2.92>
- Place, N., Yamada, T., Bruton, J.D., Westerblad, H., 2010. Muscle fatigue: From observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European Journal of*

Applied Physiology 110, 1–15. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1480-0>

- Place, N., Yamada, T., Bruton, J.D., Westerblad, H., 2008. Interpolated twitches in fatiguing single mouse muscle fibres: Implications for the assessment of central fatigue. *Journal of Physiology* 586, 2799–2805. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2008.151910>
- Play, M.C., Trama, R., Millet, G.Y., Hautier, C., Giandolini, M., Rossi, J., 2022. Soft tissue vibrations in running: A narrative review. *Sports Medicine - Open* 8, 131. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00524-w>
- Queen, R.M., Abbey, A.N., Chuckpaiwong, B., Nunley, J.A., 2009. Plantar loading comparisons between women with a history of second metatarsal stress fractures and normal controls. *American Journal of Sports Medicine* 37, 390–395. <https://doi.org/10.1177/0363546508324967>
- 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 - III. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *Journal of Biomechanics* 6. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90037-7)
- Requa, R.K., Deavilla, L.N., Garrick, J.G., 1993. Injuries in recreational adult fitness activities. *The American Journal of Sports Medicine* 21, 461–467. <https://doi.org/10.1177/036354659302100323>
- Rittweger, J., Ehrig, J., Just, K., Mutschelknauss, M., Kirsch, K., Felsenberg, D., 2002. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: Influence of vibration frequency, amplitude and external load. *International Journal of Sports Medicine* 49, 428–432. <https://doi.org/10.1055/s-2002-33739>
- Roepstorff, C., Donsmark, M., Thiele, M., Vistisen, B., Stewart, G., Vissing, K., Schjerling, P., Hardie, D.G., Galbo, H., Kiens, B., 2006. Sex differences in hormone-sensitive lipase expression, activity, and phosphorylation in skeletal muscle at rest and during exercise. *American Journal of Physiology - Endocrinology and Metabolism* 291. <https://doi.org/10.1152/ajpendo.00097.2006>
- Roman, J., 1958. Effects of severe whole body vibration on mice and methods of protection from vibration injury.
- Roy, J.P.R., Stefanyshyn, D.J., 2006. Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 38, 562–569. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8>
- Sabater Pastor, F., Besson, T., Berthet, M., Varesco, G., Kennouche, D., Dandrieux, P.E., Rossi, J., Millet, G.Y., 2023. Elite road vs. trail runners: Comparing economy, biomechanics, strength and power. *Journal of Strength and Conditioning Research* 37, 181–186. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004226>

- Sabater Pastor, F., Varesco, G., Besson, T., Koral, J., Feasson, L., Millet, G.Y., 2021. Degradation of energy cost with fatigue induced by trail running: effect of distance. *European Journal of Applied Physiology* 121, 1665–1675. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04624-5>
- Saibene, F., Minetti, A.E., 2003. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology* 88, 297–316. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0654-9>
- Sakaguchi, M., Ogawa, H., Shimizu, N., Kanehisa, H., Yanai, T., Kawakami, Y., 2014. Gender differences in hip and ankle joint kinematics on knee abduction during running. *European Journal of Sport Science* 14, 37–41. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.693953>
- Saltin, B., Larsen, H., Terrados, N., 1995. Aerobic exercise capacity at sea level and at altitude in Kenyan boys, junior and senior runners compared with Scandinavian runners. *Journal of Medicine*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1995.tb00037.x>
- Samozino, P., Morin, J., Mermet, V., Barla, C., Ouillon, R., Baly, L., Belli, A., 2008. What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running ? 13th annual congress of the European College of Sport Science, Estoril, Portugal.
- Sanno, M., Epro, G., Brüggemann, G.P., Willwacher, S., 2021. Running into Fatigue: The Effects of Footwear on Kinematics, Kinetics, and Energetics, *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002576>
- Sano, K., Nicol, C., Akiyama, M., Kunimasa, Y., Oda, T., Ito, A., Locatelli, E., Komi, P. V., Ishikawa, M., 2015. Can measures of muscle–tendon interaction improve our understanding of the superiority of Kenyan endurance runners? *European Journal of Applied Physiology* 115, 849–859. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3067-7>
- Santos-Concejero, J., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., Tam, N., Gil, S.M., 2014. Influence of the biomechanical variables of the gait cycle in running economy. *International Journal of Sport Science* 10, 95–108. <https://doi.org/10.5232/ricyde2014.03601>
- Santos-Concejero, J., Oliván, J., Maté-Muñoz, J.L., Muniesa, C., Montil, M., Tucker, R., Lucia, A., 2015. Gait-cycle characteristics and running economy in elite Eritrean and European runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 10, 381–387. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0179>
- 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. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0065596>
- Schieb, D.A., 1986. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for*

Exercise and Sport 57, 1–7. <https://doi.org/10.1080/02701367.1986.10605381>

Schubert, C., Oriwol, D., Sterzing, T., 2011. Gender and age related requirements of running shoes: A questionnaire on 4501 runners. *Footwear Science* 3.

