

Identification des facteurs biomécaniques déterminants de la performance en trail running par des centrales iner- tielles

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de
Master of Science en sciences du sport
Option santé et recherche

déposé par

Sonia Gilli

à

l'Université de Fribourg, Suisse
Faculté des sciences et de médecine
Section Médecine
Département des neurosciences et sciences du mouvement

en collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent

Prof. Dr. Wolfgang Taube

Conseiller

Dr. Francis Degache

Fribourg, février 2021

Table des matières

Résumé	4
1 Introduction	5
1.1 Définition et caractéristiques du trail running	5
1.2 Facteurs liés à la performance en trail running	7
1.3 Objectifs et hypothèses du travail	19
2 Méthode.....	21
2.1 Participants	21
2.2 Caractéristiques de la course	22
2.3 Capteurs d'unité de mesure inertielle (IMU)	22
2.4 Questionnaire.....	25
2.5 Analyses statistiques.....	25
3 Résultats	27
3.1 Performance générale	27
3.2 Paramètres spatio-temporels.....	27
3.3 Mouvement de pronation.....	31
3.4 Type de foulée	32
3.5 Impacts	33
3.6 Paramètres de raideur	35
3.7 Questionnaire.....	36
4 Discussion	37
4.1 Observations générales.....	37
4.2 Paramètres spatio-temporels.....	37
4.3 Type de foulée	39
4.4 Mouvement de pronation.....	40
4.5 Impacts	41
4.6 Paramètres de raideur	42
4.7 Limitations.....	43
5 Conclusion.....	45
Bibliographie	46
Remerciements	58

Résumé

Introduction : L'objectif de cette étude était d'investiguer la biomécanique de course par des capteurs inertiels et de déterminer les facteurs clés de la performance en trail running.

Méthode : 19 participants ont été divisés en deux groupes en fonction de leur temps de course sur le parcours Sierre-Zinal (31km) : les coureurs expérimentés ($n = 11$) et les coureurs novices ($n = 8$). Les capteurs portables *RunScribe Plus* ont mesuré les facteurs spatio-temporels (fréquence de pas, temps de contact au sol, duty factor, temps de vol et rapport du temps de vol), le type de foulée ainsi que la magnitude des impacts verticaux, horizontaux et médio-latéraux. La force de réaction au sol maximale, le déplacement vertical du centre de gravité, le changement de la longueur de jambe, la raideur de jambe et la raideur verticale ont été calculées a posteriori pour la descente uniquement. La course a été divisée en trois sections : une partie ascendante, une partie vallonnée et une partie descendante.

Résultats : La vitesse de course était statistiquement corrélée à tous les paramètres spatio-temporels ($r = 0.868 - 0.940$), d'impacts ($r = 0.756 - 0.869$) et de raideur ($r = 0.727 - 0.942$). Comparés au groupe novice, les athlètes expérimentés affichent une vitesse de course ($p < 0.001$), une fréquence de pas ($p < 0.05$), un temps de vol ($p < 0.001$) et une vitesse maximale de pronation ($p < 0.05$) plus élevés et un temps de contact au sol ($p < 0.01$) et un duty factor plus faible ($p < 0.001$) sur tout le parcours. Les impacts étaient en moyenne plus importants pour les coureurs expérimentés ($p < 0.05$), principalement sur la partie descendante, avec une différence moins prononcée pour les impacts verticaux entre les deux groupes. La raideur de jambe et verticale sont plus importantes pour les coureurs expérimentés ($p < 0.001$).

Discussion : Les coureurs expérimentés sont des athlètes plus polyvalents sur des sols d'inclinaison variée, ont une meilleure économie de course et une cadence plus constante sur l'ensemble du parcours. La grande variabilité du type de foulée en descente est une caractéristique universelle en trail running. Augmenter la raideur des membres inférieurs afin d'optimiser le processus de stockage-restitution d'énergie élastique est un élément clé pour bien performer en descente. Au contraire, les coureurs expérimentés n'amortissent pas les chocs de manière plus efficace sur les parties descendantes comparé au groupe novice.

Conclusion : Les centrales inertielles sont pratiques et fiables pour mesurer la biomécanique de la course sur le terrain. La particularité et la variété du terrain en trail running induit des adaptations de la biomécanique de la course. Nos résultats suggèrent que les coureurs expérimentés ont développés des stratégies biomécaniques pour maximiser leurs performances sur sols inclinés.

1 Introduction

1.1 Définition et caractéristiques du trail running

Le trail running est défini comme une course pédestre se déroulant dans un environnement naturel tel que montagnes, forêts, déserts, plaines et sur une variété de terrains tels que sentiers forestiers, routes de terre, sable et routes goudronnées (25% de la course au maximum) (figure 1) (Scheer et al., 2020). Le trail running se différencie donc des courses sur route par l'irrégularité de son terrain, la technicité de son parcours, ses variations d'altitude et ses changements de vitesse. Aucune limite concernant la distance et la dénivellation n'est toutefois spécifiée. Le terme général « trail running » englobe plusieurs activités : (a) le mountain running se pratique uniquement dans les montagnes et est ainsi principalement composé de montées et de descentes, (b) le fell runner se distingue par le fait qu'il s'aventure dans la nature en ne suivant ni route ni chemin, (c) le skyrunning est une pratique plus extrême, où l'épreuve se déroule à plus de 2'000 mètres d'altitude, avec une pente minimale de 30% et une cotation d'escalade de degré 2 au maximum. Le terme trail running populairement utilisé fait toutefois référence aux chemins naturels, artificiels et non goudronnés. Lors d'une compétition, le parcours doit être balisé de telle façon qu'aucune compétences en matière de navigation n'est requise. Les courses de trail running sont dites semi-autonomes, c'est-à-dire que les coureurs sont responsables de gérer leur effort, leurs réserves d'énergie et leur équipement entre deux points de ravitaillement.

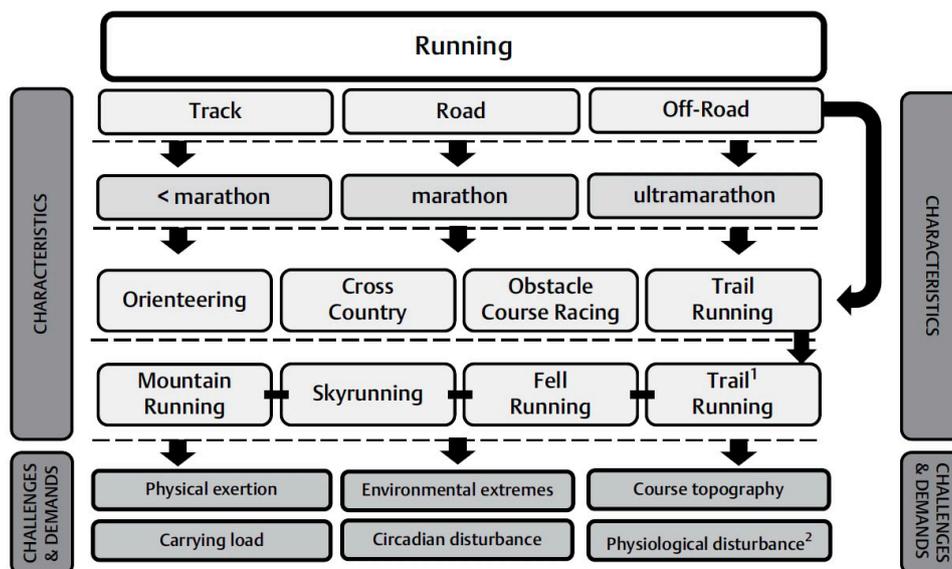


Figure 1. Illustration des différents types d'événements en course à pied en fonction de leur surface, environnement, distance, dénivellation et autre. ¹Chemins naturels, artificiels et/ou non goudronnés; ²Blessures, maladies, signes et symptômes (Scheer et al., 2020, p.278).

Le trail running, dont la popularité accroît chaque année, est le sport le plus réputé parmi les courses à pied hors des sentiers battus. En 2018, le nombre de coureurs de trail running s'élevaient à plus de 10 millions comparés à 9.15 millions l'année précédente aux États-Unis seulement (*Outdoor Participation Report*, 2019). Fondée en juillet 2013, l'association internationale de trail running (ITRA) est la plus importante organisation de trail running au monde. Elle offre une plateforme aux athlètes et aux organisateurs d'événements et promeut le développement de cette activité en avançant ses valeurs et ses pratiques (*ITRA*, s. d.). La figure 2 illustre l'expansion des courses de trail running répertoriées sur le site ITRA de 2010 à 2018 (Fogliato et al., 2020). Bien que l'inclusion des compétitions dans le circuit ITRA a évolué au fil du temps et que le système ne catalogue pas l'intégralité des courses, cette évaluation renseigne malgré tout sur le gain de popularité du trail running.

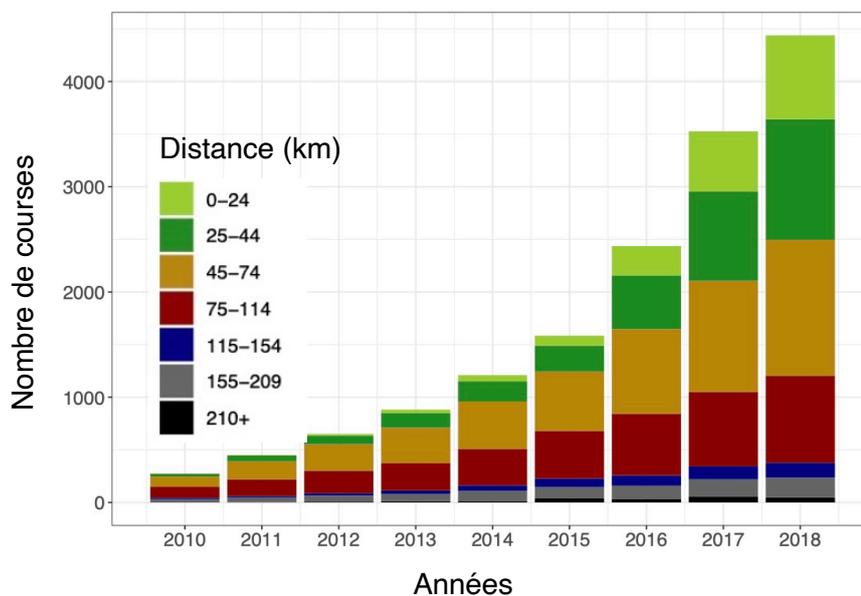


Figure 2. Nombre de courses, et leurs distances respectives, enregistrées sur le site de l'association internationale de trail running (ITRA) entre 2010 et 2018 (Fogliato et al., 2020, p.2).

ITRA a mis en place la notion de *kilomètre-effort* (ou « km-effort ») afin de catégoriser les courses en fonction de la distance et de la dénivellation et de donner des informations sur la difficulté du parcours. Le km-effort se calcule en additionnant la distance totale (en km) et un centième du dénivelé vertical positif total (en mètre). Par exemple, une course de 50km avec 3000m de dénivelé positif correspond à un km-effort de : $50 + 3000/100 = 80$. Suivant cette notion km-effort, un score allant de 0 à 6 points ITRA est attribué à chaque parcours et qui reflète de sa difficulté et permet de catégoriser les courses entre XXS et XXL. Après chaque course terminée, le système ITRA attribue également un indice de performance par athlète

déterminé en fonction du km-effort, de la difficulté technique du parcours et de la vitesse de course. L'indice de performance général prend en compte les 5 meilleurs résultats d'un coureur au cours des 3 dernières années, indépendamment de la distance et est un moyen simple de comparer le niveau athlétique des coureurs. La volonté d'améliorer ce score ITRA, l'envie de se surpasser et l'augmentation de la concurrence en trail running incitent les coureurs avides à s'intéresser aux différents aspects de la performance et à instaurer de nouvelles pratiques pour se perfectionner.

1.2 Facteurs liés à la performance en trail running

La vitesse de course détermine la performance d'un coureur et l'objectif premier des coureurs compétitifs est de diminuer leur temps de course. Le modèle général expliquant la performance des courses d'endurance considère la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) (Billat et al., 2001; Thompson, 2017), le seuil lactique (Emig & Peltonen, 2020; Faude et al., 2009) et l'économie de course (Folland et al., 2017; Saunders et al., 2004), définie comme le taux d'oxygène consommé (VO_2) à une certaine vitesse de course sous-maximale (Heise & Martin, 2001). Ces trois variables sont interdépendantes, puisque selon Saunders et al. (2004), l'économie de course dépend de l'entraînement, de l'environnement ainsi que des facteurs physiologiques, biomécaniques et anthropométriques (figure 3).

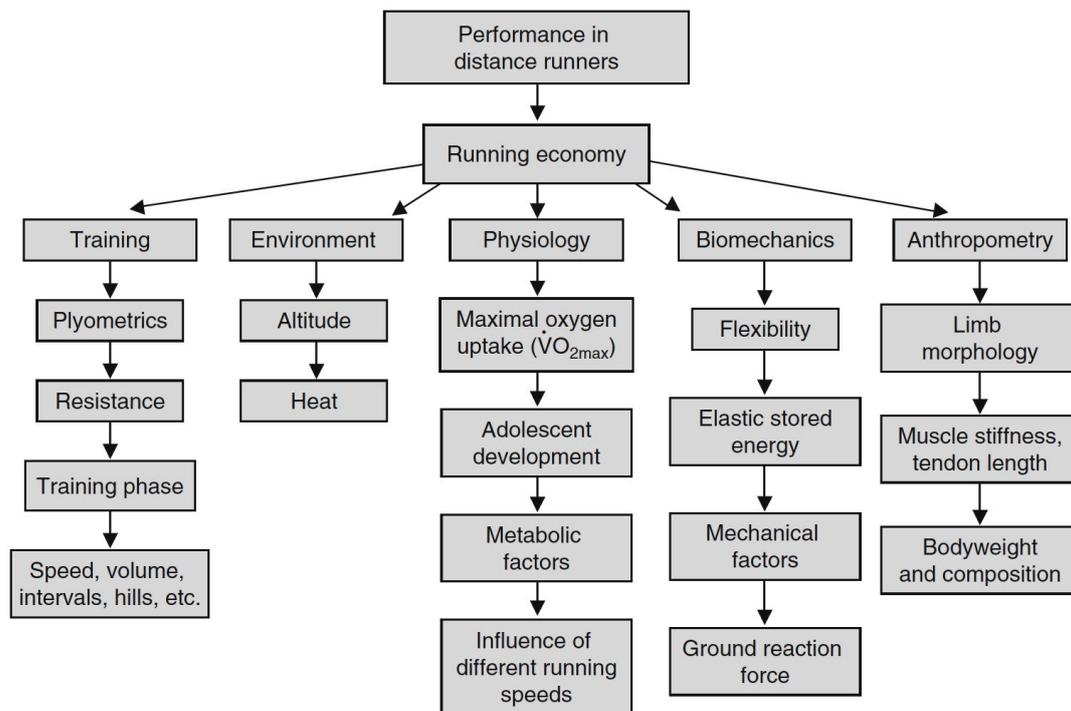


Figure 3. Facteurs qui influencent l'économie de course (Saunders et al., 2004, p.470).

1.2.1 Les facteurs physiologiques et anthropométriques. Bien que la VO_{2max} , ou la consommation maximale d'oxygène, soit d'une haute importance pour les sections plates et en montée, elle est moindre pour les parties descendantes (Vernillo et al., 2017). En effet, les recherches de Lemire et al. (2020) ont indiqué que les coureurs n'atteignent pas leur VO_{2max} lors d'un test d'effort incrémental maximal en descente (pente de -15%). Toutefois, sur l'intégralité d'un parcours de courte distance (< 42km), Alvero-Cruz et al. (2019) et Ehrström et al. (2018) ont observé une corrélation inverse entre la VO_{2max} et le temps de course ($r = -0.78$, $p = 0.02$ et $r = -0.76$, $p = 0.03$, respectivement). Oliveira-Rosado et al. (2020) ont non seulement constaté une plus haute VO_{2max} mais également un plus haut seuil ventilatoire secondaire pour les trailers de niveau national (63.39 ± 4.26 mL/kg/min et 57.88 ± 4.64 mL/kg/min) comparé aux coureurs de niveau régional (57.33 ± 7.66 mL/kg/min, $p = 0.02$ et 50.75 ± 6.23 mL/kg/min, $p < 0.01$). De la même manière, le seuil lactique a aussi été reconnu comme étant un bon prédicteur de performance (seuil lactique aérobie : $r = -0.65$, $p < 0.01$; seuil de lactate à 4 mmol/L : $r = -0.87$, $p < 0.01$; seuil de lactate individuel : $r = -0.84$, $p < 0.01$) pour des distances entre 25 et 45 km (Scheer et al., 2019). Outre les facteurs purement physiologiques, la composition corporelle est également une variable affectant l'économie de course et donc la performance. Sur des trails courts, la masse grasse a été corrélée avec la performance ($r = -0.63$, $p = 0.015$) (Björklund et al., 2019) ainsi que sa combinaison avec la VO_{2max} (temps de course (min) = $203.9956 - 1.9001 * VO_{2max} + 10.2816 * \% \text{ masse grasse}$) (Alvero-Cruz et al., 2019).

La mesure de la VO_{2max} , qui s'avère être le meilleur prédicteur physiologique de performance, ne permet cependant pas de discriminer un groupe de coureurs homogènes (Lemire et al., 2021). L'économie de course peut varier jusqu'à 30% entre les coureurs et permet de différencier les coureurs qui ont une VO_{2max} similaire (Thomas et al., 1999). Une bonne économie de course est synonyme d'une faible demande en oxygène, coût énergétique ou coût d'oxygène pour une vitesse donnée.

1.2.2 Les facteurs liés à l'entraînement. Il est possible d'améliorer son économie de course (i.e. réduire son coût d'oxygène à une certaine vitesse) entre 2 et 8% à court terme principalement grâce à la plyométrie (Saunders et al., 2006; Spurrs et al., 2003), aux entraînements de force (Balsalobre-Fernández et al., 2016; Barnes, Hopkins, McGuigan, Northuis, et al., 2013) et aux séances par intervalle à haute intensité (Barnes, Hopkins, McGuigan, & Kilding, 2013; Kurz et al., 2000). Bien que d'avoir une haute VO_{2max} soit une condition requise pour bien performer, Jones (2006) a constaté qu'une amélioration de l'économie de course est la clé pour

améliorer ses performances sur le long terme. Il a en effet identifié une amélioration de l'économie de course de l'ordre de 15% sur une période de 9 ans comme facteur responsable du perfectionnement continu des performances d'une marathonnienne de classe mondiale. Qu'en est-il de l'économie de course lors de montées et descentes, une caractéristique essentielle du trail running ? Jensen et al. (1999) ont exploré l'économie de course des coureurs de route et des coureurs d'orientation sur deux terrains différents : une piste d'athlétisme et un terrain naturellement pentu. Les deux groupes affichaient une économie de course similaire sur la piste d'athlétisme. En revanche, l'augmentation de l'économie de course des coureurs d'orientation sur terrain irrégulier était plus faible ($+41 \pm 9\%$) comparé aux coureurs de route ($+52 \pm 12\%$, $p < 0.05$). Les recherches sur tapis de course se sont ensuite succédées. Breiner et al. (2019) ont constaté une forte corrélation chez des trailers entraînés entre l'économie de course sur surface plate vs ascendante (inclinaison $+7.5\%$) ($r = 0.909$), sur surface plate vs descendante (inclinaison -5%) ($r = 0.901$) mais également entre les montées et les descentes ($r = 0.830$). Willis et al. (2019) ont observé les mêmes constatations entre la course à plat et sur sol incliné (inclinaison $+12\%$) ($r = 0.826$, $p < 0.01$) parmi un groupe de trailers de niveau international. En d'autres termes, un coureur très économe sur le plat est également très économe en montée et en descente, et l'inverse est vrai pour un coureur moins économe. Les recherches de Balducci et al. (2016) indiquent cependant que le coût énergétique de la course à pied sur plat ne permet pas de prédire le coût énergétique sur une pente positive de 12.5% ($r = 0.10$) et de 25% ($r = 0.09$). Les différences interindividuelles pourraient être expliquées par l'expérience et ainsi l'adaptation que les entraînements en côte procurent.

1.2.3 Les facteurs biomécaniques. Le fait que l'économie de course, à plat et sur sol incliné, peut être entraînée suggère que certains facteurs qui l'influencent sont modulables. La biomécanique de course constitue un élément non négligeable, d'autant plus importante en trail running due à ses variations de terrains et de pentes. L'adaptation du comportement moteur et de la technique de course durant les montées et les descentes, dans le but d'optimiser l'efficacité du mouvement, sont essentiels à la compréhension de l'appareil locomoteur humain (Moore, 2016).

Les facteurs spatio-temporels. L'ensemble des études énoncées dans le tableau 1 présente les variations spatio-temporelles engendrées par des pentes d'inclinaisons diverses par rapport à des vitesses similaires. Nous apercevons que plus la vitesse de course est élevée et plus la pente s'accroît, plus les paramètres spatio-temporels changent de manière significative par rapport

à une surface horizontale. Alors que le temps de contact au sol ne varie pas, le duty factor augmente en montée et baisse en descente. Nous retrouvons le phénomène inverse pour le temps de vol qui diminue en montée et augmente en descente. La fréquence et la longueur de pas augmente et diminue en montée, respectivement. De plus, les recherches de Padulo et al. (2012) montrent que les coureurs élites adaptent leur technique de course plus rapidement que les coureurs novices quand l'inclinaison de la pente change.

En trail running, la vitesse de course n'est pas constante et varie selon la pente et la difficulté du terrain. Et la vitesse dépend de la fréquence et de la longueur de pas :

$$Vitesse \left(\frac{m}{sec} \right) = cadence \left(\frac{nb \text{ pas}}{sec} \right) * longueur \text{ de pas} \left(\frac{m}{pas} \right)$$

L'étude de Vernillo, Martinez, et al. (2020) indique que les coureurs augmentent davantage leur fréquence de pas comparé à leur longueur de pas afin d'accélérer en montée. Cette stratégie est non seulement optimale pour augmenter l'économie et le rendement de course mais aussi pour diminuer les moments cinétiques de la cheville et du genou (Khassetarash et al., 2020). Padulo et al. (2012) observa que la stratégie biomécanique des coureurs avertis différait des coureurs amateurs. Alors que les coureurs amateurs augmentent uniquement leur cadence pour accélérer, les élites augmentent leur longueur de pas et leur fréquence de pas tout en réduisant leur temps de contact au sol, ce qui leur permet de courir de manière plus économe. Chez des coureurs d'ultra-trail le temps de contact au sol ($r = 0.921$), le temps de vol ($r = 0.854$) et la fréquence de pas ($r = 0.967$) sont corrélés entre une surface plate et inclinée (Willis et al., 2019). Ces résultats indiquent que les trailers sont particulièrement habitués à la course en montée, un facteur déterminant pour la performance en compétition selon les auteurs.

Au contraire, Kay (2014) affirme que la maîtrise des sections descendantes contribue considérablement à une haute performance en trail running, notamment sur des sentiers escarpés. Cet auteur propose de calculer le rapport de vitesse (en min/km) comme suit :

$$q = \frac{vitesse \text{ en montée}}{vitesse \text{ en descente}}$$

Tableau 1

Résumé de la littérature sur les changements spatio-temporels significatifs en course à pied en altérant l'inclinaison du tapis de course : comparaison avec une surface horizontale à des vitesses de course identiques

Études	N	Vitesse de course (m/s)	Inclinaison (°)	TC	DF	TV	FP	LP
Baggaley et al. (2020)	19	3.33	-10.0					=
		3.33	-5.0					=
		3.33	+5.0					↓
		3.33	+10.0					↓
Gottschall & Kram (2005)	10	3	-9.0	=	=	=	=	=
		3	-6.0	=	=	=	=	=
		3	-3.0	=	=	=	=	=
		3	+3.0	=	=	=	=	=
		3	+6.0	=	=	=	=	=
		3	+9.0	=	↑	=	↑	↓
Klein et al. (1997)	6	Seuil anaérobie		=		=		=
Lussiana et al. (2013)	14	2.78	-8.0	=		↑	↓	
		2.78	-5.0	=		↑	↓	
		2.78	-2.0	=		=	=	
		2.78	+2.0	=		=	=	
		2.78	+5.0	=		=	=	
		2.78	+8.0	=		=	=	
Padulo, Annino, Migliaccio, et al. (2012)	8 élités	3.9	+2.0	=		=	↑	↓
		3.9	+7.0	=		↓	↑	↓
		4.17	+2.0	=		↓	↑	↓
		4.17	+7.0	=		↓	↑	↓
		4.44	+2.0	=		↓	↑	↓
		4.44	+7.0	=		↓	↑	↓
		4.72	+2.0	=		↓	↑	↓
		4.72	+7.0	=		↓	↑	↓
		5	+2.0	=		↓	↑	↓
		5	+7.0	=		↓	↑	↓

Tableau 1
Suite

Étude	N	Vitesse de course (m/s)	Inclinaison du tapis (°)	TC	DF	TV	FP	LP
	8 amateurs	3.9	+2.0	=		=	=	=
		3.9	+7.0	=		↓	=	=
		4.17	+2.0	=		=	=	=
		4.17	+7.0	=		↓	=	=
		4.44	+2.0	=		↓	=	=
		4.44	+7.0	=		↓	=	=
		4.72	+2.0	=		↓	↑	↓
		4.72	+7.0	=		↓	↑	↓
		5	+2.0	=		↓	↑	↓
		5	+7.0	=		↓	↑	↓
Padulo et al. (2013)	18	4.17	+4.0	=		↓	↑	↓
		4.17	+4.0 ^a	=		↓	=	=
Swanson & Caldwell (2000)	12	4.5	+16.7	↓	↑		↑	↓
Telhan et al. (2010)	19	3.13	-4.0				=	=
		3.13	+4.0				↑	↓
Vernillo, Martinez, et al. (2020)	19	2.5	-10.0	=	↓	=	=	=
		2.5	-5.0	=	=	=	=	=
		2.5	+5.0	=	=	=	=	=
		2.5	+10.0	=	=	↓	=	=
		3.33	-10.0	=	=	=	=	=
		3.33	-5.0	=	↓	=	=	=
		3.33	+5.0	=	↑	↓	↑	↑
		3.33	+10.0	=	↑	↓	↑	↑
		4.17	-10.0	=	=	=	=	=
		4.17	-5.0	=	=	=	=	=
4.17	+5.0	=	↑	↓	↑	↑		
4.17	+10.0	=	↑	↓	↑	↑		

Note. TC = temps de contact ; DF = duty factor ; TV = temps de vol ; FP = fréquence de pas ; LP = longueur de pas. ↓ et ↑ signifient une réduction et une augmentation significative ($p < 0.05$), respectivement, par rapport au plan horizontal ($= 0^\circ$) ; = signifie qu'il n'y a aucune différence significative ($p > 0.05$) par rapport au plan horizontal ($= 0^\circ$) ; ^aMesures réalisées sur sol et non sur tapis roulant.

Kay (2014) a constaté une corrélation négative entre le temps de course et la valeur q . Les coureurs ayant une bonne maîtrise des parties descendantes afficheraient ainsi une plus grande valeur q comparé à ceux moins expérimentés. Une relation entre le rapport de vitesse des parties ascendantes et descendantes d'un parcours et la biomécanique de course n'a toutefois pas encore été étudiée. La modification des paramètres spatio-temporels ne semble pas aussi généralisée lorsqu'il s'agit des descentes. En effet, certains coureurs maintiennent leur fréquence de pas lors d'une accélération en descente alors que d'autres l'augmentent (Vernillo, Martinez, et al., 2020). Les auteurs supposent que les coureurs expérimentés afficheraient une cadence plus constante indépendamment de la vitesse et de la pente du terrain, une hypothèse attestée par l'étude de Townshend et al. (2010). Leurs résultats montrent que les coureurs aguerris maintiennent une fréquence de pas stable sur un terrain vallonné alors que la longueur de pas reflète leur vitesse de course. D'une manière similaire, Jeker et al. (2020) ont observé une plus forte corrélation entre la vitesse verticale et la hauteur de pas ($r = 0.8$, $p < 0.05$, 95% CI [0.76, 0.84]) que pour la fréquence de pas ($r = 0.43$, $p < 0.001$) lors d'un ultra trail. En revanche, une étude réalisée sur le meilleur trailer du monde a observé que sa fréquence de pas était significativement corrélée à la pente ($r = -0.86$) et à la vitesse de course ($r = 0.80$) (Giandolini et al., 2015). Les observations de cette dernière étude se basent toutefois sur un unique individu ce qui rend complexe l'extrapolation et la comparaison de ses résultats.

Bien que les coureurs ne varient pas naturellement leur longueur de foulée et leur temps de contact en descente (Gottschall & Kram, 2005; Telhan et al., 2010; Vernillo, Martinez, et al., 2020), plusieurs chercheurs sont persuadés que réduire volontairement la longueur de pas et le temps de contact au sol minimiseraient l'énergie absorbée, atténueraient les impacts, réduiraient les charges appliquées aux structures musculaires, articulaires et osseuses des genoux et des hanches et soulageraient les courbatures (Baggaley et al., 2020; Vernillo, Martinez, et al., 2020). La longueur de foulée préférentielle engendrerait une plus grande perte de force après 30 minutes et 24 heures (-27% et -15.5%) comparé à une longueur de foulée 8% plus courte (-20.5% et 8.7%, $p < 0.05$) (Rowlands et al., 2001). Balducci et al. (2017) ont constaté que le temps de course était corrélé non seulement à la force initiale des extenseurs du genou ($r = -0.51$, $p < 0.05$) mais aussi à la perte de force musculaire ($r = -0.51$, $p < 0.05$). De plus, un temps de vol plus court en descente serait bénéfique pour épargner les articulations des chevilles et des genoux et diminuer l'énergie cinétique absorbée (Khassetarash et al., 2020). Ces résultats s'apparentent aux constatations de Degache et al. (2016) et Giandolini, Gimenez, et al. (2016) qui ont étudié la mécanique de course lors d'un ultra marathon (330 km, 24'000 de dénivelé

positif et négatif, et 110 km, 5862 de dénivelé positif et négatif respectivement). Au fil du parcours les coureurs ont tendance à augmenter leur fréquence de pas pour une même vitesse et adopter une attaque médio-pied indépendamment du style initial. Ces ajustements biomécaniques atténueraient la fatigue et les douleurs des membres inférieurs. Les variations volontaires de la pose de pied (attaque talon, médio-pied ou avant-pied) ne semblent pas apporter un intérêt particulier pour diminuer la fatigue lors d'une pente négative sur tapis de course selon Vernillo, Aguiar, et al. (2020). Cependant, Giandolini, Horvais, et al. (2016) ont observé qu'une grande variabilité du type de foulée en descente en trail running réduisait la fatigue. Il est probable que les athlètes expérimentés retardent la fatigue liée à une course en descente prolongée en ajustant leur foulée en fonction du terrain et non en changeant volontairement et régulièrement leur technique de course. Les contractions excentriques liées aux descentes sont particulièrement connues pour provoquer des dommages musculaires et ainsi nuire à la performance. Selon Bontemps et al. (2020), soumettre le corps à des descentes pendant l'entraînement est la méthode préventive la plus efficace pour prévenir des dommages et améliorer la gestion des descentes.

Les forces de réaction au sol et ses dérivées. Les paramètres cinétiques, notamment les forces de réaction au sol (ground reaction forces - GRF), représentent un facteur non négligeable dans l'économie de course (Saunders et al., 2004). Ces forces, qui reflètent la demande mécanique et fonctionnelle lors de la phase d'appui, représentent la charge exercée sur les structures musculo-squelettiques des extrémités inférieures. Les impacts survenus lors du premier contact avec le sol produisent une augmentation rapide des GRF. Les chocs induisent des oscillations qui se propagent dans le corps et dont les pics d'accélération peuvent être mesurés (Derrick, 2004). L'accélération tibiale est un paramètre associé à la charge exercée sur le tibia dans les millisecondes qui suivent le premier contact avec le sol (Edwards et al., 2009). Ces accélérations peuvent être exprimées dans les 3 axes de l'espace, c'est pourquoi nous distinguons une composante verticale et dominante, antéro-postérieure et médio-latérale. La composante antéro-postérieure, ou horizontale, se distingue par la force de freinage, contraction musculaire excentrique, et la force de propulsion, contraction concentrique des muscles. L'accélération peut facilement être mesurée sur le terrain grâce à des capteurs inertiels et ne requiert pas de plateforme de force.

Plusieurs études prouvent que la mesure de l'accélération est une méthode efficace pour quantifier la sévérité des impacts à défaut des GRF (figure 4). Lafortune et al. (1995) ont constaté

que l'accélération peut être prédite par les forces résultantes au sol (GRF). Hennig et al. (1993) ont signalé une forte corrélation ($r^2 = 0.95$) entre l'accélération tibiale et le taux de charge (loading rate), tout comme Zhang et al. (2016) ($r = 0.56 - 0.95$, $p < 0.001$). Tenforde et al. (2020) ont récemment approuvé ces observations en découvrant une corrélation entre le taux de charge et l'accélération tibiale verticale ($r = 0.66 - 0.82$, $p < 0.001$) et l'addition des 3 axes d'accélération tibiale ($r = 0.41 - 0.68$, $p < 0.05$).

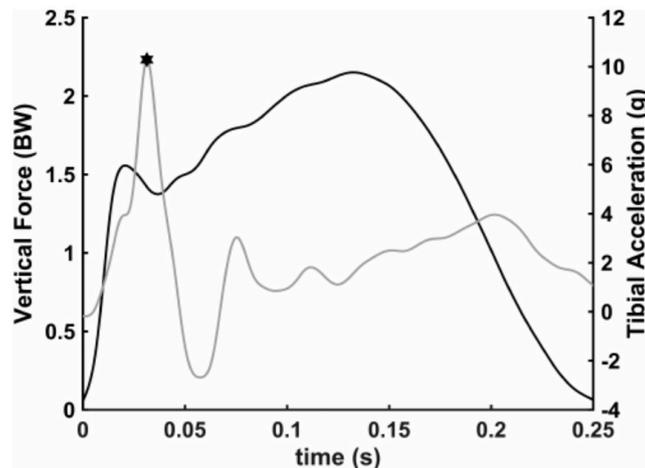


Figure 4. Accélération tibiale (ligne grise) superposée avec les forces de réactions verticale (ligne noire). Le pic d'accélération tibiale (*) coïncide étroitement avec le pic transitoire des forces verticales (Tenforde et al., 2020, p.680).