<https://doi.org/10.1080/19424280.2011.575850>

Schwanitz, S., Möser, S., Odenwald, S., 2010. Comparison of test methods to quantify shock attenuating properties of athletic footwear. 8th conference of International Sport Engineering Association 2, 2805–2810. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.070>

Serpell, B.G., Ball, N.B., Scarvell, J.M., Smith, P.N., 2012. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of Sports Sciences* 30, 1347–1363. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.710755>

Sheerin, K.R., Reid, D., Besier, T.F., 2019. The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait and Posture* 67, 12–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.017>

Shorten, M., Mientjes, M., 2011. The “heel impact” force peak during running is neither “heel” nor “impact” and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science* 3, 41–58.

<https://doi.org/10.1080/19424280.2010.542186>

Shu, Y., Mei, Q., Fernandez, J., Li, Z., Feng, N., Gu, Y., 2015. Foot Morphological Difference between Habitually Shod and Unshod Runners. *PLoS ONE* 1–13.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0131385>

Siegel, A.J., Silverman, L.M., Lopez, R.E., 1980. Creatine kinase elevations in marathon runners: relationship to training and competition. *Yale Journal of Biology and Medicine* 53, 275–279.

Silvernail, J.F., Boyer, K., Rohr, E., Brüggemann, G.P., Hamill, J., 2015. Running Mechanics and Variability with Aging. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 47, 2175–2180.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000633>

Simoni, L., Pasquini, G., Pancani, S., Vannetti, F., Macchi, C., Pogliaghi, S., 2020. Time-course of running treadmill adaptation in novice treadmill runners. *Journal of Sports Sciences* 38, 2321–2328. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1782567>

Sinclair, J., Greenhalgh, a, Edmundson, C.J., Brooks, D., Hobbs, S.J., 2012. Gender Differences in the Kinetics and Kinematics of Distance Running: Implications for Footwear Design. *International Journal of Sports Science and Engineering* 6, 118–128.

Soulard, J., Vaillant, J., Balaguier, R., Vuillerme, N., 2021. Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions.

Scientific Reports 11, 1–15. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-88794-4>

- Souron, R., Besson, T., Millet, G.Y., Lapole, T., 2017. Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *European Journal of Applied Physiology* 117, 1939–1964. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3688-8>
- Sparling, P.B., 1980. A meta-analysis of studies comparing maximal oxygen uptake in men and women. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 51, 542–552. <https://doi.org/10.1080/02701367.1980.10608077>
- Sparling, P.B., Cureton, K.J., 1983. Biological determinants of the sex difference in 12-min run performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/00005768-198315030-00007>
- 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, 6–13.
- Sterzing, T., Schweiger, V., Ding, R., Cheung, J.T.M., Brauner, T., 2013. Influence of rearfoot and forefoot midsole hardness on biomechanical and perception variables during heel-toe running. *Footwear Science* 5, 71–79. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.757810>
- Sun, P., Yan, H., Ranadive, S.M., Lane, A.D., Kappus, R.M., Bunsawat, K., Baynard, T., Hu, M., Li, S., Fernhall, B., 2016. Autonomic recovery is delayed in Chinese compared with caucasian following treadmill exercise. *PLoS ONE* 11, 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147104>
- Sun, X., Lam, W.K., Zhang, X., Wang, J., Fu, W., 2020. Systematic review of the role of footwear constructions in running biomechanics: Implications for running-related injury and performance. *Journal of Sports Science and Medicine* 19, 20–37.
- Tam, E., Rossi, H., Moia, C., Berardelli, C., Rosa, G., Capelli, C., Ferretti, G., 2012. Energetics of running in top-level marathon runners from Kenya. *European Journal of Applied Physiology* 112, 3797–3806. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2357-1>
- Tanaka, H., Seals, D.R., 2008. Endurance exercise performance in Masters athletes: Age-associated changes and underlying physiological mechanisms. *Journal of Physiology* 586, 55–63. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.141879>
- Tarabini, M., Saggin, B., Scaccabarozzi, D., 2015. Whole-body vibration exposure in sport: four relevant cases. *Ergonomics* 58, 1143–1150. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.961969>
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2003. A prospective study of running injuries: The Vancouver Sun Run “In Training” clinics. *British*

- Journal of Sports Medicine 37, 239–244. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.3.239>
- Taylor, A., 1979. Motor Unit Organization of Gastrocnemius Muscle 33–43.
- Tee, J.C., Bosch, A.N., Lambert, M.I., 2007. Metabolic consequences of exercise-induced muscle damage. *Sports Medicine* 37, 827–836. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737100-00001>
- Temesi, J., Besson, T., Parent, A., Singh, B., Martin, V., Brownstein, C.G., Espeit, L., Royer, N., Rimaud, D., Lapole, T., Féasson, L., Millet, G.Y., 2021. Effect of race distance on performance fatigability in male trail and ultra-trail runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 31, 1809–1821. <https://doi.org/10.1111/sms.14004>
- Temesi, J., Rupp, T., Martin, V., Arnal, P.J., Féasson, L., Verges, S., Millet, G.Y., 2014. Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 46, 1166–1175. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000207>
- TenBroek, T.M., Rodrigues, P., Frederick, E.C., Hamill, J., 2013. Effects of unknown footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of running. *Footwear Science* 5, 27–37. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.744360>
- Theisen, D., Malisoux, L., Genin, J., Delattre, N., Seil, R., Urhausen, A., 2014. Influence of midsole hardness of standard cushioned shoes on running-related injury risk. *British Journal of Sports Medicine* 48, 371–376. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092613>
- Thompson, A., Bezodis, I.N., Jones, R.L., 2009. An in-depth assessment of expert sprint coaches' technical knowledge. *Journal of Sports Sciences* 27, 855–861. <https://doi.org/10.1080/02640410902895476>
- Tian, F., Li, N., Zheng, Z., Huang, Q., Zhu, T., Li, Q., Wang, W., Tsai, T.Y., Wang, S., 2020. The effects of marathon running on three-dimensional knee kinematics during walking and running in recreational runners. *Gait and Posture* 75, 72–77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.009>
- Trama, R., Blache, Y., Hautier, C., 2019a. Effect of rocker shoes and running speed on lower limb mechanics and soft tissue vibrations. *Journal of Biomechanics* 82, 171–177. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.023>
- Trama, R., Blache, Y., Hintzy, F., Rossi, J., Millet, G.Y., Trama, R., 2022. Does neuromuscular fatigue generated by trail running modify foot-ground impact and soft-tissue vibrations ? *European Journal of Sport Science* 1–26. <https://doi.org/doi:10.1080/17461391.2022.2093649>
- Trama, R., Hautier, C., Blache, Y., 2019b. Input and Soft-Tissue Vibration Characteristics during Sport-Specific Tasks. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1. <https://doi.org/10.1249/mss.00000000000002106>

- Trama, R., Hautier, C., Souron, R., Lapole, T., Fouré, A., 2020. Is accelerometry an effective method to assess muscle vibrations in comparison to ultrafast ultrasonography ?
<https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3035838>
- Trinkaus, E., Shang, H., 2008. Anatomical evidence for the antiquity of human footwear : Tianyuan and Sunghir. *Journal of Archaeological Science* 35, 1928–1933.
<https://doi.org/10.1016/j.jas.2007.12.002>
- Trudeau, M.B., Willwacher, S., Weir, G., Rohr, E., Ertel, C., Bruggemann, G.P., Hamill, J., 2019. A novel method for estimating an individual’s deviation from their habitual motion path when running. *Footwear Science* 11, 135–145. <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1615004>
- Trulsson, M., 2001. Mechanoreceptive afferents in the human sural nerve. *Experimental Brain Research* 136, 111–116. <https://doi.org/10.1007/s002210000649>
- Turner, C.H., Wang, T., Burr, D.B., 2001. Shear Strength and Fatigue Properties of Human Cortical Bone Determined from Pure Shear Tests 5, 373–378. <https://doi.org/10.1007/s00223-001-1006-1>
- Twomey, R., Aboodarda, S.J., Kruger, R., Culos-Reed, S.N., Temesi, J., Millet, G.Y., 2017. Neuromuscular fatigue during exercise: Methodological considerations, etiology and potential role in chronic fatigue. *Neurophysiologie Clinique* 47, 95–110.
<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2017.03.002>
- Uhlrich, D., Falisse, A., Kidzinski, L., Muccini, J., Ko, M., Chaudhari, S., Hicks, L., Delp, S., 2022. OpenCap: 3D human movement dynamics from smartphone videos [WWW Document]. [bioRxiv.org. https://doi.org/doi: https://doi.org/10.1101/2022.07.07.499061](https://doi.org/10.1101/2022.07.07.499061)
- Valle, X., Til, L., Drobic, F., Turmo, A., Montoro, J.B., Valero, O., Artells, R., 2019. Compression garments to prevent delayed onset muscle soreness in soccer players. *Muscle Ligaments and Tendons Journal* 03, 295. <https://doi.org/10.32098/mltj.04.2013.10>
- van Mechelen, W., 1992. Running Injuries: A Review of the Epidemiological Literature. *Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise* 14, 320–335. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214050-00004>
- van Oeveren, B.T., de Ruiter, C.J., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2021. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. *Sports Biomechanics* 00, 1–39.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1873411>
- Verdejo, R., Mills, N.J., 2004. Simulating the effects of long distance running on shoe midsole foam. *Polymer Testing* 23, 567–574. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2003.11.005>
- Vincent, H.K., Kilgore, J.E., Chen, C., Bruner, M., Horodyski, M.B., Vincent, K.R., 2020. Impact of