Les paramètres cinétiques de course s'adaptent également au changement de dénivellation et de vitesse. Gottschall & Kram (2005) se sont intéressés aux GRF verticales et ont étudié l'effet de différentes inclinaisons à une vitesse constante. Sur une pente de -9° , le pic vertical transitoire augmente de 54% et le pic des forces horizontales de freinage augmentent de 73% par rapport au plat. Ces observations coïncident avec celles de Giandolini et al. (2015), qui se sont intéressés aux pics d'accélération tibiale chez un trailleur de classe mondiale. Ces auteurs ont constaté que l'accélération tibiale verticale et antéro-postérieure est significativement plus haute en descente à -10.4° (17.1 ± 4.8 et 9.36 ± 4.37 g) et plus basse en montée à $+8.3^\circ$ (3.73 ± 1.71 et 2.02 ± 0.92) comparé à une pente neutre (11.2 ± 5.56 et 8.37 ± 4.52). Selon Giandolini et al. (2015), la magnitude des chocs serait associée au le type de foulée, à la fréquence de pas et également à la pente, et donc à la vitesse de course. Une attaque talon, fréquemment adoptée en descente, augmente l'amplitude de l'accélération tibiale comparé à une attaque avant-pied (Gruber et al., 2014) et c'est ainsi que Kowalski & Li (2016) ont proposé d'adopter une attaque avant-pied en descente pour réduire les chocs. Une fréquence de pas élevée, donc une longueur de pas plus courte pour une même vitesse, diminuerait le pic d'accélération verticale (Busa et

al., 2016) et le pic vertical des forces de réactions au sol, en partie dû à une réduction du déplacement du centre de gravité (Baggaley et al., 2020; Schubert et al., 2014). Une plus haute fréquence de pas en descente comparé au plat ne serait pas suffisante pour contrebalancer la sévérité des impacts selon les résultats de Giandolini et al. (2015). Les auteurs concluent que les impacts verticaux et antéro-postérieurs sont négativement corrélés à la pente, et donc à la vitesse de course. Mo et al. (2020) ont étudié les variations du taux de charge sur un sentier de trail running de pente variable (moyenne de 15°) que les participants ont couru en montant et en descendant. Ses résultats indiquent que le taux de charge est corrélé à la vitesse de course mais indépendant du degré d'inclinaison du sol. De plus, la fatigue modifie la gestion des impacts, de telle manière que l'apparition de la fatigue induit une augmentation des impacts (de 6.9 ± 2.9 à 11.1 ± 4.2 g après 30 minutes) (Mizrahi et al., 2000). Nous pouvons conclure que la sévérité des impacts évolue inévitablement au fil d'un parcours de trail running car elle est étroitement corrélée à la vitesse de course et à la fatigue.

Les adeptes de course à pied aspirent souvent à réduire la magnitude des chocs afin de prévenir des blessures. Bien que plusieurs études aient observé une association entre la magnitude de la force maximale verticale et horizontale et les blessures des extrémités inférieures (Crowell & Davis, 2011; Milner et al., 2006; Napier et al., 2018) d'autres auteurs ne supportent pas cette même hypothèse. Davis et al. (2016), van der Worp et al. (2016), Pohl et al. (2009) et la méta-analyse de Zadpoor & Nikooyan (2011) indiquent que le taux de charge serait responsable de l'apparition des blessures. Dans le cadre d'un réentraînement de course à pied, Chan et al. (2018) ont utilisé un biofeedback visuel qui invitaient leurs participants à réduire leurs forces verticales en atténuant les chocs. En deux semaines seulement, les coureurs ont réduit leur taux de charge de telle manière que le risque de blessure a diminué de 62%. Le simple fait de demander aux coureurs d'atterrir plus en douceur et donc de courir intentionnellement de manière silencieuse réduirait également les impacts (Phan et al., 2017). Un moyen efficace de réduire le taux de charge serait d'adopter une attaque médio-pied/avant-pied, bien que cette technique ne soit favorable que pour 40% des participants (Chan et al., 2020). Cette stratégie de course, utilisée inconsciemment sur des trails de longues distances (Giandolini, Gimenez, et al., 2016), protégerait le corps et expliquerait pourquoi le taux de charge diminue avec la fatigue (Bazuelo-Ruiz et al., 2018). En revanche, Matijevich et al. (2019), qui n'ont observé aucune corrélation entre les composantes de la GRF et les blessures à des vitesses et pentes diverses, insistent sur cette grande variabilité interindividuelle et ainsi la complexité de l'interprétation des forces de

réaction au sol. La sévérité des impacts comme cause principale de blessures devrait ainsi être exprimé avec prudence (Hamill & Gruber, 2017).

Quant aux forces de réaction au sol et ses relations avec la performance, les études montrent qu'un coureur économe affichent une faible force médio-latérale, force verticale, et force de freinage mais une force de propulsion élevée (Kyröläinen et al., 2001; Støren et al., 2011). Williams & Cavanagh (1987) soulignent que l'économie de course et la performance seraient influencées par la somme de plusieurs paramètres cinétiques. Støren et al. (2011) ont par exemple additionner les forces verticales et de freinage pour observer une corrélation inverse avec l'économie de course ($r = 0.66$) et la performance ($r = 0.71$) sur une distance de 3km. Les forces médio-latérales, déjà importante sur le bitume, seraient de sévérité encore plus haute en trail running dues à la surface irrégulière du terrain. Il est intéressant de remarquer que les forces de réaction médio-latérales élevées ne sont pas corrélée à une pronation importante du pied (Morley et al., 2010). La littérature scientifique sur la gestion des impacts, l'apparition de la fatigue et la performance en trail running est inexistante et des recherches dans ce domaine sont nécessaires.

La raideur de jambe et la raideur verticale. On distingue la raideur de jambe (k_{leg}) et la raideur verticale (k_{vert}) du système musculo-tendineux. La raideur de jambe donne des informations sur le processus de stockage-restitution d'énergie lors de la phase d'appui et représente la raideur des extrémités inférieurs (du pied à la hanche) (Bazuelo-Ruiz et al., 2018). La raideur verticale illustre la notion d'écrasement du corps lors de la première phase de contact et représente la raideur globale du système (Morin et al., 2005). Il a été spéculé que la raideur est responsable de la sévérité des chocs exercés sur le corps au contact avec le sol. Shih et al. (2019) et Hunter (2003) ont en effet observé qu'une augmentation de k_{leg} et k_{vert} au contact avec le sol impliquait un plus haut taux de charge et moins d'amortissement. Une plus haute raideur de jambe parmi les coureurs optant pour une attaque avant-pied serait également à l'origine de plus hautes forces verticales (Kowalski & Li, 2016; Yin et al., 2020).

García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al. (2019) ont étudié l'influence du niveau athlétique sur la raideur de jambe et la raideur verticale. Ils ont découvert que k_{vert} était plus faible pour les coureurs expérimentés comparé aux amateurs sur toute la gamme de pente étudiée (0 à +11%) et augmente significativement sur une pente raide pour les amateurs ($p = 0.039$ à 9% et $p = 0.010$ à 11%) et pour les expérimentés ($p = 0.004$ à 9% et $p = 0.006$ à 11%)

comparé à 0%. Ils n'ont toutefois pas étudié les variations de raideur sur une pente négative. De la même façon, Lussiana et al. (2015) ont observé que k_{vert} augmentait avec l'inclinaison positive mais ne changeait en descente pas comparé à une surface plate (0%). Au contraire, Willis et al. (2019) ont découvert que k_{vert} était plus faible à +12% d'inclinaison (18 ± 1 kN/m) comparé au plat (24 ± 2 kN/m) chez des trailers de haut niveau. Cette contradiction s'explique de plusieurs façons. Premièrement, l'étude de García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al. (2019) sélectionna une vitesse de course était légèrement plus haute (12km/h) que Willis et al., (2019) (10km/h pour les hommes et 9km/h pour les femmes) et les recherches de Brughelli & Cronin (2008) montrent que la raideur verticale augmente avec la vitesse de course. Les résultats de McMahon & Cheng (1990) démontrent que même une petite différence de vitesse affecterait grandement la k_{vert} car cette dernière augmente de manière quadratique avec la vitesse. La deuxième hypothèse repose sur l'expérience des participants face à une pente positive. Les trailers rencontrent régulièrement des montées dans leurs entraînements, situation face à laquelle ils auraient développé une stratégie d'adaptation dans le but de conserver leur énergie. Willis et al. (2019) ont en effet constaté que la k_{vert} était non seulement corrélée entre une surface plate et inclinée ($r = 0.959$) mais également associée au coût d'oxygène net et au coût énergétique ($r = 0.68$, $p < 0.05$) en montée. En outre, bien que la fréquence de pas ne varie pas de manière significative pour les deux études, nous observons une tendance à augmenter et diminuer pour García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al. (2019) et Willis et al. (2019) respectivement. Cette orientation pourrait en partie affecter la raideur car k_{vert} est corrélée au changement de fréquence de pas ($r = 0.872$) et de longueur de pas ($r = -0.805$, $p < 0.001$) (García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al., 2019). Malgré le peu de recherches s'intéressant à la raideur verticale en descente, nous déduisons grâce aux informations susmentionnées que la k_{vert} serait plus élevée en descente comparé au plat sur une course de trail pour deux principales raisons : une vitesse de course plus haute et une fréquence de pas plus élevée.

La raideur de jambe est plus homogène entre des coureurs de niveaux différents et diminue uniquement pour des pentes entre 3 et 7% par rapport au plat (García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al., 2019). Lussiana et al. (2015) ont cependant constaté que k_{leg} reste inchangée sur des pentes allant de -8% à +8% et concluent que la k_{leg} n'est pas influencée par la pente. Les différences de vitesse ne permettent pas d'expliquer ce désaccord car la raideur de jambe n'est que très peu (Arampatzis et al., 1999), voire pas influencée par la vitesse de course (Brughelli & Cronin, 2008; McMahon & Cheng, 1990). Cependant, une augmentation du temps de contact au sol pour les pente de 3 à 7% parmi les participants pourrait justifier une

diminution de la raideur de jambe (Farley & González, 1996; Morin et al., 2007; Willis et al., 2019). En comparant une pente neutre à une pente de +11%, García-Pinillos, Latorre-Román, Ramírez-Campillo, et al. (2019) ont observé une forte corrélation entre k_{leg} et la fréquence de pas ($r = 0.875$) et le temps de contact ($r = -0.998$, $p < 0.001$). Ces résultats doivent être interprétés avec prudence car le type de foulée adoptée influence k_{leg} , à savoir qu'une augmentation est attendue avec une attaque médio-pied/avant-pied (Yin et al., 2020). Degache et al. (2013) ont observé une augmentation significative de la k_{vert} et k_{leg} après 5 heures de course sur terrain vallonné. De même, Morin et al. (2011) ont constaté une augmentation de 6% de la k_{leg} après un ultra-marathon. Une augmentation de raideur améliore la transmission d'énergie élastique et donc l'économie de course (Yin et al., 2020) et supposerait que les coureurs adaptent progressivement leur technique de course pour être plus économe. Lemire et al. (2021) ont observé que la k_{leg} était responsable de 10% de la variance dans une course de trail en descente et le troisième prédicteur de performance, après la vitesse maximale aérobie et la force maximale des membres inférieurs. La fatigue induit des changements biomécaniques et de la même manière que pour le taux de charge (Bazuelo-Ruiz et al., 2018), il a été observé une diminution de la k_{leg} avec la fatigue (García-Pinillos et al., 2020).

La limitation principale de beaucoup des études précédemment énoncées est l'utilisation d'un tapis roulant ou de plateformes de forces pour étudier la biomécanique de course. En effet, ces appareils offrent un environnement stable, constant et les tests sont souvent de courte durée. Ce contexte diffère grandement du trail running, où le sol est irrégulier, la pente varie constamment, la fatigue s'installe progressivement, et où la vitesse de course est ajustée de manière individuelle. C'est pourquoi recueillir des données sur le terrain permet une représentation plus correcte de la biomécanique du trail running et des différences interindividuelles. L'utilisation de capteurs de mouvement portables attachés sur les chaussures est de plus en plus utilisée et de récentes recherches prouvent leur efficacité et fiabilité (Koldenhoven & Hertel, 2018; Muniz-Pardos et al., 2018; Taborri et al., 2020).

1.3 Objectifs et hypothèses du travail

L'objectif de ce travail est d'investiguer la biomécanique du trail running sur le terrain grâce à des capteurs d'unités de mesure inertielle (IMU) portables positionnés sur les chaussures. Plus particulièrement, nous voulons déterminer si l'adaptation des facteurs spatio-temporels, des impacts et de la raideur diffèrent entre les coureurs expérimentés et amateurs au fil d'une course.

À cet effet, nous nous sommes posés les questions suivantes :

- a) Les paramètres spatio-temporels diffèrent-ils significativement dans les montées et les descentes entre les coureurs expérimentés et les amateurs ? Les élites présentent-ils une cadence plus régulière tout au long du parcours ?
- b) Les coureurs expérimentés ont-ils une meilleure gestion des impacts et des amortissements dans les parties descendantes ?
- c) La raideur de jambe et la raideur verticale sont-elles plus élevées chez les coureurs expérimentés comparé aux coureurs novices ?

Afin d'investiguer scientifiquement ces questions, nous avons émis les hypothèses suivantes :

- Ha) Les coureurs expérimentés affichent une technique de course plus économe : un duty factor plus faible, un temps de vol plus long et une fréquence de foulée plus élevée et plus constante tout au long du parcours comparé aux coureurs novices.
- Hb) Les coureurs expérimentés gèrent mieux les impacts et amortissent les chocs de manière plus efficace malgré leur plus haute vitesse de course.
- Hc) La raideur de jambe et la raideur verticale sont plus élevées chez les coureurs expérimentés et indiquent une meilleure économie de course.

2 Méthode

2.1 Participants

19 coureurs en bonne santé, 5 femmes et 14 hommes, ont volontairement participé à cette étude, dont leurs caractéristiques sont illustrées dans le tableau 2. L'échantillon a été sélectionné à partir de connaissances et amis de connaissances, ainsi qu'en transmettant un e-mail au responsable de la course Sierre-Zinal destiné à tous les coureurs inscrits. Aucun consentement écrit n'a été établi car cette étude est non invasive et s'est déroulée dans le cadre d'une course de trail running, à laquelle les participants ont déjà accordé leur consentement.

Le temps de course total a permis de classer les sujets en deux groupes : coureurs expérimentés (< 4h30) et novices (> 4h30). Les coureurs expérimentés sont un groupe de sujets rapides et homogènes (11 coureurs dans un intervalle de 1h40) et incluent deux femmes. Les coureurs novices sont quant à eux un groupe plus lent et dont l'écart de temps entre les sujets est plus espacé (8 coureurs dans un intervalle de 2h30). Les deux groupes sont homogènes en termes de données anthropométriques et d'expérience en trail running.

Tableau 2

Caractéristiques descriptives (moyenne ± écart-type) des participants expérimentés et novices

Variabiles	Expérimentés (n = 11)	Novices (n = 8)	p-value
Anthropométrie			
Poids (kg)	65.9 ± 8.9	76.4 ± 19.3	0.130
Taille (cm)	176.1 ± 6.7	178.3 ± 9.4	0.567
BMI (kg/m ²)	21.2 ± 1.7	23.8 ± 4.7	0.107
Âge (années)	31.8 ± 8.7	30.6 ± 7.9	0.763
Performance			
Temps de course total (h)	3.9 ± 0.6 ^{***}	6.0 ± 0.8	<0.001
Temps pour la 1ère section (h)	1.5 ± 0.2 ^{***}	2.3 ± 0.3	<0.001
Temps pour la 2ème section (h)	1.6 ± 0.3 ^{***}	2.3 ± 0.4	<0.001
Temps pour la 3ème section (h)	0.8 ± 0.1 ^{***}	1.3 ± 0.3	<0.001
Entraînement			
Expérience en trail (années)	5.5 ± 3.8	4.5 ± 3.4	0.579

Note. * Différence significative entre les deux groupes, *** p < 0.001. La course a été divisée en 3 parties : une 1^{ère} section montante, une 2^{ème} section vallonnée et une 3^{ème} section descendante.

2.2 Caractéristiques de la course

Tous les participants ont pris part à la course officielle Sierre-Zinal, un parcours de 31 km avec un dénivelé positif de 2100 mètres et négatif de 1100 mètres (figure 5). La course s'est déroulée sur une période d'un mois, du 17 août au 18 septembre 2020, au cours de laquelle les participants ont pu choisir leur date et heures de départ (entre 6h00 et 8h00 pour 17 participants et entre 15h30 et 16h00 pour deux participants élites). À l'exception d'un jour où il y eut une pluie légère et intermittente durant la course pour un participant appartenant au groupe expérimenté, le temps était sec pour tous les autres participants. La météo était très chaude ($>25^{\circ}\text{C}$) dans la zone de départ pour les deux participants élites. Cette course de montagne est dite semi-autonome, où un seul ravitaillement officiel était proposé au 12^{ème} kilomètre. Le parcours a été divisée en trois parties en fonction de son profil de course afin d'analyser et comparer les paramètres biomécaniques : 1^{ère} section montante (0 – 8.5 km, pente moyenne $+10^{\circ}$), 2^{ème} section vallonnée (8.5 – 21.5 km, pente moyenne $+1.6^{\circ}$) et 3^{ème} section descendante (21.5 – 31 km, pente moyenne -6.5°).

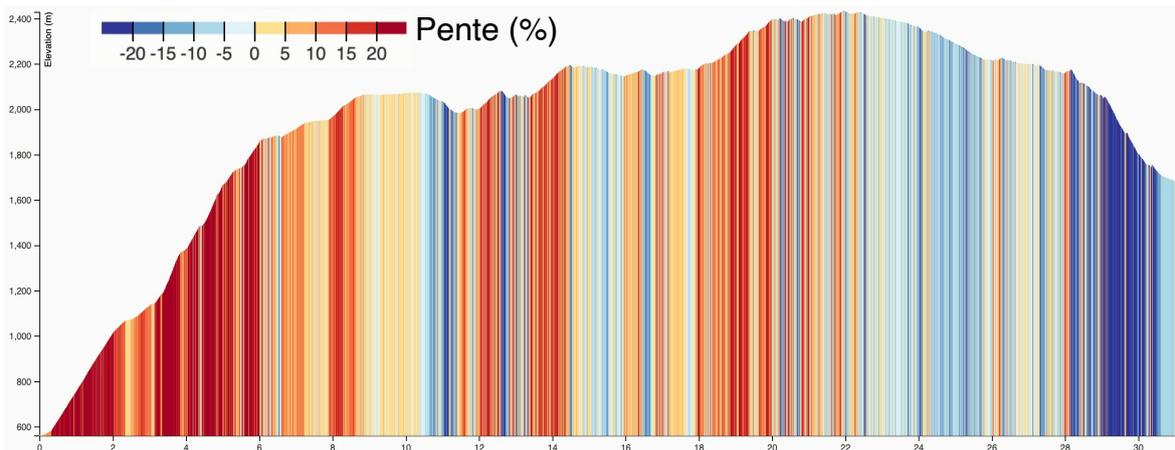


Figure 5. Profil de la course Sierre-Zinal (31km, 2100 mètres de dénivelé positif et 1100 mètres de dénivelé négatif). Les couleurs indiquent le pourcentage d'inclinaison de la pente (se référer à la légende interne).

2.3 Capteurs d'unité de mesure inertielle (IMU)

Les paramètres biomécaniques de course ont été collectés avec les capteurs *RunScribe Plus* (Scribe Labs, Inc, Half Moon Bay, CA) doté d'accéléromètre triaxial ($\pm 16g$), d'un gyroscope triaxial ($\pm 2000^{\circ}/\text{sec}$), d'un magnétomètre triaxial et d'un capteur de pression. Ces capteurs (35x257.5mm) pèsent 9g chacun et sont disponibles commercialement (figure 6A). Ils étaient symétriquement fixés sur les lacets des chaussures, sécurisés grâce à un support spécial (figure 6B) et calibrés sur une surface plate dans la zone de départ. L'enregistrement commençait

automatiquement dès les premiers pas du coureur. Les données étaient ensuite synchronisées sur une application mobile via Bluetooth une fois la ligne d'arrivée franchie.



Figure 6. Capteurs *RunScribe Plus* taille réelle (35x25x7.5mm) (A) et illustration des capteurs *RunScribe Plus* attachés aux lacets des chaussures grâce au support bleu clair (B).

Les capteurs recueillent les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de course continuellement durant une activité à un taux d'échantillonnage de 200 Hz. Ils ont été utilisés et validés sur des surfaces et vitesses variables (Alvero-Cruz et al., 2019; García-Pinillos, Latorre-Román, Soto-Hermoso, et al., 2019). Le temps de contact au sol, la durée de la foulée et la vitesse maximale de pronation ont été validés avec un système de capture de mouvement optique (Koldenhoven & Hertel, 2018). La mesure des impacts verticaux et horizontaux sont comparables au pic d'accélération tibiale mesuré par un accéléromètre fixé sur la peau, reconnue comme étant la référence absolue (Brayne et al., 2018; Hollis et al., 2019). Le type de foulée (attaque talon, médio-pied et avant-pied) mesuré par les capteurs *RunScribe Plus* ont démontré 78% d'exactitude par rapport à un système de capture de mouvement 3D (DeJong & Hertel, 2020). Le tableau 3 détaille les définitions des paramètres mesurés lors de cette étude.

Tableau 3

Définitions des paramètres mesurés avec les capteurs inertiels RunScribe Plus

Variables	Définitions
Temps de contact au sol (ms)	Temps total durant lequel le pied est en contact avec le sol
Temps de vol (ms)	Temps total durant lequel les deux pieds sont en l'air
Duty factor (%)	Pourcentage du temps passé en contact avec le sol dans une foulée
Rapport du temps de vol (%)	Pourcentage du temps passé en l'air (sans contact avec le sol) dans une foulée

Fréquence de pas (nb pas/min)	Nombre de pas effectué par minute
Type de foulée	Partie du pied qui touche le sol en premier (talon, médio-pied, avant-pied)
Mouvement de pronation (°)	Amplitude du mouvement angulaire entre le premier contact avec le sol et le point de pronation maximale
Vitesse maximale de pronation (°/sec)	Vitesse maximale de pronation angulaire lors du mouvement de pronation
Chocs (g)	Impacts totaux qui combinent les chocs verticaux et horizontaux
Chocs verticaux (g)	Composantes verticales du pic d'accélération
Chocs horizontaux (g)	Composantes horizontales (de freinage) du pic d'accélération
Chocs médio-latéraux (g)	Impacts latéraux droit-gauche au premier contact avec le sol
Raideur de jambe (kN/m)	Rapport entre la force de réaction au sol maximale et la différence de longueur du membre inférieur pendant la phase d'appui
Raideur verticale (kN/m)	Rapport entre la force de réaction au sol maximale et le déplacement vertical du centre de gravité

La raideur de jambe (k_{leg}) et la raideur verticale (k_{vert}) ont été calculées a posteriori grâce au modèle de masse-ressort (Morin et al., 2005). K_{vert} (en kN/m) est le rapport entre la force de réaction au sol maximale (F_{max}) et le déplacement vertical du centre de gravité (Δz) lors de la phase d'appui :

$$k_{vert} = \left(\frac{F_{max}}{\Delta z} \right)$$

où

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

m étant le poids du participant (en kg), t_c étant le temps de contact au sol (en sec) et t_v étant le temps de vol (en sec) et g est l'accélération gravitationnelle ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$)

et

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

K_{leg} (en kN/m) est le rapport entre F_{max} et la différence maximale de longueur du membre inférieur (ΔL) pendant la phase d'appui, c'est-à-dire au milieu de la phase d'appui :

$$k_{leg} = \left(\frac{F_{max}}{\Delta L} \right)$$

où

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

v étant la vitesse de déplacement et L la longueur de jambe calculée comme suit : $L = 0.53 * t$, où t est la taille du participant (en m).

2.4 Questionnaire

Tous les participants ont reçu un questionnaire directement après la course, dans lequel les questions suivantes leur ont été posées : (a) Mesure de perception de l'effort sur l'échelle de Borg RPE (Borg, 1982) en fin de course (b) douleurs musculaires et articulaires survenues lors de l'effort, (c) dérangements gastro-intestinaux survenus lors de l'effort, (d) boissons et nourriture consommées pendant la course et (e) gêne éventuelle due aux capteurs.

2.5 Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec l'aide du logiciel JASP, version 0.14 (JASP Team, 2020). La normalité a été testée avec le test de Shapiro-Wilk. Les variables dépendantes sont les facteurs spatio-temporels, la mesure des impacts et la raideur. Elles ont été moyennées pour chaque participant et pour chaque section de la course. Une analyse de variance à deux facteurs (2 groupes x 3 sections) à mesures répétées (ANOVA) a été utilisée afin de déterminer les différences entre les conditions (niveau de significativité $p < .05$). Dans le cas d'une interaction significative, une comparaison *post-hoc* a été effectuée en utilisant la méthode de Tukey. Les analyses de corrélation partielle entre deux variables dépendantes ont été effectuées en excluant l'influence de la vitesse de course et en utilisant le coefficient de Pearson. Nous avons défini une forte corrélation positive comme $r \geq 0.8$, une corrélation modérée positive comme $0.5 \leq r < 0.8$, une faible corrélation positive comme $0.3 \leq r < 0.5$, une corrélation négligeable comme $-0.3 < r \leq 0.3$, une faible corrélation négative comme $-0.5 < r \leq -0.3$, une corrélation

modérée négative comme $-0.8 \leq r < -0.5$ et une forte corrélation négative $r \leq -0.8$, similairement à Matijevich et al. (2019).

3 Résultats

3.1 Performance générale

Dans ce travail, la 1^{ère} section correspond à la montée, la 2^{ème} section correspond à la partie vallonnée et la 3^{ème} section correspond à la descente. Les coureurs expérimentés sont significativement plus rapides pour chaque section de la course ($p < 0.001$) (tableau 2). Nous observons une corrélation positive ($r = 0.798$, $p < 0.001$) entre la 1^{ère} et la 3^{ème} section pour tous les coureurs (figure 7). Pris séparément, ni le groupe expérimenté ni le groupe novice ne présente une corrélation significative entre la montée et la descente, bien que le groupe expérimenté ne soit pas loin de la significativité ($r = 0.567$, $p = 0.069$).

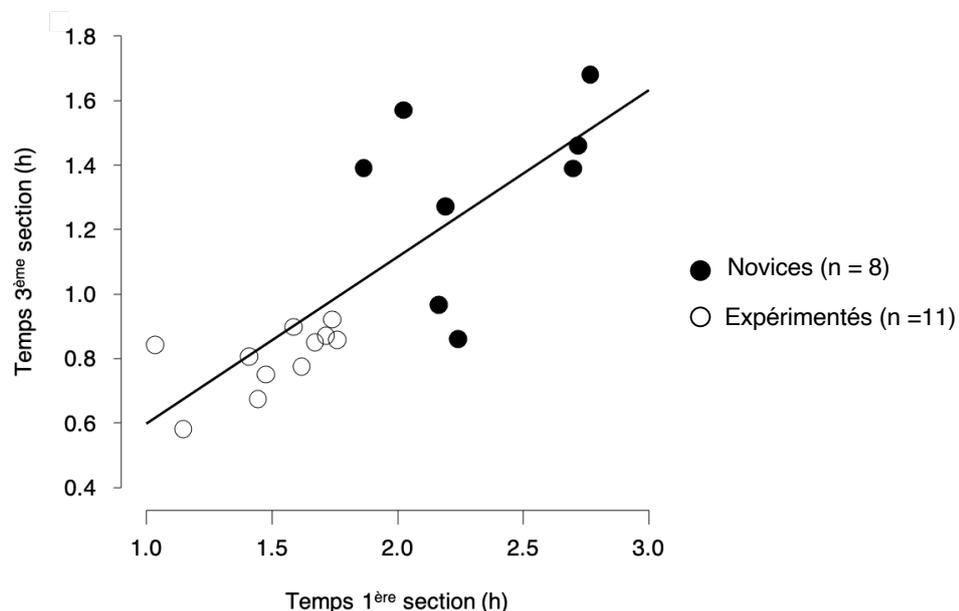


Figure 7. Corrélation positive entre le temps de course en montée (1^{ère} section) et en descente (3^{ème} section) en prenant en compte tous les coureurs. La ligne représente une régression linéaire relativement au nuage de points et illustre une forte corrélation entre le temps de course en montée et en descente ($r = 0.798$, $p < 0.001$).

Le temps de course des 1^{ères}, 2^{èmes} et 3^{èmes} sections est significativement corrélé au temps de course total pour les coureurs expérimentés ($r = 0.961$, $p < 0.001$, $r = 0.989$, $p < 0.001$ et $r = 0.745$, $p = 0.009$, respectivement) et pour les coureurs novices ($r = 0.810$, $p = 0.015$, $r = 0.926$, $p < 0.001$ et $r = 0.768$, $p = 0.026$, respectivement).

3.2 Paramètres spatio-temporels

L'évolution des paramètres spatio-temporels (moyenne \pm écart-type) au fil du parcours sont indiqués dans les figures 8, 9 et 10. Nous observons une différence significative entre les deux

groupes pour tous les paramètres spatio-temporels et pour toutes les sections, à l'exception du rapport du temps de vol pour la 1^{ère} section.

Alors que la vitesse de course n'augmente pas statistiquement entre la 1^{ère} et la 2^{ème} et entre la 2^{ème} et la 3^{ème} section pour les coureurs novices, elle augmente statistiquement de 45% entre la 1^{ère} et la 2^{ème} section et de 39% entre la 2^{ème} et la 3^{ème} section pour les coureurs expérimentés (figure 8A). Tous les autres paramètres spatio-temporels ne sont pas statistiquement différents entre les sections 2 et 3 pour les deux groupes. En moyenne, la fréquence de pas augmente significativement de 20% chez les coureurs expérimentés et de 40% chez les coureurs novices entre la montée et la descente (figure 8B). De tous les paramètres spatio-temporels, seule la fréquence de pas ($p = 0.127$) ne change pas significativement entre la 1^{ère} et la 2^{ème} section pour les coureurs expérimentés.

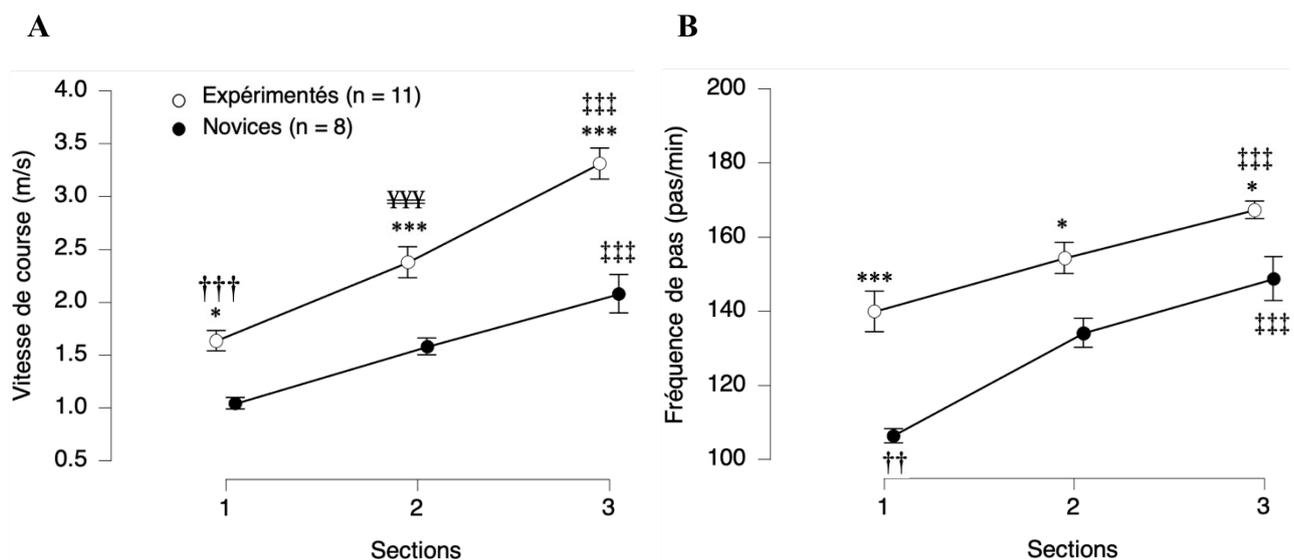


Figure 8. Évolution de la vitesse de foulée (A) et de la fréquence de pas (B) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. La section 1 désigne la montée, la section 2 désigne la partie vallonnée et la section 3 désigne la descente. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, †† $p < 0.01$, ††† $p < 0.001$. ‡Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ‡ $p < 0.05$, ‡‡† $p < 0.001$.

Le rapport de vitesse (min/km) entre les montées et les descentes, qui donne des informations sur la maîtrise des parties descendantes, est de 2.06 ± 0.28 pour les coureurs expérimentés et 2.01 ± 0.48 ($p > 0.05$) pour les coureurs novices. Aucune corrélation significative entre ce rapport de vitesse et le temps de course total n'a été relevé.

En moyenne, les coureurs expérimentés et novices diminuent significativement leur temps de contact au sol de 30% et de 39%, respectivement, entre la montée et la partie vallonnée et de 59% et 64%, respectivement, entre la montée et la descente (figure 9A). Nous observons un duty factor en dessus de 100% sur toute la durée de la course pour les coureurs novices, ce qui indique une proportion importante de marche (figure 9B). Les coureurs expérimentés marchent significativement moins en montée comparés aux coureurs novices et affichent une proportion de course plus importante sur les deux dernières sections de la course comparées à la montée.

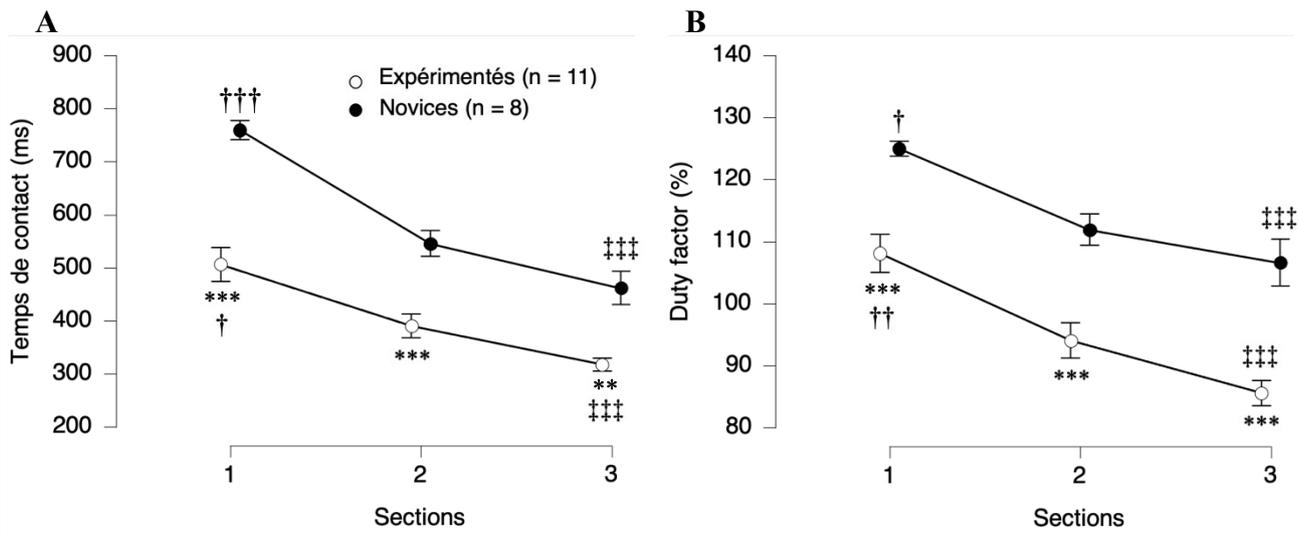


Figure 9. Évolution du temps de contact au sol (A) et du duty factor (B) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. La section 1 désigne la montée, la section 2 désigne la partie vallonnée et la section 3 désigne la descente. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, **p<0.01, ***p<0.001. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, ††p<0.01. ‡Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ‡‡‡p<0.001.