- Body Mass Index on Biomechanics of Recreational Runners. *PM&R* 12, 1106–1112.
<https://doi.org/10.1002/pmrj.12335>
- Von Tscharnner, V., Goepfert, B., Nigg, B., 2003. Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *Journal of Biomechanics* 36, 1169–1176. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00086-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00086-1)
- Wakeling, J., Nigg, B., 2001. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology* 90, 412–420. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.412>
- Wakeling, J. M., Nigg, B., Rozitis, A., 2002. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied Physiology* 93, 1093–1103. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00142.2002>
- Wakeling, J M, Pascual, S.A., Nigg, B.M., 2002. Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. / Alteration de l ' activite musculaire dans les extremités des membres inferieurs, en courant avec differentes chaussures. *Medicine and Science in Sports* 34, 1529–1532. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000027714.70099.08>
- Wakeling, J.M., von Tscharnner, V., Nigg, B., Stergiou, P., 2001. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *Journal of Biomechanics* 37, 1583–1588.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.002>
- Wan, J.J., Qin, Z., Wang, P.Y., Sun, Y., Liu, X., 2017. Muscle fatigue: General understanding and treatment. *Experimental and Molecular Medicine* 49, e384-11.
<https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>
- Wang, L., Li, J.X., Hong, Y., Zhou, J.H., 2010. Changes in heel cushioning characteristics of running shoes with running mileage. *Footwear Science* 2, 141–147.
<https://doi.org/10.1080/19424280.2010.519348>
- Ward, L.C., 2012. Segmental bioelectrical impedance analysis: An update. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care* 15, 424–429. <https://doi.org/10.1097/MCO.0b013e328356b944>
- Weakley, J., Broatch, J., O’Riordan, S., Morrison, M., Maniar, N., Halson, S., 2021. Putting the squeeze on compression garments: current evidence and recommendations for future research – A systematic scoping review. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01604-9>
- Welle, S., Tawil, R., Thornton, C.A., 2008. Sex-related differences in gene expression in human skeletal muscle. *PLoS ONE* 3. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0001385>
- Weston, A.R., Mbambo, Z., Myburgh, K.H., 2000. Running economy of African and Caucasian distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 1130–1134.