Le temps de vol augmente significativement pour les deux groupes sur les sections 2 et 3 par rapport à la section 1 alors que les coureurs novices ne varient pas significativement leur rapport du temps de vol au fil de la course (figure 10A et 10B). De la même façon que le duty factor, nous observons un temps de vol négatif sur toute la durée du parcours pour les coureurs novices, ce qui indique une proportion de marche plus importante que de course (figure 10B). Le rapport du temps de vol des coureurs novices sur la 1^{ère} section (0.682 ± 0.594 %) nous indique une fois de plus qu'ils favorisent la marche comme moyen de locomotion en montée. Les coureurs expérimentés affichent un temps de vol positif à partir de la section vallonnée et donc une proportion de course plus élevée (figure 10B). De tous les paramètres spatio-temporels, uniquement le rapport du temps de vol ne diffère pas statistiquement entre la 1^{ère} et la 3^{ème} section chez les novices.

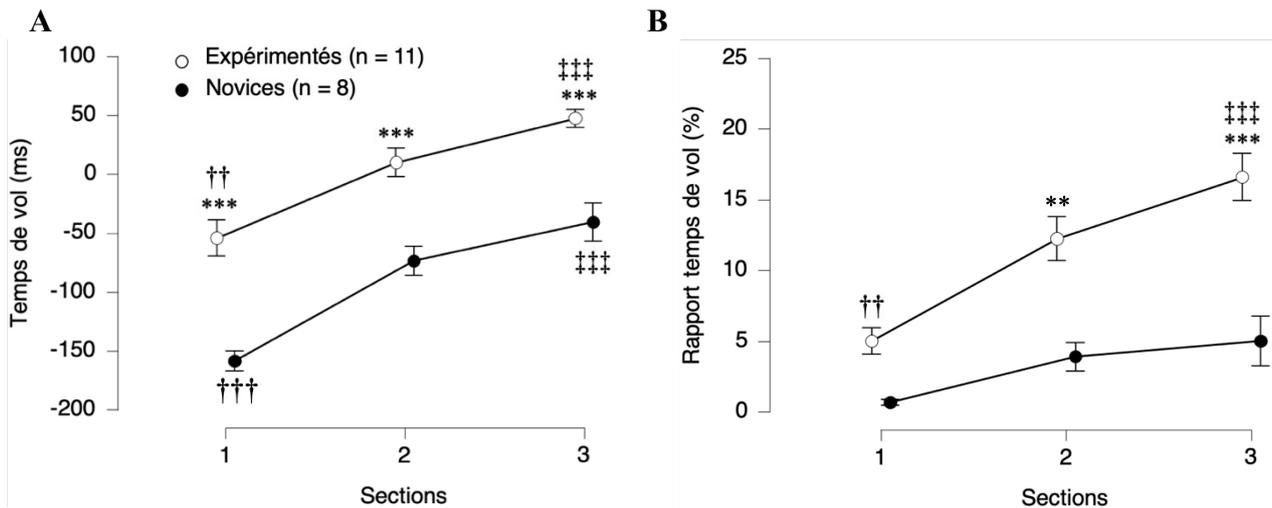


Figure 10. Évolution du temps de vol (A) et du rapport du temps de vol (B) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. La section 1 désigne la montée, la section 2 désigne la partie vallonnée et la section 3 désigne la descente. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, † $p < 0.05$, †† $p < 0.01$, ††† $p < 0.001$. ‡Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ‡ $p < 0.05$, ‡‡ $p < 0.01$, ‡‡‡ $p < 0.001$.

La vitesse de course est statistiquement corrélée à la fréquence de pas ($r = 0.868$), au temps de contact au sol ($r = -0.886$), temps de vol ($r = 0.917$), duty factor ($r = -0.936$), rapport du temps de vol ($r = 0.940$). Une corrélation partielle en excluant l'influence de la vitesse montre que les paramètres spatio-temporels sont inter-corrélés (tableau 4). Nous apercevons de fortes corrélations négatives entre la fréquence de pas et le temps de contact au sol ($r = -0.915$), le temps de contact au sol et le temps de vol ($r = -0.928$) et le temps de vol et le duty factor ($r = -0.922$).

Tableau 4

Corrélations significatives entre les variables spatio-temporelles

Corrélation partielle de Pearson		r	p-value
Fréquence de pas (nb pas/min)	- Temps de contact (ms)	-0.915***	< 0.001
Fréquence de pas (nb pas/min)	- Temps de vol (ms)	0.762**	< 0.001
Fréquence de pas (nb pas/min)	- Duty factor (%)	-0.646**	< 0.001
Temps de contact (ms)	- Temps de vol (ms)	-0.928***	< 0.001
Temps de contact (ms)	- Duty factor (%)	0.779**	< 0.001
Temps de vol (ms)	- Duty factor (%)	-0.922***	< 0.001
Temps de vol (ms)	- Rapport temps de vol (%)	0.339*	0.011
Duty factor (%)	- Rapport temps de vol (%)	-0.619**	< 0.001

Note. Corrélation partielle en excluant l'influence de la vitesse de foulée. *corrélation faible, **corrélation moyenne, ***corrélation forte.

3.3 Mouvement de pronation

La vitesse de pronation est statistiquement plus élevée chez les coureurs expérimentés, quel que soit le segment de course, alors que le degré de pronation ne diffère pas statistiquement entre les deux groupes (figure 11). Le degré de pronation sur la 3^{ème} section entre les deux groupes se rapproche de la significativité ($p = 0.059$). Tandis que les coureurs expérimentés affichent un mouvement de pronation 68% plus prononcé en descente comparé à la montée ($p < 0.001$), les novices ne présentent pas de variations significatives au fil du parcours (figure 11A). La vitesse maximale de pronation augmente significativement de 58% et de 99% entre la 1^{ère} et la 2^{ème} section et entre la 1^{ère} et la 3^{ème} section, respectivement, pour les coureurs expérimentés (figure 11B). Les coureurs novices augmentent significativement leur vitesse maximale de pronation de 90% entre la 1^{ère} et la 3^{ème} section (figure 11B).

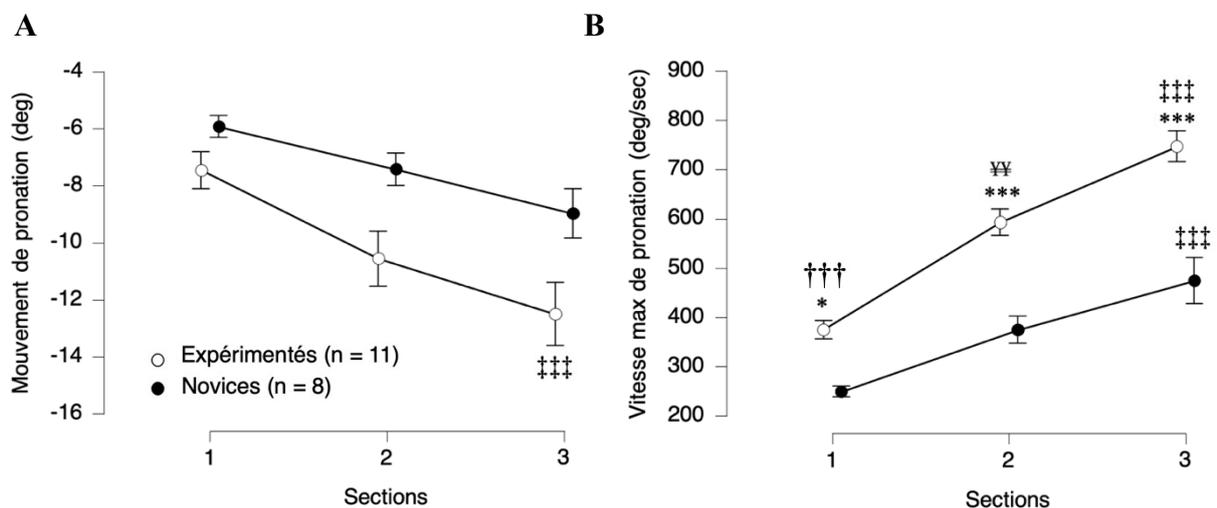


Figure 11. Évolution du mouvement de pronation (A) et de la vitesse maximale de pronation (B) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. La section 1 désigne la montée, la section 2 désigne la partie vallonnée et la section 3 désigne la descente. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, $*p < 0.05$, $***p < 0.001$. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, $†††p < 0.001$. ‡Différence significative entre les sections 2 et 3 pour les deux groupes, $‡‡‡p < 0.01$. †††Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, $††††p < 0.001$.

La vitesse de course est statistiquement ($p < 0.001$) et fortement corrélée à la vitesse maximale de pronation ($r = 0.933$) ainsi que modérément corrélée au degré de pronation ($r = -0.563$). De plus, nous observons une faible corrélation entre le degré de pronation et la vitesse maximale de pronation ($r = -0.328$, $p = 0.014$) et entre le rapport du temps de vol et le degré de pronation ($r = 0.297$, $p = 0.026$).

3.4 Type de foulée

Le type de foulée ne diffère pas entre les coureurs expérimentés et novices pour chaque section de la course (figure 12). Les 2 groupes choisissent de frapper le sol avec l'avant du pied dans les parties montantes et font une transition vers une attaque médio-pied pour les parties vallonnées et descendantes. Par rapport à la 1^{ère} section, les coureurs expérimentés et novices modifient significativement leur type de foulée sur la 2^{ème} section ($p < 0.001$ et $p < 0.01$, respectivement) et sur la 3^{ème} section ($p < 0.001$ pour les 2 groupes).

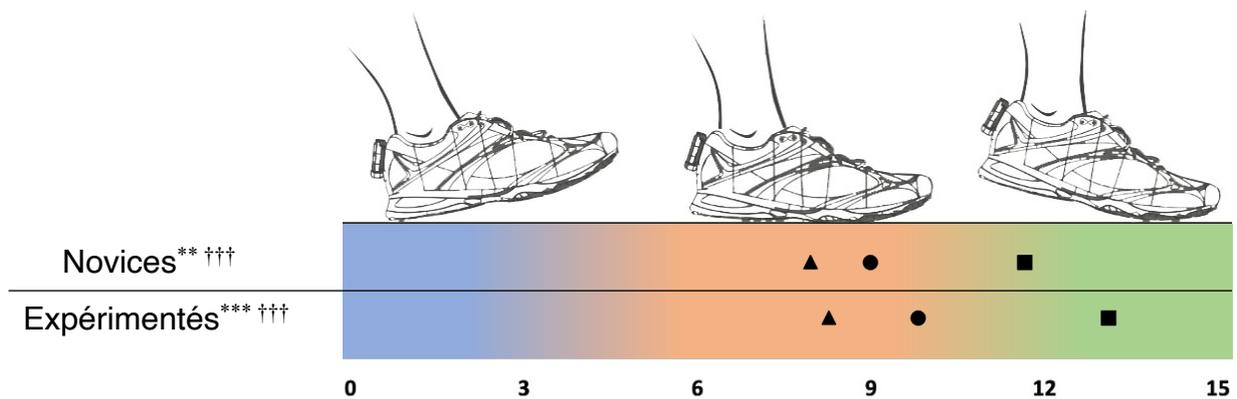


Figure 12. Évolution du type de foulée au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. ■ = section 1 ; ● = section 2 ; ▲ = section 3. Les valeurs entre 0 et 5 représentent une attaque talon, entre 6 et 10 une attaque médio-pied et entre 11 et 15 une attaque avant-pied. *Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$. †Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ††† $p < 0.001$.

La variabilité du type de foulée, c'est-à-dire le changement de stratégie de la pose du pied entre chaque pas, diffère en fonction de la pente et du terrain (figure 13). Les coureurs expérimentés ont une variabilité statistiquement plus élevée en descente comparés à la montée ($p < 0.001$) et à la partie vallonnée ($p < 0.001$). Les coureurs novices ont une variabilité statistiquement plus grande en descente comparée à la montée uniquement ($p = 0.008$). Aucune différence significative n'a été constatée pour chaque groupe entre la partie ascendante et vallonnée, et également entre les deux groupes, quel que soit le segment de course.

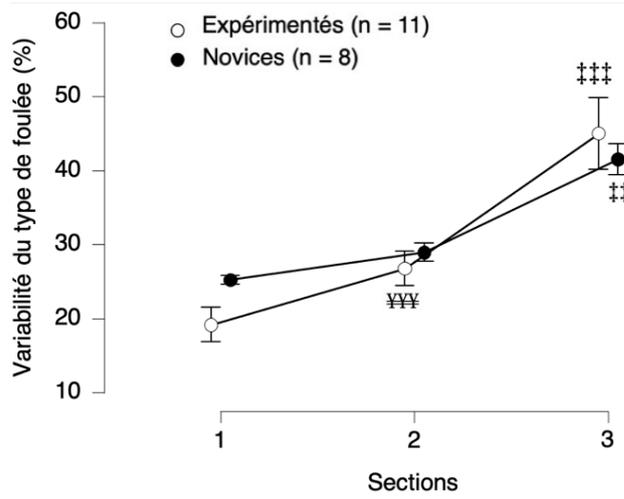


Figure 13. Variabilité du type de foulée en fonction des sections de courses pour les coureurs expérimentés et novices. †Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ††p<0.01, †††p<0.001. ‡Différence significative entre les sections 2 et 3, ‡‡‡p<0.001.

3.5 Impacts

Les figures 14 et 15 présentent la magnitude des impacts occasionnés au fil du parcours. Les chocs globaux (combinaison des chocs verticaux et horizontaux) diffèrent significativement entre les deux groupes : les coureurs expérimentés subissent, en moyenne, des chocs 31% plus élevés tout au long du parcours comparés aux coureurs novices (figure 14). Les deux groupes subissent des chocs statistiquement plus importants en descente comparés à la montée mais aucune différence significative n'a été observé entre la partie vallonnée et la partie descendante.

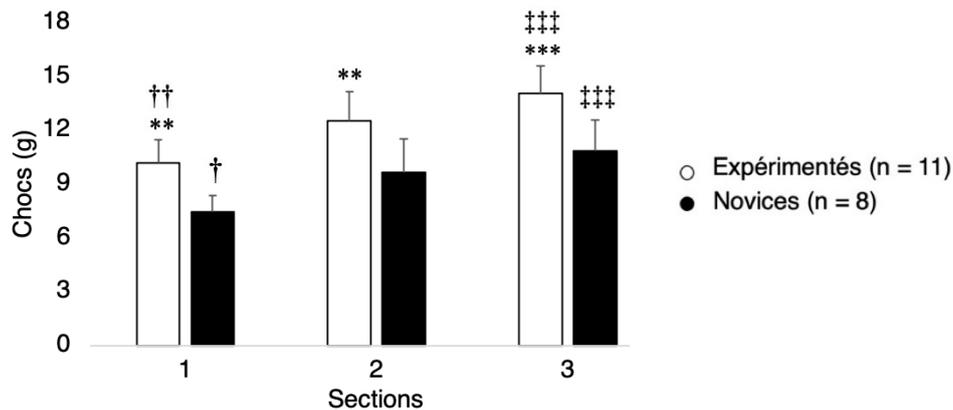


Figure 14. Évolution des chocs globaux (combinaison des chocs verticaux et horizontaux) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, **p<0.01, ***p<0.001. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, †p<0.01, ††p<0.001. ‡Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ‡‡‡p<0.001.

Statistiquement, les impacts verticaux ne diffèrent qu'en descente entre les deux groupes (p = 0.028) et sont plus importants pour les coureurs expérimentés (figure 15A). En moyenne, les deux groupes de coureurs éprouvent des chocs verticaux 49% plus élevés en descente par

rapport à la montée. Les coureurs novices subissent statistiquement moins de chocs horizontaux tout au long de la course comparés aux coureurs expérimentés (figure 15B). Les deux groupes affichent des chocs horizontaux statistiquement plus élevés en descente comparés à la montée. Les impacts médio-latéraux ne diffèrent pas entre les deux groupes de coureurs pour la 1^{ère} section (figure 15C). Les chocs médio-latéraux augmentent progressivement au fil de la course pour les coureurs expérimentés, tandis qu'ils n'augmentent statistiquement uniquement entre la 1^{ère} et la 3^{ème} section pour les coureurs novices.