<https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00015>

- White, S.C., Gilchrist, L.A., Christina, K.A., 2002. Within-day accommodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics* 18, 74–82. <https://doi.org/10.1123/jab.18.1.74>
- Williams, D., Tierney, R., Butler, R., 2014. Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-arched runners. *Journal of Athletic Training* 49, 290–296. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.05>
- Williams, P.T., 2013. Greater weight loss from running than walking during a 6.2-yr prospective follow-up. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 45, 706–713. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827b0d0a>
- Willwacher, S., König, M., Potthast, W., Brüggermann, G.-P., 2013. Does specific footwear facilitate energy storage and return at the metatarsophalangeal joint in running? *Journal of Applied Biomechanics* 29, 583. <https://doi.org/10.1123/jab.29.5.583>
- Willy, R.W., Paquette, M.R., 2019. The physiology and biomechanics of the master runner. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 27, 15–21. <https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000212>
- Zach, S., Xia, Y., Zeev, A., Arnon, M., Choresh, N., Tenenbaum, G., 2017. Motivation dimensions for running a marathon: A new model emerging from the Motivation of Marathon Scale (MOMS). *Journal of Sport and Health Science* 6, 302–310. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.10.003>
- Zadpoor, A., Nikooyan, A., 2012. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A model study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 226, 579–588. <https://doi.org/10.1177/0954411912447021>
- Zadpoor, A., Nikooyan, A., 2011. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics* 26, 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>
- Zadpoor, A., Nikooyan, A., 2010. Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *Journal of Biomechanics* 43, 186–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.028>
- Zandbergen, M.A., Marotta, L., Bulthuis, R., Buurke, J.H., Veltink, P.H., Reenalda, J., 2023. Effects of level running-induced fatigue on running kinematics: A systematic review and meta-analysis. *Gait and Posture* 99, 60–75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.09.089>
- Zárate-Kalfópulos, B., Romero-Vargas, S., Otero-Cámara, E., Correa, V., Reyes-Sánchez, A., 2012. Differences in pelvic parameters among Mexican, Caucasian, and Asian populations. *Journal of*

Neurosurgery: Spine 16, 516–519. <https://doi.org/10.3171/2012.2.SPINE11755>

Zhang, Q., Hautier, C., Bonis, C., Trama, R., 2023. Reliability of soft tissue vibration measurement and number of steps demanded during treadmill running. *Journal of Sports Science and Medicine* 166–174. <https://doi.org/10.52082/jssm.2023.166>

Zhang, X., Delabastita, T., Lissens, J., Beenhouwer, F. De, Vanwanseele, B., 2017. The morphology of foot soft tissues is associated with running shoe type in healthy recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport* 8–12. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.11.008>

Résumé

En course à pied, chaque contact entre le pied et le sol cause une forte décélération de certaines parties du corps tels que le pied et la jambe. Cette décélération atteint notamment les tissus mous de ces segments, englobant en grande partie les masses musculaires, qui entrent alors en vibration. Si l'amplitude de ces vibrations est trop importante, que leur fréquence est similaire aux fréquences propres des tissus et/ou que le temps d'exposition est trop long, ces vibrations peuvent générer de l'inconfort. Les vibrations peuvent être altérées en changeant les propriétés mécaniques des tissus mous et/ou en changeant les propriétés de l'interface pied-sol. Des évidences montrent que le chaussant et la fatigue neuromusculaire ont le potentiel d'influencer les vibrations des tissus mous mais que cet effet est hautement individu-dépendant. Le premier objectif de ce travail de thèse a été d'identifier et caractériser différents profils de coureur en fonction de leurs caractéristiques anthropométriques et biomécaniques face à différentes duretés de semelle. Il a été observé qu'une dureté de semelle faible à moyenne est bénéfique pour la majorité des coureurs, et des métriques simples basées sur la pratique, la morphologie et la foulée ont été proposées pour aider dans le choix de dureté de semelle. Le second objectif de ce travail de thèse a été d'évaluer les effets d'une minimisation des vibrations par la dureté de semelle sur la fatigue. Il a été démontré qu'une dureté de semelle minimisant les vibrations ne présentait pas d'effet bénéfique sur la fatigue neuromusculaire induite par un semi-marathon, mais permettait d'améliorer le confort et de diminuer la fatigue perçue.



Abstract

In running, each contact between the foot and the ground involves a strong deceleration of certain parts of the body such as the foot and the leg. This sudden deceleration affects the soft tissues of these segments, including muscle masses, which start to vibrate. If vibration amplitude is too high, if vibration frequencies are close to the natural frequencies of soft tissue and/or if the exposure time is too long, vibrations can cause discomfort. Vibrations can be altered by changing the mechanical properties of soft tissues and/or by changing the properties of the foot-ground interface. Evidence show that footwear and neuromuscular fatigue can influence soft tissue vibrations but their effects are highly individual-dependent. The first objective of this thesis work was to identify and characterize different profiles of runner based on their anthropometric and biomechanical characteristics when assessing different midsole hardness. It was observed that low to medium midsole hardness was beneficial for most runners and simple metrics based on practice, morphology and running pattern were suggested to assist with midsole hardness choice. The second objective of this thesis was to evaluate the effects of vibration minimization by midsole hardness on fatigue. Although midsole hardness minimizing vibrations did not have any beneficial effect on neuromuscular fatigue induced by a half-marathon, it improved comfort and reduced perceived fatigue.