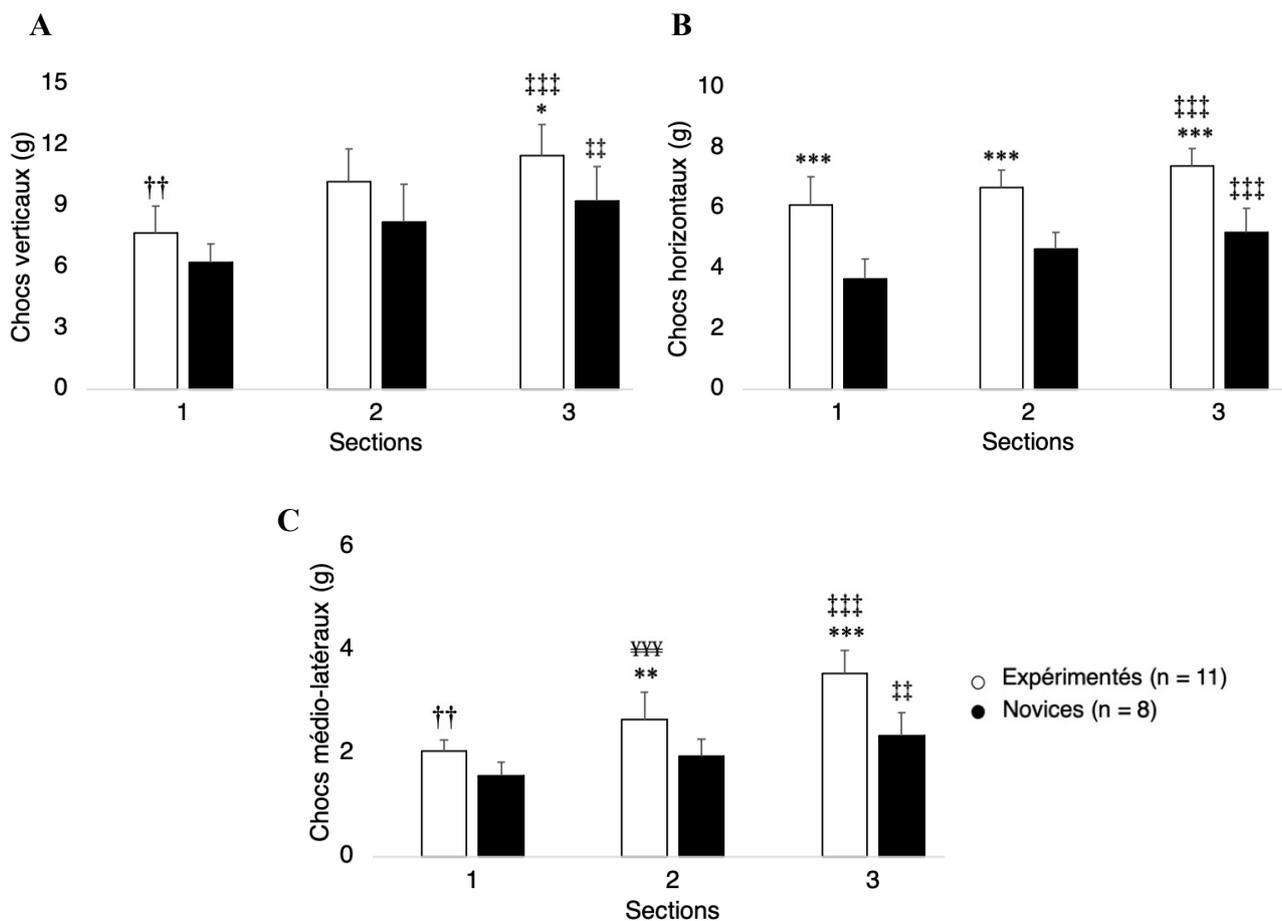


Figure 15. Évolution des chocs verticaux (A), horizontaux (B) et médio-latéraux (C) au fil de la course pour les coureurs expérimentés et novices. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. *Différence significative par section entre les deux groupes, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$. †Différence significative entre les sections 1 et 2 pour les deux groupes, †† $p < 0.001$. ‡Différence significative entre les sections 1 et 3 pour les deux groupes, ‡‡ $p < 0.01$, ‡‡‡ $p < 0.001$.

La vitesse de course est statistiquement ($p < 0.001$) et fortement corrélée aux chocs globaux ($r = 0.869$) et aux chocs verticaux ($r = 0.826$) ainsi que modérément corrélé aux chocs horizontaux ($r = 0.756$) et médio-latéraux ($r = 0.793$). De plus, nous observons une corrélation significative entre certaines composantes des impacts. Les chocs globaux sont fortement corrélés aux chocs

verticaux ($r = 0.892$, $p < 0.001$) et modérément corrélés aux chocs horizontaux ($r = 0.595$, $p < 0.001$) et les chocs horizontaux sont faiblement corrélés aux chocs médio-latéraux ($r = 0.346$, $p = 0.009$). Finalement, nous n’observons uniquement des corrélations faibles à modérées entre les impacts et les paramètres spatio-temporels. Sont présentés ci-après seulement les corrélations qui ont atteints le niveau de significativité ($p < 0.05$). Les chocs globaux sont corrélés à tous les paramètres spatio-temporels mesurés ($r = 0.308 - 0.668$). Les chocs horizontaux sont corrélés à tous les paramètres spatio-temporels ($r = 0.266 - 0.581$) sauf au rapport du temps de vol. De plus, les chocs verticaux sont corrélés à tous les paramètres spatio-temporels ($r = 0.316 - 0.498$), sauf à la fréquence de pas. Les chocs médio-latéraux ne sont que modérément corrélés à la vitesse maximale de pronation ($r = 0.548$).

3.6 Paramètres de raideur

La raideur de jambe et la raideur verticale ont seulement été calculées pour le 3^{ème} segment de course car les deux premières sections affichent une proportion de marche trop importante pour que ces variables soient pertinentes (tableau 5). Les paramètres de raideur nous renseignent sur la lutte contre l’écrasement du corps lors de la phase d’appui ainsi que sur l’emmagasinement et le transfert de l’énergie élastique et c’est pourquoi les valeurs de la force de réaction au sol maximale (F_{\max}), du déplacement vertical du centre de gravité (Δz) et de la différence de longueur du membre inférieur (ΔL) sont primordiales. Nous observons que les valeurs de raideur sont significativement plus élevées chez les coureurs expérimentés comparé aux novices ($p < 0.001$), tout comme les variables de longueur de jambe ($p < 0.001$) et du déplacement vertical du centre de gravité ($p < 0.001$).

Tableau 5

Comparaison des paramètres de masse-ressort entre les participants expérimentés et novices dans la 3^{ème} section de la course

Variables	Expérimentés	Novices	<i>p-value</i>
F_{\max} (kN)	1.2 ± 0.1	1.1 ± 0.3	0.360
Δz (m)	0.1 ± 0.0	0.3 ± 0.1	<0.001***
ΔL (m)	0.2 ± 0.0	0.4 ± 0.1	<0.001***
k_{vert} (kN/m)	12.1 ± 2.2	6.5 ± 1.2	<0.001***
k_{leg} (kN/m)	6.0 ± 0.5	4.2 ± 1.4	<0.001***

Note. F_{\max} = force de réaction au sol maximale, Δz = déplacement vertical du centre de gravité, ΔL = différence de longueur du membre inférieur, k_{vert} = raideur verticale, k_{leg} = raideur de jambe. Différence significative entre les deux groupes, *** $p < 0.001$.

La vitesse de course est corrélée à la raideur verticale ($r = 0.942$, $p < 0.001$) et la raideur de jambe (0.727 , $p = 0.01$). Une corrélation partielle qui exclue l'influence de la vitesse de course montre que les deux composantes de la raideur sont fortement corrélées ($r = 0.814$, $p < 0.001$). De plus, nous observons une corrélation modérée entre la raideur de jambe et les chocs horizontaux ($r = 0.558$, $p = 0.016$) et une faible corrélation entre la raideur de jambe et les chocs médio-latéraux ($r = 0.493$, $p = 0.038$). La raideur verticale n'est corrélée à aucune autre variable mesurée.

3.7 Questionnaire

À l'arrivée, la perception de l'effort (RPE) sur l'échelle de Borg était de 17.6 ± 1.3 , où le score 6 correspond à un effort nul et 20 à un effort maximal. Aucune différence entre les 2 groupes de coureurs n'a été constatée. Deux coureurs novices ont dû ralentir à cause de douleurs musculaires et de crampes et n'ont ainsi pas pu donner leur maximum en termes d'effort. Un coureur expérimenté a avoué être à une perception d'effort équivalente à 10 à la fin de la partie vallonnée et que celle-ci s'est abaissée après la descente. Tous les coureurs sauf deux ont éprouvé des douleurs musculaires et/ou articulaire durant la course, tels que des crampes aux mollets et quadriceps, des douleurs à l'aîne, aux genoux, aux chevilles, aux lombaires, et aux muscles ischio-jambiers. Même si les dérangements gastro-intestinaux étaient beaucoup plus rares, quelques participants ont mentionné une alimentation inadéquate ou insuffisante avant et pendant l'effort qui a négativement affecté leur performance. En général, l'alimentation des coureurs expérimentés est plus sélective et se compose principalement de gels, de barres énergétiques, de bananes, de boissons isotoniques et d'eau. Les coureurs novices ont tendance à plus diversifier leur alimentation avec des produits plus riches en calories (cacahuètes, noisettes, pain d'épice, barres de céréales, Coca-Cola). Personne n'a rapporté une gêne quelconque due aux capteurs.

4 Discussion

Nos principaux résultats montrent que les paramètres spatio-temporels et les paramètres de raideur des coureurs expérimentés signalent une meilleure économie de course, notamment une fréquence de pas et un temps de vol élevés, un temps de contact au sol court et une raideur de jambe et verticale élevées. Alors que le type de foulée ne varie pas significativement entre les coureurs, les athlètes expérimentés sont exposés à des impacts plus sévères, notamment en descente, comparés aux coureurs novices.

4.1 Observations générales

Nous pouvons exclure les paramètres anthropométriques comme facteurs de confusion car aucune différence significative n'a été révélée entre les deux groupes de coureurs. L'évaluation subjective de la perception de l'effort nous confirme que tous les participants ont fourni une intensité d'effort identique, indépendamment de leur niveau athlétique. De plus, nous n'observons pas de différence statistique entre la partie vallonnée et la partie descente pour tous les paramètres mesurés sauf pour la vitesse maximale de pronation et les chocs médio-latéraux. Cela nous indique que ces deux dernières sections se différencient peu et que les changements biomécaniques se manifestent essentiellement entre les montées et les parties vallonnées/descendantes.

4.2 Paramètres spatio-temporels

Kay (2014) avait affirmé qu'une bonne maîtrise des parties descendantes était la clé d'une haute performance en trail running. Contrairement à ses observations, nous n'avons pas constaté de corrélation significative entre la performance et le rapport de vitesse ascendante et descendante. Cependant, la figure 7 révèle que les coureurs expérimentés ont tendance à se situer sous la ligne de régression linéaire et suggère un contrôle supérieur des descentes comparé aux novices. La dispersion des coureurs novices autour de cette ligne de régression illustre un rythme et un effort plus irréguliers entre les montées et les descentes par rapport aux athlètes expérimentés. March et al. (2011) ont en effet constaté que les coureurs lents présentaient une moins bonne gestion de leur effort et donc une plus grande variation de vitesse sur la distance du marathon. D'autre part, la figure 7 met en évidence le déséquilibre entre les forces et les faiblesses des coureurs novices. Tandis que ces coureurs affichent une habileté supérieure pour la montée ou la descente, il semblerait que les coureurs expérimentés soient des athlètes plus polyvalents. Ces derniers auraient développé des compétences équivalentes sur des inclinaisons positives et négatives pour ainsi devenir des athlètes plus complets et performants. Nous observons que les

deux groupes de coureurs sont deux fois plus rapides à la descente comparée à la montée mais leur stratégie biomécanique diffère. Pour faire face à cette accélération, les coureurs expérimentés augmentent leur fréquence de pas de 20% alors que les coureurs novices l'augmentent de 40%. Ces résultats indiquent que les coureurs expérimentés augmentent davantage leur longueur de pas pour prendre de la vitesse en descente et sont en accord avec les constats de Padulo, Annino, Smith, et al. (2012) et Townshend et al. (2010). Ces observations appuient donc notre première hypothèse selon laquelle les coureurs expérimentés ont une cadence plus élevée et plus régulière tout au long du parcours.

Les variations de vitesse de course ne nous apportent que peu d'information sur l'apparition de la fatigue sur ce parcours qui termine par une descente, une section naturellement plus rapide. La fatigue induit toutefois des changements biomécaniques qui altèrent l'efficacité de la foulée, la rendant moins économe (Vercruyssen et al., 2016). Le rapport du temps de vol et le duty factor, qui combinent le temps de vol et le temps de contact au sol, sont non seulement une bonne indication de l'économie de course, mais varient considérablement avec la fatigue. Morin et al. (2011) ont analysé l'influence d'un ultra-trail sur les paramètres spatio-temporels et leurs résultats indiquent qu'une extrême fatigue induit une diminution du temps de vol mais un maintien du temps de contact au sol pour des vitesses similaires. Ces constatations signifient que le rapport du temps de vol diminue et le duty factor augmente avec la fatigue. Nos résultats indiquent le contraire, une contradiction qui peut être expliquée par une pente négative et une vitesse de course deux fois plus élevée en fin de course. Il a en effet été confirmé que les coureurs passent plus de temps en l'air qu'en contact avec le sol avec une augmentation de la vitesse de course (Dugan & Bhat, 2005). De plus, le duty factor diminue alors que le rapport du temps de vol augmente en descente comparé à la montée (Vernillo, Martinez, et al., 2020). Nous observons cependant que les coureurs novices sont incapables d'augmenter leur rapport temps de vol en fin de course malgré une vitesse de course plus élevée et une pente négative, comparés aux coureurs expérimentés (figure 10B). Ce phénomène peut être dû à la fatigue et peut s'expliquer par une difficulté à gérer ses réserves énergétiques et son effort, une plus faible résistance à l'endurance et/ou l'apparition de douleurs musculo-articulaires, comme révélé par le questionnaire d'après-course ou un manque d'expérience. Ces observations sont cohérentes avec notre hypothèse qui affirme que les coureurs expérimentés ont une meilleure économie de course sur toute la durée du parcours.

Il est important de préciser que la sévérité de la pente de la première montée (moyenne de $+10^\circ$ mais avec des segments à $+25^\circ$) implique une portion de marche pour la majorité des coureurs. Cette stratégie est illustrée par un duty factor supérieur à 100%, un temps de vol négatif et un rapport du temps de vol très faible ($< 5\%$) pour les deux groupes de coureurs. Cependant, ces valeurs sont à interpréter avec prudence car Giovanelli et al. (2016) et Whiting et al. (2020) ont constaté qu'une phase de vol inexistante n'était pas synonyme de marche. Courir sur une pente raide ($+30^\circ$) entraînerait une absence de phase aérienne, mais une fréquence de pas 40% plus élevée ainsi qu'un temps de contact au sol et un duty factor 40% et 16% plus faibles respectivement comparé à de la marche pour une vitesse de déplacement de 1 m/s (Whiting et al., 2020). Nous ne pouvons pas procéder à une telle comparaison pour cette présente étude car la pente, la vitesse de course, et le terrain varient au cours de l'ascension. Cependant, nos résultats illustrent la forte corrélation entre la fréquence de pas et le temps de contact au sol ($r = -0.915$). Nos résultats mettent également en lumière la stratégie de locomotion adoptée par les deux groupes et suggèrent que tous les coureurs alternent entre la marche et la course lors de la première montée, avec une proportion de course plus importante pour les coureurs expérimentés. Cette distinction est démontrée par une vitesse de course 55% plus élevée, une fréquence de pas 32% plus élevée et un temps de contact au sol 50% plus faible pour les expérimentés comparé aux novices. Un désir de performance, tout en évitant l'épuisement et en minimisant le coût énergétique, pourrait expliquer l'altération entre la course et la marche sur des surfaces positivement inclinées. Des limitations physiologiques ne sont pas à exclure, si bien qu'une force musculaire des membres inférieurs insuffisante ainsi qu'une faible VO_{2max} conduiraient à préférer la marche comme moyen de déplacement sur une pente positive forte pour les coureurs moins expérimentés. Le recours à la marche en montée explique pourquoi les paramètres biomécaniques de la section vallonnée se rapprochent plus de la descente.

4.3 Type de foulée

En ce qui concerne le type de foulée, les deux groupes adoptent un style de foulée similaire, de telle manière qu'ils ne se différencient pas statistiquement sur toute la durée du parcours. Alors qu'il n'est pas surprenant de constater une attaque avant-pied lors des montées (Mo et al., 2020; Vernillo, Martinez, et al., 2020), les deux dernières parties sont caractérisées par une attaque médio-pied. Giandolini, Gimenez, et al. (2016) ont constaté que lors d'un ultra-trail, les coureurs réduisaient la flexion plantaire et favorisaient une attaque médio-pied au fil de la course. Ces changements cinématiques protégeraient les coureurs contre la fatigue des muscles plantaires. La partie descendante se distingue des autres sections par sa grande variabilité de foulée

(figure 13). Ces résultats indiquent que tous les coureurs varient régulièrement leur type de foulée d'un pas à l'autre et que cette grande adaptabilité n'est pas une caractéristique d'un niveau athlétique supérieur, contrairement aux spéculations de Giandolini, Horvais, et al. (2016). L'exposition à des parties descendantes durant les entraînements serait suffisante pour optimiser sa gestion des descentes et adopter une technique plus adaptée (Bontemps et al., 2020). Cette grande variabilité du type de foulée en descente serait un moyen efficace de réduire la fatigue des membres inférieures (Giandolini, Horvais, et al., 2016) et de varier la localisation des contraintes musculo-squelettiques (Xu et al., 2021). Ces informations mettent en évidence la grande différence entre la course sur route et le trail running. Les adeptes du trail running seraient caractérisés par leur capacité d'adaptabilité, avant tout pour éviter les dommages musculaires et articulaires et prévenir de la fatigue. Analyser la biomécanique du trail running sur le terrain est donc d'une importance primordiale car la singularité du sol et de la pente déclenche des adaptations de la technique de course qui sont invisibles en laboratoire.

4.4 Mouvement de pronation

Les mouvements de pronation et la sévérité des impacts en relation avec l'apparition des blessures ont souvent fait l'objet d'un vif débat parmi les scientifiques. Hollis et al. (2019) ont déclaré que plus la vitesse de course augmentait, plus le degré et la vitesse de pronation augmentaient. Nous observons effectivement une forte corrélation entre la vitesse de course et la vitesse maximale de pronation ($r = 0.933$) et également une vitesse maximale de pronation significativement plus élevée pour les coureurs expérimentés sur tout le parcours. Cependant, bien que la différence du degré de pronation s'accroisse au fil du parcours entre les deux groupes, elle n'atteint pas la significativité. Colapietro et al. (2020) ont utilisé les capteurs *RunScribe* pour montrer qu'une cheville instable, et donc sujette aux blessures, engendrait une réduction du degré de pronation, surtout à des vitesses élevées. D'après notre questionnaire, les trois participants qui se sont plaints de douleurs aux chevilles sont des coureurs novices. Nos résultats vont dans la même direction que ceux de Colapietro et al. (2020) et suggèrent que les dommages articulaires des extrémités inférieures ne sont pas expliqués par un degré de pronation et une vitesse de pronation plus élevés (figure 11). Outre l'influence de la vitesse de course, les mesures de pronation peuvent être biaisées par d'autres facteurs. Le degré de pronation mesuré par les capteurs *RunScribe Plus* ne nous donne pas d'information sur la position du pied dans l'axe frontal au moment de frapper le sol. Il est possible qu'au premier contact avec le sol les coureurs expérimentés favorisent une position de supination (rotation externe) plus importante que les coureurs novices. Dans ce cas, le pied disposerait d'un espace plus important avant

de s'aplatir contre le sol qui se traduirait par un degré de pronation plus prononcé. Une seconde hypothèse réside dans le manque de souplesse et de mobilité de la cheville chez les coureurs novices. De plus, la trajectoire du centre de pression au moment d'aplatir le pied vers l'intérieur expliquerait potentiellement les divergences de vitesses de pronation. Deux cas de figure se présentent : une trajectoire latérale plantaire et une trajectoire médiale. La première option entraîne une plus petite vitesse de pronation et pourrait être la conséquence d'une instabilité de la cheville (Colapietro et al., 2020; Morrison et al., 2010). Les coureurs expérimentés préféreraient alors une trajectoire médiale du centre de pression, caractérisée par une haute vitesse de pronation. Malgré ces éventualités, nous expliquons une vitesse maximale de pronation plus importante pour les coureurs expérimentés par une vitesse de course plus élevée. D'après nos observations, le mouvement et la vitesse de pronation ne sont pas déterminants de la performance en trail running.

4.5 Impacts

Cette étude avait également pour objectif de quantifier les paramètres d'impacts lors d'un trail et de déterminer leur influence sur la performance. Nous nous alignons avec les conclusions de Morley et al. (2010) qui indiquent qu'un haut degré de pronation ne signifie pas forcément des forces médio-latérales élevées. Nos résultats suggèrent que la sévérité des impacts médio-latéraux est davantage corrélée à la vitesse maximale de pronation, bien que modérément ($r = 0.548$). En général nous observons des impacts plus élevés pour les coureurs expérimentés sur l'intégralité du parcours, mais les différences sont principalement significatives en descente (figure 14 et 15). Giandolini et al. (2015) ont mesuré des pics d'accélération verticale ($>17\text{ g}$) et antéro-postérieure ($>9\text{ g}$ sur des pentes de $< -6^\circ$) en descente plus élevés que les nôtres chez un trailleur de classe mondiale. L'élite mondiale affiche une vitesse de course en descente 33% plus élevée que les coureurs expérimentés et plus de deux fois plus élevée que les coureurs novices. Cette différence de vitesse explique les divergences entre notre étude et celle de Giandolini et al. (2015). Nous avons en effet observé une forte corrélation entre la vitesse de course et les chocs verticaux, horizontaux et médio-latéraux ($r > 0.750$), des résultats qui s'alignent avec les constatations de Mo et al. (2020). Réduire la magnitude des impacts est un objectif fréquent en course à pied pour prévenir des blessures potentiellement associées à l'onde de chocs occasionnée au premier contact avec le sol. Bien qu'une attaque-avant-pied permettrait de diminuer la magnitude des chocs comparé à une attaque-talon (Gruber et al., 2014), nos deux groupes exhibent un type de foulée semblable, ce qui ne permet pas d'expliquer les différences d'impact. Cependant, la section de course où l'on observe la plus grande variabilité du type de

foulée coïncide avec la section qui présente les impacts les plus sévères. Varier les contraintes mécaniques serait un moyen efficace de répartir les chocs et de ne pas toujours comprimer les mêmes structures (Xu et al., 2021). Schubert et al. (2014) ont déclaré qu'une diminution de la longueur de pas, et donc une augmentation de la fréquence de pas, était favorable pour atténuer les chocs à une même vitesse de course. Les impacts verticaux sont les seuls à ne différer statistiquement qu'en descente entre les deux groupes, contrairement aux impacts antéro-postérieurs et médio-latéraux (figure 15). Nos résultats montrent que la vitesse et la technique de course adoptée par les coureurs contribueraient à atténuer principalement les chocs verticaux. Støren et al. (2011) et Kyröläinen et al. (2001) ont démontré qu'un coureur économe sur route est caractérisé par de faibles impacts verticaux, médio-latéraux et de freinage. D'après notre étude, optimiser son économie de course en améliorant l'amortissement des impacts n'est pas un élément clé de la performance en trail running sur des distances courtes (< 42km). Bien que nos résultats dévoilent la potentialité d'une meilleure gestion des impacts verticaux pour les athlètes expérimentés, ce n'est pas le cas pour les chocs totaux, horizontaux et médio-latéraux. Nous rejetons ainsi notre deuxième hypothèse selon laquelle les coureurs expérimentés amortissent les chocs de manière plus efficace en descente. La gestion des impacts sur des longues distances (ultra-trail) a peut-être un rôle plus essentiel, dans la mesure où protéger les articulations des membres inférieurs et les tissus avoisinants serait bénéfique pour bien performer sur la durée (>10 heures de course).

4.6 Paramètres de raideur

La sévérité des chocs est également influencée par la raideur des extrémités inférieures. En effet, Shih et al. (2019) ont observé qu'une augmentation de la raideur de jambe au premier contact avec le sol est un bon prédicteur d'une grande onde de choc ($r^2 = 0.68$, $p < 0.001$). Les paramètres de raideur ont été calculés en descente uniquement, une section où la course prédomine sur la marche. La raideur de jambe et la raideur verticale sont des paramètres intéressants pour mesurer le processus de stockage-restitution d'énergie et sont des indicateurs d'économie de course. La raideur verticale est extrêmement dépendante de la vitesse de course (Brughelli & Cronin, 2008; McMahon & Cheng, 1990), comme l'a confirmée notre étude ($r = 0.942$). Il n'est donc pas surprenant d'observer une raideur verticale beaucoup plus élevée pour les coureurs expérimentés (tableau 5). Les variations de vitesses expliquent pourquoi l'étude de García-Pinillos, Latorre-Román, Soto-Hermoso, et al. (2019), qui s'est également intéressé à la différence du niveau athlétique sur les paramètres de raideur, n'est pas parvenu aux mêmes conclusions. Alors qu'ils ont observé une raideur verticale plus élevée pour les participants

amateurs à une vitesse de course fixe, les participants expérimentés de notre étude ont une vitesse de course 59% plus élevée que les coureurs novices. De plus, nous n'avons observé aucune corrélation entre les paramètres de raideur et les variables spatio-temporelles, bien que d'autres études prouvent le contraire. Selon Morin et al. (2007), le temps de contact au sol permet d'expliquer 90% de la variance de raideur de jambe, ce qui explique pourquoi les coureurs expérimentés affichent une raideur de jambe plus élevée que les coureurs novices. Un temps de contact au sol court et une fréquence de pas plus élevée ont aussi été reconnus pour réduire le déplacement vertical du centre de masse (Δz), la flexion des genoux et donc la longueur de jambe (ΔL) (Farley & González, 1996; Thibault Lussiana et al., 2015). Ces informations justifient ainsi pourquoi les coureurs expérimentés affichent une raideur verticale plus importante. La dernière section de la course est accompagnée par l'apparition de la fatigue musculaire et des études ont prouvé qu'alors que la raideur verticale n'était pas influencée, l'évolution de la raideur de jambe avec la fatigue coïncidait avec les variations du temps de contact au sol et de la fréquence de pas (García-Pinillos et al., 2020; Morin et al., 2011). Notre étude ne nous permet pas de faire une comparaison entre le début et la fin de la course mais sur la base de ces observations, nous argumentons qu'une plus haute raideur verticale pour les coureurs expérimentés est principalement due à une plus haute vitesse de course alors qu'une plus haute raideur de jambe est principalement due à un temps de contact au sol plus court et une fréquence de pas plus élevée. Nous pouvons en partie interpréter la différence de performance sur la 3^{ème} section entre le groupe expérimenté et le groupe novice par les valeurs de la raideur de jambe car Lemire et al. (2021) nous informent qu'elle prédit 10% de la performance en descente. De plus, une haute raideur de jambe et raideur verticale ont été corrélées à une bonne économie de course (Yin et al., 2020). Nos résultats suggèrent donc que le processus de stockage-restitution d'énergie élastique est plus efficace pour les coureurs expérimentés et soutiennent notre troisième hypothèse. Il est également intéressant de noter que les femmes affichent en moyenne une raideur de jambe plus faible que les hommes (Granata et al., 2002). Étant donné que le groupe novice consistait en 38% de femmes, comparé à 18% pour le groupe expérimenté, nos résultats pourraient être biaisés par ces proportions.

4.7 Limitations

La limitation principale de cette étude réside dans l'attribution des coureurs à l'un des deux groupes en fonction de leur temps de course. Avec une autre population ou une taille d'échantillon plus grande, la barrière du temps et la répartition des coureurs n'auraient potentiellement pas été les mêmes. Il aurait été préférable de catégoriser les coureurs en fonction de leur niveau

athlétique sur la base de plusieurs courses, comme se référer à leurs points ITRA. Malheureusement, certains coureurs ne disposaient d'aucun point ITRA, sans pour autant signifier qu'ils soient des amateurs en trail running. En outre, cette étude n'a pas pris en considération le chaussage des participants. Le choix des chaussures (minimalistes, traditionnelles ou avec talon amortisseur par exemple) pourrait néanmoins altérer les paramètres biomécaniques de course et aurait la capacité d'influencer les performances (Sun et al., 2020). Finalement, cette étude ne s'est pas intéressée à la symétrie des deux pieds bien que les capteurs *RunScribe Plus* le permettent. Une asymétrie des membres inférieurs due à une blessure passée pourrait notamment influencer la sévérité des impacts du côté affecté. Analyser la symétrie des membres inférieurs serait un aspect essentiel dans la gestion des blessures et ainsi de la performance.

5 Conclusion

Nous pouvons tout d'abord affirmer que les centrales inertielles *RunScribe Plus* rendent possible l'évaluation des paramètres spatio-temporels et cinématiques sur le terrain. Cet appareil est facile d'utilisation et peut être utilisé pour analyser la biomécanique de course d'athlètes en quête de performance.

Notre étude a tout d'abord mis en lumière la polyvalence des athlètes expérimentés sur des sols d'inclinaison positive et négative. Les coureurs novices ont des performances en montée et en descente moins cohérentes, ce qui souligne leur forces et faiblesses. Les coureurs expérimentés ont développé des stratégies biomécaniques afin de gérer leur effort et d'optimiser leur performance sur des sols inclinés. La vitesse de course, qui est corrélée à tous les paramètres spatio-temporels, d'impacts et de raideur, est plus élevée pour les coureurs expérimentés sur l'ensemble du parcours. Notre étude révèle que les coureurs expérimentés ont une biomécanique de course plus économe : ils passent plus de temps en l'air (temps de vol et rapport du temps de vol plus élevée et temps de contact au sol et duty factor plus faible) comparés aux coureurs novices et affichent une cadence plus élevée et plus constante sur toute la durée de la course. Nous observons en particulier une incapacité pour les coureurs novices à augmenter significativement leur rapport du temps de vol sur la partie finale descendante, potentiellement dû à la fatigue. La raideur de jambe et la raideur verticale, également des indicateurs d'économie de course, sont plus élevés chez les coureurs expérimentés et indiquent un meilleur processus de stockage-restitution d'énergie élastique pour ces coureurs. Nos résultats indiquent qu'amortir efficacement les chocs n'est pas décisif pour une haute performance sur des trails de courte distance (< 42km), même si nos résultats laissent suggérer que les athlètes expérimentés atténuent davantage les impacts verticaux. En outre, le type de foulée n'est pas un élément clé de la performance, mais sa grande variabilité en descente est une caractéristique des adeptes du trail running. De la même manière, le degré et la vitesse maximale de pronation ne sont pas des facteurs explicatifs de la performance.

Bibliographie

- Alvero-Cruz, J. R., Parent Mathias, V., Garcia Romero, J., Carrillo de Albornoz-Gil, M., Benítez-Porres, J., Ordoñez, F. J., Rosemann, T., Nikolaidis, P. T., & Knechtle, B. (2019). Prediction of Performance in a Short Trail Running Race : The Role of Body Composition. *Frontiers in Physiology*, *10*, 1306. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01306>
- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, *32*(12), 1349-1353. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00133-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00133-5)
- Baggaley, M., Vernillo, G., Martinez, A., Horvais, N., Giandolini, M., Millet, G. Y., & Edwards, W. B. (2020). Step length and grade effects on energy absorption and impact attenuation in running. *European Journal of Sport Science*, *20*(6), 756-766. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1664639>
- Balducci, P., Cléménçon, M., Morel, B., Quiniou, G., Saboul, D., & Hautier, C. A. (2016). Comparison of Level and Graded Treadmill Tests to Evaluate Endurance Mountain Runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, *15*(2), 239-246.
- Balducci, P., Cléménçon, M., Trama, R., Blache, Y., & Hautier, C. (2017). Performance Factors in a Mountain Ultramarathon. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(11), 819-826. <https://doi.org/10.1055/s-0043-112342>
- Balsalobre-Fernández, C., Santos-Concejero, J., & Grivas, G. V. (2016). Effects of Strength Training on Running Economy in Highly Trained Runners : A Systematic Review With Meta-Analysis of Controlled Trials. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *30*(8), 2361-2368. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001316>
- Barnes, K. R., Hopkins, W. G., McGuigan, M. R., & Kilding, A. E. (2013). Effects of different uphill interval-training programs on running economy and performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*(6), 639-647. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.6.639>
- Barnes, K. R., Hopkins, W. G., McGuigan, M. R., Northuis, M. E., & Kilding, A. E. (2013). Effects of resistance training on running economy and cross-country performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(12), 2322-2331. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829af603>
- 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*, *6*, e4489. <https://doi.org/10.7717/peerj.4489>

- Billat, V. L., Demarle, A., Slawinski, J., Paiva, M., & Koralsztein, J.-P. (2001). Physical and training characteristics of top-class marathon runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *33*(12), 2089-2097.
- Björklund, G., Swarén, M., Born, D.-P., & Stöggl, T. (2019). Biomechanical Adaptations and Performance Indicators in Short Trail Running. *Frontiers in Physiology*, *10*, 506. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00506>
- Bontemps, B., Vercruyssen, F., Gruet, M., & Louis, J. (2020). Downhill Running : What Are The Effects and How Can We Adapt? A Narrative Review. *Sports Medicine*, *50*(12), 2083-2110. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01355-z>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(5), 377-381.
- Brayne, L., Barnes, A., Heller, B., & Wheat, J. (2018). Using a wireless consumer accelerometer to measure tibial acceleration during running : Agreement with a skin-mounted sensor. *Sports Engineering*, *21*(4), 487-491. <https://doi.org/10.1007/s12283-018-0271-4>
- Breiner, T. J., Ortiz, A. L. R., & Kram, R. (2019). Level, uphill and downhill running economy values are strongly inter-correlated. *European Journal of Applied Physiology*, *119*(1), 257-264. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-4021-x>
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : Modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *38*(8), 647-657. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838080-00003>
- Busa, M. A., Lim, J., Emmerik, R. E. A. van, & Hamill, J. (2016). Head and Tibial Acceleration as a Function of Stride Frequency and Visual Feedback during Running. *PLOS ONE*, *11*(6), e0157297. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157297>
- Chan, Z. Y. S., Zhang, J. H., Au, I. P. H., An, W. W., Shum, G. L. K., Ng, G. Y. F., & Cheung, R. T. H. (2018). Gait Retraining for the Reduction of Injury Occurrence in Novice Distance Runners : 1-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. *The American Journal of Sports Medicine*, *46*(2), 388-395. <https://doi.org/10.1177/0363546517736277>
- Chan, Z. Y. S., Zhang, J. H., Ferber, R., Shum, G., & Cheung, R. T. H. (2020). The effects of midfoot strike gait retraining on impact loading and joint stiffness. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, *42*, 139-145. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.01.011>
- Colapietro, M., Fraser, J. J., Resch, J. E., & Hertel, J. (2020). Running mechanics during 1600 meter track runs in young adults with and without chronic ankle instability. *Physical*

- Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 42, 16-25. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.11.010>
- Crowell, H. P., & Davis, I. S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(1), 78-83. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003>
- Davis, I. S., Bowser, B. J., & Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries : A prospective investigation. *British Journal of Sports Medicine*, 50(14), 887-892. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094579>
- 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(3), 299-304. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729136>
- Degache, F., Morin, J.-B., Oehen, L., Guex, K., Giardini, G., Schena, F., Millet, G. Y., & Millet, G. P. (2016). Running Mechanics During the World's Most Challenging Mountain Ultramarathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(5), 608-614. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0238>
- DeJong, A. F., & Hertel, J. (2020). Validation of Foot-Strike Assessment Using Wearable Sensors During Running. *Journal of Athletic Training*. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0520.19>
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 832-837. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126779.65353.cb>
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603-621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Edwards, W. B., Ward, E. D., Meardon, S. A., & Derrick, T. R. (2009). The use of external transducers for estimating bone strain at the distal tibia during impact activity. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(5), 051009. <https://doi.org/10.1115/1.3118762>
- Ehrström, S., Tartaruga, M. P., Easthope, C. S., Brisswalter, J., Morin, J.-B., & Vercauysen, F. (2018). Short Trail Running Race : Beyond the Classic Model for Endurance Running Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(3), 580-588. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001467>

- Emig, T., & Peltonen, J. (2020). Human running performance from real-world big data. *Nature Communications*, *11*. <https://doi.org/10.1038/s41467-020-18737-6>
- Farley, C. T., & González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, *29*(2), 181-186. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00029-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00029-1)
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009). Lactate Threshold Concepts. *Sports Medicine*, *39*(6), 469-490. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939060-00003>
- Fogliato, R., Oliveira, N. L., & Yurko, R. (2020). TRAP : A Predictive Framework for Trail Running Assessment of Performance. *ArXiv:2002.01328 [Stat]*. <http://arxiv.org/abs/2002.01328>
- Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *49*(7), 1412-1423. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001245>
- García-Pinillos, F., Cartón-Llorente, A., Jaén-Carrillo, D., Delgado-Floody, P., Carrasco-Alarcón, V., Martínez, C., & Roche-Seruendo, L. E. (2020). Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait & Posture*, *76*, 259-263. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.018>
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Ramírez-Campillo, R., Párraga-Montilla, J. A., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait & Posture*, *68*, 72-77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.008>
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PLoS ONE*, *14*(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>
- Giandolini, M., Gimenez, P., Temesi, J., Arnal, P. J., Martin, V., Rupp, T., Morin, J. B., Samozino, P., & Millet, G. Y. (2016). Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PLoS One*, *11*(3), e0151687. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151687>
- Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G., Morin, J. B., & Samozino, P. (2016). Effects of the foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue in downhill trail

- running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27. <https://doi.org/10.1111/sms.12692>
- Giandolini, M., Pavaiiler, S., Samozino, P., Morin, J., & Horvais, N. (2015). Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race : Proof of concept in a world-class athlete. *Footwear Science*, 7(2), 127-137. <https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1026944>
- Giovanelli, N., Ortiz, A. L. R., Henninger, K., & Kram, R. (2016). Energetics of vertical kilometer foot races; is steeper cheaper? *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 120(3), 370-375. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00546.2015>
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 445-452. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.023>
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(2), 127-135. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00003-2](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00003-2)
- 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(2), 113-121. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
- Hamill, J., & Gruber, A. H. (2017). Is changing footstrike pattern beneficial to runners? *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 146-153. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.02.004>
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 438-442. <https://doi.org/10.1007/s004210100394>
- Hennig, E. M., Milani, T. L., & Lafortune, M. A. (1993). Use of Ground Reaction Force Parameters in Predicting Peak Tibial Accelerations in Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(4), 306-314. <https://doi.org/10.1123/jab.9.4.306>
- Hollis, C. R., Koldenhoven, R. M., Resch, J. E., & Hertel, J. (2019). Running biomechanics as measured by wearable sensors : Effects of speed and surface. *Sports Biomechanics*, 1-11. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1579366>
- Hunter, I. (2003). A new approach to modeling vertical stiffness in heel-toe distance runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 2(4), 139-143.
- ITRA. (s. d.). Consulté 4 janvier 2021, à l'adresse <https://itra.run/>

- JASP Team. (2020). *JASP (Version 0.14.1)[Computer software]*.
- Jeker, D., Falbriard, M., Vernillo, G., Meyer, F., Savoldelli, A., Degache, F., Schena, F., Amian, K., & Millet, G. P. (2020). Changes in spatio-temporal gait parameters and vertical speed during an extreme mountain ultra-marathon. *European Journal of Sport Science*, *20*(10), 1339-1345. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1712480>
- Jensen, K., Johansen, L., & Kärkkäinen, O. P. (1999). Economy in track runners and orienteers during path and terrain running. *Journal of Sports Sciences*, *17*(12), 945-950. <https://doi.org/10.1080/026404199365335>
- Jones, A. M. (2006). The Physiology of the World Record Holder for the Women's Marathon. *International Journal of Sports Science & Coaching*, *1*(2), 101-116. <https://doi.org/10.1260/174795406777641258>
- Kay, A. (2014). *Importance of descending skill for performance in fell races : A statistical analysis of race results*. <https://doi.org/10.1515/jqas-2013-0075>
- Khassetarash, A., Vernillo, G., Martinez, A., Baggaley, M., Giandolini, M., Horvais, N., Millet, G. Y., & Edwards, W. B. (2020). Biomechanics of graded running : Part II—Joint kinematics and kinetics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *30*(9), 1642-1654. <https://doi.org/10.1111/sms.13735>
- Klein, R. M., Potteiger, J. A., & Zebas, C. J. (1997). Metabolic and biomechanical variables of two incline conditions during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *29*(12), 1625-1630. <https://doi.org/10.1097/00005768-199712000-00012>
- Koldenhoven, R. M., & Hertel, J. (2018). Validation of a Wearable Sensor for Measuring Running Biomechanics. *Digital Biomarkers*, *2*(2), 74-78. <https://doi.org/10.1159/000491645>
- Kowalski, E., & Li, J. X. (2016). Lower limb joint angles and ground reaction forces in forefoot strike and rearfoot strike runners during overground downhill and uphill running. *Sports Biomechanics*, *15*(4), 497-512. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1185458>
- Kurz, M. J., Berg, K., Latin, R., & Degraw, W. (2000). The Relationship of Training Methods in NCAA Division I Cross-Country Runners and 10,000-Meter Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *14*(2), 196-201.
- Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(8), 1330-1337. <https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00014>

- Lafortune, M. A., Lake, M. J., & Hennig, E. (1995). Transfer function between tibial acceleration and ground reaction force. *Journal of Biomechanics*, 28(1), 113-117. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)80014-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)80014-x)
- Lemire, M., Hureau, T. J., Favret, F., Geny, B., Kouassi, B. Y. L., Boukhari, M., Lonsdorfer, E., Remetter, R., & Dufour, S. P. (2021). Physiological factors determining downhill vs uphill running endurance performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(1), 85-91. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.06.004>
- Lemire, M., Hureau, T., Remetter, R., Geny, B., Kouassi, B., Lonsdorfer-Wolf, E., Isner-Horobeti, M.-E., Favret, F., & Dufour, S. (2020). Trail Runners Cannot Reach VO₂max during a Maximal Incremental Downhill Test. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52, 8. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002240>
- Lussiana, T., Fabre, N., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. (2013). Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), e246-253. <https://doi.org/10.1111/sms.12057>
- Lussiana, Thibault, Hébert-Losier, K., & Mourot, L. (2015). Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *Journal of Sport and Health Science*, 4(2), 195-202. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2013.09.004>
- March, D. S., Vanderburgh, P. M., Titlebaum, P. J., & Hoops, M. L. (2011). Age, sex, and finish time as determinants of pacing in the marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 386-391. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bffd0f>
- Matijevich, E. S., Branscombe, L. M., Scott, L. R., & Zelik, K. E. (2019). Ground reaction force metrics are not strongly correlated with tibial bone load when running across speeds and slopes: Implications for science, sport and wearable tech. *PLoS ONE*, 14(1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210000>
- 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)
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 323-328. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92>
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19(2), 139-151. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00013-0](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00013-0)

- Mo, S., Chan, Z. Y. S., Lai, K. K. Y., Chan, P. P.-K., Wei, R. X.-Y., Yung, P. S.-H., Shum, G., & Cheung, R. T.-H. (2020). Effect of minimalist and maximalist shoes on impact loading and footstrike pattern in habitual rearfoot strike trail runners : An in-field study. *European Journal of Sport Science*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1738559>
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 46, 793-807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3341-3348. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.001>
- Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1104-1107. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.028>
- Morin, Jean Benoît, Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2), 167-180. <https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167>
- Morley, J. B., Decker, L. M., Dierks, T., Blanke, D., French, J. A., & Stergiou, N. (2010). Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(2), 205-214. <https://doi.org/10.1123/jab.26.2.205>
- Morrison, K. E., Hudson, D. J., Davis, I. S., Richards, J. G., Royer, T. D., Dierks, T. A., & Kaminski, T. W. (2010). Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot & Ankle International*, 31(11), 994-1000. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0994>
- Muniz-Pardos, B., Sutehall, S., Gellaerts, J., Falbriard, M., Mariani, B., Bosch, A., Asrat, M., Schaible, J., & Pitsiladis, Y. P. (2018). Integration of Wearable Sensors Into the Evaluation of Running Economy and Foot Mechanics in Elite Runners. *Current Sports Medicine Reports*, 17(12), 480-488. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000550>
- Napier, C., MacLean, C. L., Maurer, J., Taunton, J. E., & Hunt, M. A. (2018). Kinetic risk factors of running-related injuries in female recreational runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(10), 2164-2172. <https://doi.org/10.1111/sms.13228>
- Oliveira-Rosado, J., Duarte, J. P., Sousa-e-Silva, P., Costa, D. C., Martinho, D. V., Sarmento, H., Valente-dos-Santos, J., Rama, L. M., Tavares, Ó. M., Conde, J., Castanheira, J.,

- Soles-Gonçalves, R., Agostinete, R. R., & Coelho-e-Silva, M. J. (2020). Physiological profile of adult male long-distance trail runners : Variations according to competitive level (national or regional). *Einstein (São Paulo)*, 18, eAO5256. https://doi.org/10.31744/einstein_journal/2020AO5263
- Outdoor Participation Report*. (2019). Outdoor Industry Association. <https://outdoorindustry.org/resource/2019-outdoor-participation-report/>
- Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G. M., D'ottavio, S., & Tihanyi, J. (2012). Kinematics of running at different slopes and speeds. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1331-1339. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318231aafa>
- Padulo, J., Annino, G., Smith, L., Migliaccio, G. M., Camino, R., Tihanyi, J., & D'Ottavio, S. (2012). Uphill running at iso-efficiency speed. *International Journal of Sports Medicine*, 33(10), 819-823. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311588>
- Padulo, J., Powell, D., Milia, R., & Ardigò, L. P. (2013). A Paradigm of Uphill Running. *PLOS ONE*, 8(7), e69006. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0069006>
- Phan, X., Grisbrook, T. L., Wernli, K., Stearne, S. M., Davey, P., & Ng, L. (2017). Running quietly reduces ground reaction force and vertical loading rate and alters foot strike technique. *Journal of Sports Sciences*, 35(16), 1636-1642. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227466>
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(5), 372-376. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181b8c270>
- Rowlands, A. V., Eston, R. G., & Tilzey, C. (2001). Effect of stride length manipulation on symptoms of exercise-induced muscle damage and the repeated bout effect. *Journal of Sports Sciences*, 19(5), 333-340. <https://doi.org/10.1080/02640410152006108>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(7), 465-485. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005>
- Saunders, P. U., Telford, R. D., Pyne, D. B., Peltola, E. M., Cunningham, R. B., Gore, C. J., & Hawley, J. A. (2006). Short-term plyometric training improves running economy in highly trained middle and long distance runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 947-954. <https://doi.org/10.1519/R-18235.1>
- Scheer, V., Basset, P., Giovanelli, N., Vernillo, G., Millet, G. P., & Costa, R. J. S. (2020). Defining Off-road Running : A Position Statement from the Ultra Sports Science

- Foundation. *International Journal of Sports Medicine*, 41(5), 275-284. <https://doi.org/10.1055/a-1096-0980>
- Scheer, V., Vieluf, S., Janssen, T. I., & Heitkamp, H. (2019). Predicting Competition Performance in Short Trail Running Races with Lactate Thresholds. *Journal of Human Kinetics*, 69(1), 159-167. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0092>
- Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheidt, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics : A systematic review. *Sports Health*, 6(3), 210-217. <https://doi.org/10.1177/1941738113508544>
- Shih, Y. O., Teng, H.-L., & Powers, C. M. (2019). Lower Extremity Stiffness Predicts Ground Reaction Force Loading Rate in Heel Strike Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(8), 1692-1697. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001963>
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 89(1), 1-7. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0741-y>
- Støren, Ø., Helgerud, J., & Hoff, J. (2011). Running Stride Peak Forces Inversely Determine Running Economy in Elite Runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 117-123. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62c8a>
- 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 & Medicine*, 19(1), 20-37.
- Swanson, S. C., & Caldwell, G. E. (2000). An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1146-1155. <https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00018>
- Taborri, J., Keogh, J., Kos, A., Santuz, A., Umek, A., Urbanczyk, C., van der Kruk, E., & Rossi, S. (2020). Sport Biomechanics Applications Using Inertial, Force, and EMG Sensors : A Literature Overview. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/2041549>
- Telhan, G., Franz, J. R., Dicharry, J., Wilder, R. P., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). Lower limb joint kinetics during moderately sloped running. *Journal of Athletic Training*, 45(1), 16-21. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.1.16>
- Tenforde, A. S., Hayano, T., Jamison, S. T., Outerleys, J., & Davis, I. S. (2020). Tibial Acceleration Measured from Wearable Sensors Is Associated with Loading Rates in Injured Runners. *PM&R*, 12(7), 679-684. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12275>

- Thomas, D. Q., Fernhall, B., & Granat, H. (1999). Changes in Running Economy During a 5-km Run in Trained Men and Women Runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 13(2), 162-167.
- Thompson, M. A. (2017). Physiological and Biomechanical Mechanisms of Distance Specific Human Running Performance. *Integrative and Comparative Biology*, 57(2), 293-300. <https://doi.org/10.1093/icb/ix069>
- Townshend, A. D., Worringham, C. J., & Stewart, I. B. (2010). Spontaneous pacing during overground hill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(1), 160-169. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181af21e2>
- van der Worp, H., Vrielink, J. W., & Bredeweg, S. W. (2016). Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 50(8), 450-457. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094924>
- Vercruyssen, F., Tartaruga, M., Horvais, N., & Brisswalter, J. (2016). Effects of Footwear and Fatigue on Running Economy and Biomechanics in Trail Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(10), 1976-1984. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000000981>
- Vernillo, G., Aguiar, M., Savoldelli, A., Martinez, A., Giandolini, M., Horvais, N., Edwards, W. B., & Millet, G. Y. (2020). Regular changes in foot strike pattern during prolonged downhill running do not influence neuromuscular, energetics, or biomechanical parameters. *European Journal of Sport Science*, 20(4), 495-504. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1645212>
- Vernillo, G., Giandolini, M., Edwards, W. B., Morin, J.-B., Samozino, P., Horvais, N., & Millet, G. Y. (2017). Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sports Medicine*, 47(4), 615-629. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0605-y>
- Vernillo, G., Martinez, A., Baggaley, M., Khassetarash, A., Giandolini, M., Horvais, N., Edwards, W. B., & Millet, G. Y. (2020). Biomechanics of graded running : Part I - Stride parameters, external forces, muscle activations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(9), 1632-1641. <https://doi.org/10.1111/sms.13708>
- Whiting, C. S., Allen, S. P., Brill, J. W., & Kram, R. (2020). Steep (30°) uphill walking vs. running : COM movements, stride kinematics, and leg muscle excitations. *European Journal of Applied Physiology*, 120(10), 2147-2157. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04437-y>

- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *63*(3), 1236-1245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.3.1236>
- Willis, S. J., Gellaerts, J., Mariani, B., Basset, P., Borrani, F., & Millet, G. P. (2019). Level Versus Uphill Economy and Mechanical Responses in Elite Ultratrail Runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *14*(7), 1001-1005. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0365>
- Xu, Y., Yuan, P., Wang, R., Wang, D., Liu, J., & Zhou, H. (2021). Effects of Foot Strike Techniques on Running Biomechanics : A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*, *13*(1), 71-77. <https://doi.org/10.1177/1941738120934715>
- Yin, L., Hu, X., Lai, Z., Liu, K., & Wang, L. (2020). Leg Stiffness and Vertical Stiffness of Habitual Forefoot and Rearfoot Strikers during Running. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2020*, 1-6. <https://doi.org/10.1155/2020/8866340>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force : A systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *26*(1), 23-28. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>
- Zhang, J. H., An, W. W., Au, I. P. H., Chen, T. L., & Cheung, R. T. H. (2016). Comparison of the correlations between impact loading rates and peak accelerations measured at two different body sites : Intra- and inter-subject analysis. *Gait & Posture*, *46*, 53-56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.002>

Remerciements

En premier lieu, je tiens à remercier mon superviseur, Francis Degache, pour son aide précieuse et pour le temps qu'il m'a consacré tout au long de ce projet. Il a su me guider et me fournir de nombreux conseils qui ont animé ma réflexion et qui m'ont aidé à trouver des solutions pour avancer.

Un grand merci à toute l'équipe de MotionLab pour son soutien et pour le financement des capteurs inertiels qui m'ont permis de réaliser cette étude. Merci également à l'Université de Fribourg d'avoir rendu possible ce projet et à Wolfgang Taube d'avoir accepté d'évaluer mon travail.

Je souhaite particulièrement remercier Alexander Rubin pour ses encouragements inconditionnels et pour me soutenir dans tout ce que j'entreprends. Également passionné de trail running, son regard critique a fructifié mon raisonnement. Merci également à ma famille et mes amis pour leur présence et pour avoir su me divertir.

Enfin, je remercie la course Sierre-Zinal et tous les participants qui se sont volontairement mis à disposition pour la réalisation de cette étude. Merci de m'avoir permis d'accomplir ce projet qui me tenait à cœur.